

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

André Lucas Filho

**Avaliação da resistência mecânica de pilares protéticos cone Morse sólidos
e com parafuso passante**

CURITIBA
2017

André Lucas Filho

Avaliação da resistência mecânica de pilares protéticos cone Morse sólidos e com parafuso passante

Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Rubens Moreno de Freitas

CURITIBA
2017

André Lucas Filho

Avaliação da resistência mecânica de pilares protéticos cone Morse sólidos e com parafuso
passante

Presidente da banca (orientador): Profº. Dr. Rubens Moreno de Freitas.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dr^a Larissa Carvalho Trojan.

Prof. Dr Sérgio Rocha Bernardes

Aprovada em: 29/05/2017

Dedicatória

À Deus por me carregar nos braços e cuidar sempre da minha família, obrigado Senhor por me permitir realizar mais esse sonho.

... Aos meus pais André Lucas e Lucien Gomes Meneses Lucas, pelo exemplo de vida e de dedicação na criação dos filhos, tenho muito orgulho de fazer parte dessa família e os tenho como referência para educar os meus filhos.

À minha esposa, amor e amiga Tatiana Carvalho da Costa Lucas, que durante esses dois anos de curso se desdobrou para ser mãe e ao mesmo tempo pai em vários momentos da minha ausência. Obrigado pela paciência e pelo apoio incondicional, amo você demais.

Aos meus filhos Mariana Lucas e André Lucas que são o meu maior presente, minhas maiores riquezas. Tenham certeza que compensarei todos os momentos ausentes dos últimos anos.

Aos meus irmãos Sérgio, Roberto e Lucila. Obrigado pela união da nossa família.

À Dra Alaíde Hermínia, amiga irmã e referência na profissão que tanto amo.

Ao amigo e colega Luiz Alves Neto pelo apoio na realização dos testes desse trabalho.

Obrigado por abdicar do seu precioso tempo para me ajudar.

Obrigado aos colegas Mirabeau Ramos, Alexandre Franco, Edvaldo Dória e Luiz Carlos pelo constante apoio profissional e pessoal.

Agradecimentos

Ao meu orientador Rubens Moreno de Freitas pela maneira educada, amigável e humilde que trata todas as pessoas com qual se relaciona, sem qualquer tipo de distinção.

Aos colegas de curso que se tornaram amigos nesses dois anos.

Aos professores Leandro Eduardo Kluppel, Rogéria Acedo Vieira e Ivete Aparecida de Mattias Sartori. Meu muito obrigado, aprendi muito com vocês nesses dois anos. Verdadeiros exemplos de mestre.

Aos Bibliotecários: Luciana, Tânia e Vitor, a funcionária Karina, em nome dos quais agradeço aos demais funcionários do ILAPEO.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	10
2. Revisão de Literatura.....	12
3. Proposição.....	30
4. Materiais e Métodos.....	31
5. Artigo Científico.....	37
6. Referências.....	53
7. Apêndice.....	58
8. Anexos.....	70

Lista de Figuras

Figura 1 – Corpos de prova com: Análogos, munhões sólidos com 1,5mm de transmucoso e esfera em níquel-cromo.	31
Figura 2 – Corpos de prova com: Análogos, munhões com parafuso passante com 1,5mm de transmucoso e esfera em níquel-cromo.	32
Figura 3 - Delineador com o conjunto análogo e transferente CM de moldeira aberta.....	33
Figura 4 – Análogo ao nível do tubo de alumínio, fixado com resina.	33
Figura 5 – Torque de 32N no pilar sólido.	34
Figura 6 – Torque de 15N no pilar com parafuso passante.	34
Figura 7- Análogo fixado à nível da resina.	34
Figura 8 – Máquina de teste. MTS Bionix Landmark 3070.02.	35
Figura 9 – Conjunto do ensaio fixado em dispositivo para teste com angulação de 30°.....	36

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

N - Newton

N.cm - Newton por centímetro

p – Valores de “p” dos testes estatísticos

CM – Cone Morse

mm/min - milímetro por minuto

°C – Grau Celsio

% - Porcentagem

KN – Kilo Newton

G1 – Grupo 1

G2 – Grupo 2

G3 – Grupo 3

G4 - Grupo 4

%- Percentual

15S- Munhão universal com 1,5mm de transmucoso e sólido

15P- munhão universal com 1,5mm de transmucoso e com parafuso passante

45S-Munhão universal com 4,5mm de transmucoso e sólido

45P- munhão universal com 4,5mm de transmucoso e com parafuso passante

RPM – Rotações por Minuto

HE- Hexágono externo

HI- Hexágono interno

° - Graus

µm- Micrômetro

Resumo

A estabilidade biomecânica dos componentes protéticos quando as restaurações implanto suportadas são submetidas à carga exercem um papel fundamental para o sucesso da implantodontia. O objetivo desse trabalho foi avaliar a resistência de pilares retos sólidos e com parafuso passante de dois componentes em implantes cone Morse, submetidos a cargas compressivas oblíquas com 30° de angulação. Para isto, foram utilizados 2 grupos, distribuídos da seguinte forma: 6 análogos do sistema cone Morse e parafusados sobre os mesmos os pilares de acordo com o torque recomendado pelo fabricante (Neodent[®], Curitiba, Paraná, Brasil). Grupo 1 – 3 pilares retos sólidos (munhão universal de corpo único) com 4,5 mm de diâmetro, 1,5 mm de cinta e 6mm de altura(15S); Grupo 2 - 3 pilares retos com dois componentes (munhão universal com parafuso passante) com 4,5 mm de diâmetro, 1,5 mm de cinta e 6mm de altura(15P). Os conjuntos (Análogo do implante/transferente de moldeira aberta) foram fixados em um recipiente com resina auto polimerizável com auxílio de um delineador para uniformizar o direcionamento dos conjuntos de modo que o análogo fique no nível da superfície da resina. Os pilares correspondentes foram torquados nos análogos com valores de 32N para os pilares sólidos (grupos 1 e 2) e de 15N para os pilares com parafuso passante com duas peças (grupos 3 e 4), foram submetidos a testes de carga compressiva oblíqua para avaliar a resistência a fratura e deformação dos pilares. Três conjuntos análogo/pilar de cada grupo foram submetidos a testes mecânicos de flexão em uma máquina de teste universal a uma velocidade de 0,5mm/min até deformação do conjunto análogo/pilar. Os valores médios de resistência a compressão máxima oblíqua foram superiores para o Pilar sólido (G1: 1032,81N) quando comparados ao Grupo com parafuso passante (G2: 593,662N).

Palavras chaves: Implantes dentários; Resistência de materiais; Fenômenos mecânicos.

Abstract

The biomechanical stability of the prosthetic components when the supported implant restorations are subjected to loading play a fundamental role for the success of implantology. The objective of this work was to evaluate the resistance of solid straight pillars and with bypass bolt of two components and different transmucosal heights in Morse cone implants submitted to oblique compressive loads with 30 ° of angulation. For this, 2 groups were used, distributed as follows: 6 analogs of the Morse cone system and screwed on them the abutments according to the torque recommended by the manufacturer (Neodent[®], Curitiba, Paraná, Brazil). Group 1 - 3 solid straight pillars (universal single body trunnion) with 4.5 mm diameter, 1.5 mm band and 6 mm high (15S); Group 2 –3 straight pillars with two components (universal trunnion with through screw) with 4.5 mm in diameter, 1.5 mm in belt and 6 mm in height (15P). The sets (Implant analog / open tray transfer) were fixed in a container with self-polymerizable resin with the aid of eyeliner to standardize the targeting of the assemblies so that the analog remains at the level of the resin surface. The corresponding columns were tormented in the analogues with 32N values for the solid pillars (group 1) and 15N for the two-piece screw bolts (group 2), they were submitted to tests of oblique compressive load and tests. Three analog / pillar assemblies from each group were subjected to mechanical bending tests on a universal test machine at a speed of 0.5mm / min until deformation of the analog / pillar assembly. The mean values of resistance to maximum oblique compression were higher for the solid abutment (G1:1032,81N) when compared to the group with through screw (G2: 593,66N).

Key words: Dental implants; Material resistance; Mechanical phenomena.

1. Introdução

As altas taxas de sucesso dos implantes dentários em reabilitações totais fixas,¹serviu de incentivo para que mais tarde suas indicações fossem ampliadas e utilizassem implantes e até mesmo restaurações unitárias. Os estudos têm relatado que reabilitar pacientes com ausência de um único dente, através de implantes dentários apresentam elevados índices de sucesso (MANGANO et al. 2008 e 2010) tornando-a na maioria dos casos, a primeira opção de tratamento para restauração do edentulismo unitário (JEMT, 2008).

A implantodontia contemporânea avalia como sucesso não somente a osseointegração, mas restaurações funcionais e esteticamente satisfatórias associadas a tecidos periimplantares saudáveis com resultados estáveis em longo prazo (CUMBO et al. 2013). Apesar da reabilitação com implantes dentários ser uma opção de tratamento com eficácia comprovada, algumas complicações podem ocorrer em consequência das forças de diferentes intensidades e direções durante a mastigação e em alguns casos de hábitos parafuncionais. O complexo implante-pilar representa o ponto mais fraco dos implantes dentários e problemas de ordem mecânica como a folga ou fratura do pilar, afrouxamento do parafuso de fixação protético podem ocorrer, comprometendo desse modo, a função oral. Embora na maioria dos casos essas complicações não gerem problemas catastróficos, as repetidas folgas dos parafusos podem afetar o sucesso da terapia com implantes e na satisfação do paciente. Com o objetivo de evitar ou pelo menos minimizar esses tipos de intercorrências as indústrias de implantes dentários começaram a desenvolver outros tipos de conexões para substituir a conexão tipo hexágonos externo, dentre elas estão as conexões cone Morse e as conexões com hexágono interno (SCHMITT et al. 2014).

As complicações biomecânicas ocorrem principalmente nas reposições unitárias, pois a exigência do conjunto implante-pilar protético é ainda maior (CREUGERS et al. 2000)

(JUNG et al. 2008) (MANGANO et al. 2010) dentre os vários tipos de conexões em implantes dentários, a conexão cone Morse tem mostrado uma superioridade biomecânica do complexo implante/pilar em relação ao hexágono externo e interno relatada em estudos⁴. No sistema cone Morse o pilar protético penetra o implante produzindo uma ótima estabilidade mecânica (NENTWIG, 2004). Apesar da comprovada superioridade biomecânica dos implantes com conexões cone Morse, esse tipo de sistema não está totalmente livre de insucessos e algumas complicações podem acontecer, como a folga e fratura do pilar (GRACIS et al. 2012).

Desse modo, o presente trabalho consiste em analisar a resistência mecânica de pilares protéticos sólidos e com duas peças (parafuso passante), com diferentes alturas de transmucoso, em implantes com conexão cone Morse.

2. Revisão de Literatura

A manutenção do sucesso da prótese sobre implante é a estabilidade dos parafusos protéticos, que dependem basicamente da configuração geométrica da conexão implante-pilar e do torque no parafuso que promove uma força compressiva entre pilar e implante, conhecido como pré-carga. A interface protética interna cone Morse consiste em um cone dentro de outro cone, o que proporciona uma maior estabilidade biomecânica do sistema implante/pilar, uma menor infiltração bacteriana e menor perda óssea periimplantar.

Norton (1997), através de um estudo *in vitro*, comparou a resistência à força de flexão de um sistema de implante com conexão interna cônica (Astra Tech AB Molndal, Sweden) com um sistema de conexão hexagonal (hexágono externo) do sistema Brånemark (Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden). Seis unidades foram testadas para cada sistema, sendo cada conjunto composto por um pilar fixado a um implante e um cilindro de ponte fixado ao pilar. Foram realizados dois testes. O teste 1 na interface implante-pilar e o teste 2 a interface pilar-cilindro. Foram utilizados implantes com 3,5mm de diâmetro com conexão interna cônica e implantes de 3,75mm de diâmetro com conexão do tipo HE. Os testes foram realizados com uma velocidade constante de deslocamento de 1mm/min, a 90° do longo eixo do conjunto com carga de até 100N. O momento de flexão máximo foi de 2030Nmm (carga de 81N) no sistema cônico e de 1262Nmm (carga de 50N) no sistema Brånemark (HE). O sistema de conexão cônica demonstrou uma maior resistência ao momento de flexão, quando comparado ao sistema de conexão HE, tanto na conexão implante-pilar, quanto na interface pilar-cilindro.

Norton (2000) realizou uma avaliação *in vitro* que teve como objetivo defender a hipótese que a resistência a momentos de flexão de um pilar sólido de 1 peça sem hexágono interno é maior que a de um pilar de 2 peças com hexágono interno. Os testes foram feitos em 12 unidades em que 6 delas eram compostas de um implante (Astra Tech, de diâmetro 4.5 mm

ST) e um pilar de 1 peça Uni Abutment TM ST e as outras 6 eram compostas de um implante e de um pilar de 2 peças Profile TM Abutment ST. Todos os componentes foram fabricados em titânio puro, exceto o parafuso de pilar de 2 peças, que era de liga de titânio. Cada unidade foi montada de acordo com as recomendações do fabricante com um torque de 15Ncm para os pilares de 1 peça e de 25Ncm para os pilares de 2 peças. Os implantes foram parafusados em uma viga rígida e os pilares foram presos em outra viga, a uma distância de 100 mm, usando um anel de braçadeira. As cargas aplicadas variaram de 0 a 500 N. Os testes foram executados com aumento de força e velocidade constante de 1 mm / minuto, até o momento em que causasse falha na unidade ou a carga máxima fosse alcançada. Os testes foram repetidos 6 vezes para cada pilar. Em cada caso, as unidades foram desmontadas para detectar onde a fratura ou deformação plástica tinha ocorrido. Para os pilares de 1 peça, o ponto de deformação ou zona crítica foi a parte cilíndrica do pilar sólido de titânio. Nos pilares de 2 peças, a deformação ocorreu na cabeça do parafuso do pilar e no hexágono interno. Os momentos médios necessários para a deformação plástica dos pilares de 1 e de 2 peças foram de 4176Nmm e 4049Nmm, respectivamente. Isso demonstrou uma resistência significativa em três pontos de flexão que pode se estender para além da relevância clínica, mesmo na ausência de hexágono interno. O autor concluiu que a incorporação de um parafuso em um pilar cônico de 2 peças não reduziu a capacidade de uma junção pilar/implante cônica em resistir às forças de flexão quando comparada a um pilar de uma peça. Além disso, a ausência de um hexágono interno não reduziu a eficácia de um pilar em resistir à flexão e não pareceu resultar em um aumento no afrouxamento do pilar quando sujeito a altos momentos de flexão.

Khraisat et al (2002), avaliaram a resistência a fadiga e modos de falha de dois sistemas de implantes: Sistema Brånemark com conexão implante/pilar tipo hexágono externo unitário e ITI com conexão interna cônica com 8 graus unitário. Foram utilizados sete implantes de 10mm de comprimento de cada sistema e foram instalados em blocos cilíndricos

de resina acrílica a uma profundidade de 7mm. CeraOne e pilares sólidos foram parafusados nos sistemas Branemark e ITI respectivamente. Uma carga cíclica de 100N foi aplicada perpendicular ao longo eixo dos conjuntos pilar/implante a uma taxa de 75 ciclos/min. por até 1800000 ciclos. Os conjuntos foram montados com uma máquina de teste com um dispositivo que registrava o número de ciclos até a falha. Para o grupo Brånemark todos os parafusos fraturaram entre 1,178,023 e 1,733,526. Para o grupo ITI não houve falhas até 1,800,000 ciclos. As análises estatísticas mostraram diferença significativas altas entre os dois sistemas, mostrando, nesse estudo uma superioridade do sistema ITI com relação à resistência a fadiga.

Perriard et al, 2002 compararam a resistência mecânica entre sistemas cone Morse convencionais e indexados (com uma chave octagonal interna) do sistema de implantes ITI® (Straumann, Waldenburg, Suíça). Foram analisados 3 grupos: Implantes padrão com pilares padrão (SS); Implantes com octágono com pilares padrão (SO) e implantes com octágono com pilares com octágono (OO). Os conjuntos foram montados em uma máquina de teste com uma angulação de 15° frequência de carregamento de 2,05 Hz a 106 ciclos. Foi realizado também nesse estudo, uma análise através do método de elemento finito. Não houve diferenças significativas quanto à resistência mecânica dos sistemas testados, sob teste de flexão. Enquanto as configurações S-S e S-O são similares em relação à indução de estresse, o software identificou má concentração extrema no sistema O-O.

Cehreli et al. (2004) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a resistência mecânica sobre testes de fadiga de implantes synOcta®ITI® com dois tipos de pilares protéticos: Pilares sólidos de uma peça e pilares synOcta para coroas cimentadas de duas peças. Nesse estudo foram cimentadas coroas sobre os pilares e cargas cíclicas axial e lateral de 75 $\pm$ 5N foram aplicadas durante 500.000 ciclos com 0.5Hz e um ângulo de 20°. Foram avaliados os torques de remoção dos pilares após a ciclagem e observou-se que os pilares sólidos apresentaram resultados significativamente maiores que os pilares synOcta.

Huang et al. (2005) realizaram esse estudo com o objetivo de avaliar o mecanismo pelo qual um parafuso de pilar falha e com qual magnitude de carga. Para esse estudo foram utilizados implantes com 3.75mm de diâmetro e 10mm de comprimento (Biotech One, Taipei, Taiwan), pilares com altura de 8mm e um parafuso para conectar os componentes. O conjunto implante-pilar foi fixado em uma base da máquina de teste e as cargas estáticas foram realizadas com angulação de 30° e com uma taxa vertical de carga de 0.05mm/s até a amostra fraturar ou uma deformação plástica maior que 2mm ocorrer. 35 amostras foram testadas através da ciclagem mecânica com frequência de 15Hz, a máquina de ensaio desligou automaticamente, quando a amostra falhou ou a carga cíclica atingiu 5 X 10 a 6 ciclos. Após cada teste o número de ciclos de carga e o modo de falha foi registrado, as superfícies fraturadas foram analisadas utilizando um microscópio eletrônico de escaneamento que observou duas fases de fratura: Uma região lisa e uma região rugosa. Através da área lisa na superfície de fratura, foi possível avaliar as condições de carga e a fadiga de parafuso de implantes fraturados por fadiga, demonstrando ser esse um indicador útil para avaliar os mecanismos de fratura.

Kitagawa et al (2005) avaliou nesse estudo, a influência do tipo da conexão implante/pilar na folga de pilares parafusados, utilizando uma análise dinâmica não linear pelo método de elemento infinito. Foram usados dois sistemas de implantes: Sistema de implante Ankylos (Degussa Dental, Hanau, Alemanha), com junção cônica de 3,5 de diâmetro por 14mm de comprimento e o sistema de implante Branemark (Nobel Biocare, Gothenburg, Suécia) com uma conexão em topo tipo hexágono externo (HE) de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento. Os pilares foram apertados em seus respectivos implantes com torque de 300 N para o sistema cônico e 450 N para o sistema em topo. Uma análise tridimensional de elemento infinito foi realizada, simulando um carregamento cíclico e demonstrou que a conexão cônica apresentou menos movimento que a conexão tipo hexágono externo em todas

as direções e diferentemente da conexão HE, não apresentou movimento de rotação. Esse estudo mostrou claramente que o comportamento dinâmico do sistema de implante dental é influenciado pela conexão entre o implante e o pilar.

Jung et al. (2008) realizaram uma revisão sistemática com o objetivo de avaliar a sobrevivência de coroas unitárias implanto suportadas em função durante 5 anos e descrever a incidência de complicações biológicas e técnicas. A taxa de sobrevivência de coroas unitárias implanto suportadas (SCs) foi de 94.5%. A taxa de sobrevivência de coroas metalo-cerâmicas (95.4%) foi significativamente maior que as de coroa total cerâmica (91.2%). A folga de parafusos ou pilares foi de 12.7% e a fratura dos mesmos foi de 0.35%. Os autores concluíram que depois de 5 anos altas taxas de sobrevivência para implantes e coroas unitárias implanto suportadas podem ser esperadas, no entanto complicações biológicas e particularmente técnicas são frequentes.

Mangano et al. (2008) através de um estudo multicêntrico prospectivo avaliaram a taxa de sobrevivência e de sucesso de 314 implantes com conexão cone Morse (Leone sistema de implantes[®], Florença, Itália), em implantes unitários na região anterior e posterior. Foi considerado sobrevivente o implante que permaneceu em função até o final do estudo. Os critérios de sucesso incluíram: ausência de supuração e mobilidade, profundidade de sondagem <5mm, ausência de complicações protéticas, ausência de contínua radiolussência peri-implantar, distância entre a plataforma do implante e o primeiro contato osso-implante crestal (DIB) < que 1.5mm depois de 1 ano em função sobre carga. A taxa de sobrevivência foi de 98.4%, a folga do conjunto implante-pilar foi de 0.6% e a taxa de sucesso do conjunto implante-coroa foi de 98.7%.

Coppedê et al. (2009a) avaliaram a resistência a fratura de dois tipos de conexão implante-pilar submetidas a cargas oblíquas compressivas. Foram utilizados 20 implantes (Neodent[®], Curitiba, Paraná, Brasil), de 4,3 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, sendo

10 implantes de conexão hexágono interno (HI) e 10 implantes de conexão cone Morse. Os pilares foram parafusados nos respectivos implantes, sendo o torque para os pilares de hexágono interno (2 peças) de 10N.cm e nos pilares cônicos (1 peça, sólido) de 20N.cm. Os implantes foram colocados em um cilindro de aço inoxidável e aprofundados 10 mm para simular 3mm de reabsorção óssea. Foram medidas a força de deformação máxima (MDF) e força de fratura (FF) das amostras sobre carga compressiva a 45°, utilizando 500Kgf de carga e deslocamento de 1mm/min em uma máquina de teste universal. Os valores de deformação máxima foram maiores para o sistema cônico ($90.58 \pm 6.72 \text{Kgf}$) e para o sistema HI ($83.73 \pm 4.94 \text{Kgf}$), revelando uma diferença estatística significativa entre os dois sistemas. Apenas os conjuntos com conexão HI fraturaram e com valores de carga ($79.86 \pm 4.77 \text{Kgf}$). Foi observado, através da microscopia óptica, que a fratura dos pilares do sistema HI ocorreu nos parafusos de fixação e as deformações permanentes ocorreram na plataforma do implante.

Os sistemas cônicos mostraram deformação permanente na plataforma do implante e no pescoço do pilar. Os autores concluíram que a retenção friccional das conexões cônicas promovem uma boa estabilidade mecânica e uma resistência a fratura e a deformação superior quando comparada com o sistema de conexão HI.

Coppedê et al. (2009) avaliaram os efeitos da carga cíclica e repetidos ciclos de inserção/remoção na perda de torque de pilares com conexão interna cônica. Foram utilizados nesse estudo 68 implante com conexão cônica de 4.3mm de diâmetro e 13mm de comprimento (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil). Os implantes foram divididos em quatro grupos, n=17. Os grupos 1 e 3 receberam pilares sólidos de uma peça e os grupos 2 e 4 receberam pilares de duas peças. Todos os pilares com dimensões de 4,5mm de diâmetro, 2,5mm de altura de transmucoso e 6mm de altura. Os grupos 1 e 2, o primeiro com pilar sólido e o segundo com pilar de duas peças, foram simplesmente instalados e desinstalados e os valores de torque e destorque medidos. Os grupos 3 e 4, o primeiro com uma peça e o

segundo com duas peças, foram instalados, carregados mecanicamente e desinstalados. Os valores de torque e destorque foram medidos. O grupo 4 foi subdividido em dois grupos, 4a (valor de destorque necessário para folga do parafuso de fixação; 4b (valor de destorque necessário para remoção do pilar do implante). Dez ciclos de inserção/remoção foram realizados para cada conjunto pilar/implante. Os autores concluíram que os valores de torque de remoção tenderam a diminuir com o aumento dos ciclos de inserção e remoção. Os pilares que receberam carga mecânica tiveram o torque de remoção aumentado em comparação aos pilares que não receberam carga. A perda de torque foi maior nos grupos 4a e 2 (mais de 30% de perda), seguidos pelos grupo 1 (perda de 10,5%), grupo 3 (5,4% de perda) e grupo 4b (ganho de torque de 39%).

Mangano et al. (2009) avaliaram a taxa de sobrevivência e o sucesso clínico, radiográfico e protético de 1920 implantes cone Morse (Leone sistema de implantes[®], Florença, Itália). Uma avaliação prospectiva foi feita 12, 24, 36 e 48 meses após a instalação dos implantes, foram avaliados: o índice de placa modificado (mPI), o índice de sangramento do sulco modificado, a profundidade de sondagem (PD) e a distância entre a plataforma do implante e o primeiro contato osso-implante na crista foram medidos em mm (DIB). O implante foi classificado como sobrevivente, quando ele ainda estava em função até o final desse estudo. Os critérios de sucesso incluíram: a ausência de supuração e mobilidade clínica do implante, PD <5mm, (DIB)<1.5mm após 12 meses de carga funcional e não excedendo 0.2mm para cada ano seguinte e a ausência de recorrente complicação protética na interface implante-pilar. As restaurações protéticas foram do tipo: próteses fixas parciais, coroas unitárias, prótese fixa do arco total e sobredentaduras.

Falharam 36 implantes e foram removidos. A taxa de sobrevivência dos implantes foi 97.56% (96.12% na maxila e 98.91% na mandíbula). A taxa de sucesso dos implantes foi 96.61% (95.25% na maxila e 98.64% na mandíbula). Poucas complicações protéticas foram

relatadas (0.65% de folga da interface implante-pilar em coroas unitárias), não houve complicações recorrentes nos outros tipos de próteses. Os autores concluíram que a alta estabilidade mecânica do conjunto implante-pilar, nas conexões do tipo cone Morse, reduz significativamente as complicações protéticas.

Mangano et al. (2010) selecionaram pacientes com ausência dentária unitária que desejavam repor essa unidade através de implante. Seis diferentes centros participaram desse trabalho e foram instalados implantes com conexão cone Morse (Leone sistema de implantes[®], Florença, Itália), em pacientes que apresentavam, no mínimo, 3,3 mm de espessura e 8,0 mm de altura óssea. Os implantes foram mantidos submersos por 3 meses na mandíbula e, pelo menos, 4 meses na maxila. Após esse tempo os implantes foram expostos e os cicatrizadores instalados. Foram feitas restaurações provisória em resina sobre pilares metálicos e mantidas por 3 meses e depois as restaurações definitivas foram colocadas. As áreas estéticas foram restauradas com coroas totais cerâmicas e com coroas metalo cerâmicas nas regiões posteriores todas foram cimentadas com cimento de óxido de zinco e eugenol.

Dois pilares afrouxaram (na região posterior da mandíbula), durante o primeiro ano em carga, esses pilares foram reinstalados e não houve mais incidência de folga durante esse estudo. Uma percentagem muito pequena de pilares folgaram (0,66%), a taxa de sobrevivência dos implantes foi de 98,4% e a taxa de sucesso implante-coroa foi de 97,07%. Os autores concluíram que a taxa de sucesso do conjunto implante-coroa em implantes unitários com conexão cone Morse é muito boa.

Ribeiro et al. (2011) com o objetivo de comparar a resistência a fadiga de três interfaces implante-pilar (Hexágono externo, hexágono interno e cônica) utilizou trinta implantes de cada tipo de interface com 4mm de diâmetro e 13mm de comprimento (Conexão Sistema de Prótese, SP, Brasil), pilares correspondentes aos tipos de conexões foram fixados aos implantes e os conjuntos foram submetidos a cargas cíclicas durante 10⁶ ciclos e uma

frequência de 16Hz. Foi avaliado o nível de força médio, onde 50% das amostras sobreviveram. Como resultado, a interface hexagonal externa apresentou resultado superior quando comparado com a interface cônica e hexagonal interna. Não houve diferença estatística entre as duas conexões internas.

Seetoh et al. (2011) realizaram um estudo com o objetivo de investigar o desempenho de três sistemas de implantes cônicos e seus pilares de titânio e zircônia, quando submetidos a testes de fadiga. Foram utilizados implantes de diâmetro regular do sistema Ankylos (AK) (Dentsply/Friadent), o sistema PrimaConnex (PC) (Keystone Dental) e o sistema Straumann Bone Level (ST) (Institut Straumann). Os implantes foram colocados em tubos para ensaios e preenchidos com resina epóxi até o nível do implante. Para cada sistema os pilares correspondentes de titânio e zircônia foram apertados de acordo com recomendações dos fabricantes e testados (seis grupos com cinco amostras para cada grupo). Uma máquina de teste de fadiga de carga rotacional foi utilizada para aplicar uma carga de 21N a uma ângulo de 45° em relação ao longo eixo das amostras, a máquina funciona em 10Hz até falhar ou ao limite máximo de cinco milhões de ciclos. Os autores concluíram que não houve diferenças significantes entre os pilares de titânio para os três sistemas testados, enquanto que houve uma diferença significativa entre os sistemas de pilar de zircônia testados. As falhas dos pilares de titânio para o grupo PrimaConnex aconteceram primeiramente na cabeça do parafuso, sugerindo um ponto fraco nesse local. Falhas dos pilares de titânio para os grupos Ankylos e Straumann foram simultaneamente de fratura dos parafusos e fratura dos componentes retidos dentro dos implantes. Para os grupos de pilares de zircônia, o sistema Straumann exibiu desempenho significativamente melhor aos testes de fadiga comparados aos grupos Ankylos e PrimaConnex. O desempenho dos testes de fadiga dos pilares de zircônia depende do sistema, indicando que os processos de fabricação e manuseio em combinação com o desenho da conexão foram fatores importantes. Os testes foram realizados até a falha

(flexão ou fratura do parafuso de fixação e/ou pilar) ou sobrevivência quando não ocorreram falhas até a carga máxima de 800N.cm, para esse ensaio utilizaram 42 implantes de conexão cônica de 4mm de diâmetro e 11mm de comprimento foram distribuídos em dois grupos. N=21, grupo AT – Astratech[®]; grupo SV- Signo Vincas[®]. Os implantes foram fixados verticalmente em resina acrílica, vazada em um tubo de plástico, deixando o topo da plataforma no mesmo nível da superfície do tubo, os pilares correspondentes foram apertados com torque de 20N.cm e foram enceradas coroas na forma de um incisivo central superior, fundida com uma liga de CoCr e cimentadas com Relyx unicem, 3M ESPE;St. Paul,MN,USA). Três amostras foram submetidas ao teste de carga individual de fratura (SLF) com uma inclinação de 30° e a partir da média dos valores de falha, o *step-Stress accelerated life-testing* (SSALT) foram determinados para as outras 18 amostras de cada grupo. Os valores de fratura para carga individual foram de 430,17N.cm±50,22 para o grupo AT e 468,8± 25,15N.cm para o grupo SV. O nível de confiança avaliado de acordo com as restaurações que não falharam submetidos a 50000 ciclos de carga a 200N.cm foi de 95% para o grupo AT e 88% para o grupo SV. Não houve diferença entre os valores de confiança nos dois grupos testados, o acúmulo de dano por fadiga foi um fator acelerador para falha de ambos os grupos e o principal modo de falha foi a fratura do pilar na região da junção cônica e fratura do parafuso na região do pescoço.

Gracis et al. (2012) por meio de uma revisão sistemática de literatura, avaliaram a incidência de complicações técnicas de conexões protéticas internas e externas em implantes unitários, observaram que a folga dos parafusos de pilares foi a mais freqüente complicação técnica ocorrida e que os sistemas de implantes com conexões externas apresentaram mais freqüência de folgas de parafusos, confirmando portanto, a influência do tipo de conexão nessas complicações, mas que o aperto desses parafusos, seguindo as orientações dos

fabricantes, pode diminuir a incidência dessas complicações. A incidência de fratura dos parafusos dos pilares não se mostrou influenciada pelo tipo de conexão.

Bidra e Rungruanunt (2013) constataram, através de uma revisão sistemática sobre resultados clínicos dos pilares-implantes na região anterior, com artigos selecionados de janeiro de 1970 a agosto de 2012, que o número de fratura dos parafusos dos pilares foi mínima e que a folga do parafuso do pilar foi a mais comum complicação mecânica relatada, esses problemas ocorreram principalmente nos estudos onde foram utilizados implante do tipo hexágono externo. Concluíram os autores que pode ser preferível a utilização de implantes com conexão interna para restaurações unitárias que mostraram mínima folga de parafuso nessa revisão sistemática.

Feitosa et al. (2013) compararam valores de torque e destorque de parafusos intermediários de implantes com conexão hexágono externo, hexágono interno e cone Morse em restaurações unitárias antes e após ciclagem mecânica. Trinta implantes com 4.3 de diâmetro e 13mm de comprimento e componentes protéticos correspondentes (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil). Foram distribuídos em três grupos. N=10. Grupo HE (Hexágono externo), grupo HI (Hexágono interno) e grupo MT (Cone Morse). Os pilares protéticos foram apertados em seus respectivos implantes de acordo com as recomendações dos fabricantes, foram submetidos a cargas cíclicas com força axial de 400N, com frequência de 8Hz e um total de 1 milhão de ciclos, simulando um ano em função. Os pilares cone Morse (MT) apresentaram os maiores valores de destorque após ciclagem quando comparados com os pilares HE e HI.

Seol et al. (2013) realizaram esse trabalho com o objetivo de avaliar o deslocamento de diferentes conjuntos implante-pilar depois de submetidos a carga cíclica. Nesse estudo foram utilizados implantes Warantec (Seoul, Korea) com conexão em topo tipo hexágono externo, conexão interna cônica com pilar de uma peça (grupo 1) e conexão interna cônica

com pilar de duas peças (grupo 2). Foram utilizados sete conjuntos implante-pilar para cada grupo. Carga cíclica dinâmica foi aplicada com 150 ± 10 N e uma frequência de 4 Hz. O grupo de hexágono externo não mostrou deslocamento axial, existiu contínuo deslocamento axial no conjunto implante-pilar dos grupos 1 e 2 com 10000 ciclos e foi encontrado mais deslocamento axial no grupo 2 que no grupo 1.

Gehrke e Pereira (2014) avaliaram, através de scanner de microscopia eletrônica, a interface implante-pilar de um sistema de conexão cone Morse antes e depois da carga cíclica. Para esse estudo foram utilizados quatro implantes com conexão cone Morse (Implacil De Bortoli) com 4.0mm de diâmetro e 11mm de comprimento foram fixados em cilindros de polivinil. Os cilindros foram preenchidos com resina até aproximadamente 1mm abaixo da plataforma do implante. Os pilares de 4.5mm de diâmetro, 3.5mm de altura de transmucoso e 4.0mm de altura de base protética foram parafusados nos implantes com torque de 25N e as amostras foram submetidas a cargas cíclicas com 345,600 ciclos, a carga aplicada foi de 80N e a frequência de 4Hz. Através das imagens obtidas com a microscopia eletrônica antes e depois do carregamento, observou-se que os tamanhos dos espaços entre os pilares e implantes foram significativamente menores depois da carga cíclica 1.35 ± 0.64 μ m que os valores antes do carregamento 3.34 ± 2.17 Mm.

Goiato et al. (2015) realizaram uma revisão sistemática da literatura para avaliar se a conexão interna é mais eficiente que a conexão externa nos pontos de vista mecânicos, biológicos e estéticos. Uma pesquisa eletrônica na MEDLINE e em base de dados de conhecimentos na WEB foi realizada para estudos relevantes publicados em inglês até novembro de 2013 por dois revisores independentes. As palavras chaves usadas na pesquisa incluíram a combinação de “*dental implant*” e “*internal connection*” ou “*Morse connection*” ou “*external connection*”. Os estudos selecionados foram ensaios clínicos randomizados, estudos prospectivos ou retrospectivos e estudos *in vitro* com o claro objetivo de investigar as

conexões de implantes internas e/ou externas utilizadas. Os autores concluíram que as conexões externas e internas apresentam diferentes características mecânicas, biológicas e estéticas. Todos os sistemas mostraram efetividade e altas taxas de sucesso. O nível de manutenção da crista óssea é maior em torno das conexões internas quando comparadas as externas. A conexão cone Morse mostrou ser mais eficiente em relação aos aspectos biológicos, permitindo uma menor infiltração bacteriana e perda óssea em implantes unitários e que esse tipo de conexão apresenta alta estabilidade mecânica.

Mangano et al. (2014) avaliaram, durante 10 anos, a taxa de sobrevivência e de complicações de implantes com conexão cônica em restaurações fixas (unitárias, parciais e de arco total). Os pacientes foram avaliados anualmente, onde se observou os parâmetros clínicos, radiográficos e protéticos de restaurações implanto suportadas (478 unitárias, 242 parciais e 19 de arco total). A incidência de complicações mecânicas foi baixa (3/739; 0,4%), com 3 folgas de pilares em restaurações unitárias e não houve nenhuma fratura de pilares. As complicações mecânicas como descementação e fratura da cerâmica foram mais frequentes (24/739; 3,2%). Os autores concluíram que os baixos índices de complicações demonstram que o uso de implantes com conexão cônica é um procedimento com alta previsibilidade de sucesso, tanto para restaurações parciais como para arcos totais.

Schmitt et al. (2014) através de uma revisão sistemática, avaliaram o desempenho de implantes com conexão cone Morse *in vitro* e *in vivo*, com a incumbência de determinar se existem evidências que suportem a superioridade desse tipo de conexão protética sobre as demais. Os artigos foram criteriosamente selecionados e os temas centrais foram os seguintes: 1-Se os sistemas de implantes com conexão cone Morse comparados a conexão não cônica mostram melhor desempenho *in vitro* em relação ao selamento implante-pilar. 2-Se o sistema de conexão cônica comparado ao não cônica resulta em menor mudança no nível ósseo marginal e superior taxa de sobrevivência dos implantes. Chegaram às seguintes conclusões:

Nenhuma conexão tem 100% de selamento bacteriano, no entanto existem evidências que o sistema de conexão cônica é superior nesse aspecto. O sistema de conexão cônico é mais resistente ao movimento do pilar e aumento do espaço, quando comparado ao hexágono interno e externo, tem maior resistência a perda de torque, a carga de fadiga e máxima flexão. Os sistemas de conexões cônicas apresentam menor tensão ao parafuso do pilar que o sistema de conexão hexágono externo e são comparáveis ao sistema de hexágono interno. Sistemas de conexão cônica e não cônica são comparáveis em relação à sobrevivência e sucesso dos implantes e na maioria dos casos os sistemas de conexão cônica promovem uma menor perda óssea marginal.

Shin et al (2014) avaliaram a influência do tipo e do diâmetro da conexão implante/pilar na estabilidade do parafuso de fixação. Para isso foram utilizados três tipos de conexão: uma conexão hexágono externo (USII) de dois estágios, uma conexão interna cônica com 8° de 1 estágio(SSII) e uma conexão interna cônica com 11° 2-estágios (GSII) da Osstem sistema de implantes (Osstem, Pusan, Coreia) e foi comparada a perda de torque de remoção dos parafusos de pilares, após repetidas cargas. Foram utilizados dois diâmetros de implante para cada sistema, os pilares foram parafusados com 30 N nos respectivos implantes e os torques de remoção foram medidos. Esses pilares foram apertados novamente e cargas cíclicas foram aplicadas e os torques de remoção foram medidos após a ciclagem mecânica.

As conexões tipo hexágono externo tiveram uma menor perda de torque que os de conexões interna cônica após ciclagem mecânica. Os diâmetros largos apresentaram uma menor perda de torque de remoção que os implantes de plataforma regular, após ciclagem mecânica.

Castro (2015) realizou um trabalho com o objetivo de avaliar a influência do indexador protético na resistência mecânica de implantes cone Morse. Foram utilizados 30 implantes cone Morse (Neodent, Curitiba, Brasil), divididos em 3 grupos (n=10). Implantes

sem indexador protético e munhão universal cone Morse sólido (Grupo NIS), implantes com o indexador protético e munhão universal cone Morse sólido (Grupo WIS) e implantes e munhão com o indexador protético (Grupo WIP). Os implantes foram fixados em uma base metálica e os munhões foram apertados nos implantes de acordo com recomendações do fabricante. A resistência a fratura foi determinada pela aplicação de uma carga perpendicular aos munhões com uma máquina de teste universal. A média de resistência à fratura foi de 353.7 N para o grupo NIS; 397.3 para o grupo WIS e 372.0 para o grupo WIP. Não houve diferença estatística de todos os grupos testados.

Foi feita também uma análise, através de testes de elementos finitos. Um conjunto implante-pilar foi modelado e a forma do implante, munhão e parafuso do munhão foram fornecidos pelo fabricante em um formato específico (IGES). As cargas foram realizadas simulando as mesmas condições dos testes de flexão e foi feita uma análise da distribuição de tensão dentro do implante. Esse trabalho demonstrou que a presença do index protético não diminuiu a resistência e essa região se apresentou livre de tensão.

Lillo et al. (2015) com objetivo de avaliar a resistência de pilares em implantes cone Morse utilizaram 40 implantes com conexão cone Morse, (Drive Neodent[®], Curitiba Paraná, Brasil) com 3,5 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento. Foram parafusados pilares tipo munhão universal (CM exact, Neodent[®], Paraná, Brasil), com 6 mm de altura em todos os implantes e as amostras foram divididas em quatro grupos (n=10) do seguinte modo: Grupo 1 – pilares de 4,5 mm de diâmetro e 2,5 mm de altura de transmucoso; Grupo 2 – pilares de 4,5 mm de diâmetro e 3,5 mm de altura de transmucoso; Grupo 3 – pilares de 3,3 mm de diâmetro e 2,5 mm de altura de transmucoso e Grupo 4 – pilares de 3,3 mm de diâmetro e 3,5 mm de altura de transmucoso. Todos os implantes foram colocados em um cilindro de resina, depois os pilares foram instalados nos implantes com um torque de 15N.cm medido com um torquímetro digital. Os implantes foram colocados em uma plataforma com angulação de 30°.

Através de uma máquina de teste universal (Instron, Boston, MA, USA), a carga oblíqua compressiva foi realizada com uma carga de 1000Kgf a 0,5 mm/min de velocidade. Todos os pilares mostraram deformação permanente, mas as roscas do parafuso e as junções implante-pilar ficaram intactas. Houve diferença significativa entre os grupos, exceto entre os grupos 2 e 3. Todos os pilares mostraram deformação permanente na região coronal e na porção transmucosa. Foi observado que transmucoso de baixa altura resulta em uma grande magnitude de pico de carga e que os pilares com diâmetro largo têm uma alta resistência a compressão. Não foram observadas fraturas nos grupos 1 e 2, já nos grupos 3 e 4 foram observadas fraturas na porção coronal dos pilares. Não houve fraturas ou folgas dos parafusos dos pilares em todos os grupos avaliados.

Santos et al. (2015) analisaram a resistência a fratura de pilares retos e angulados de conexão protética cone Morse em implantes dentários. Para isso foram utilizados 32 implantes (Neodent[®], Curitiba, Paraná, Brasil) de 3,75mm de diâmetro e 11mm de comprimento que foram montados em uma base de alumínio e aplicado torque de 80N.cm com um torquímetro manual protético; os pilares foram divididos em dois grupos, n=16. Grupo 1 (pilares retos) com aplicação de torque de 32N.cm e grupo 2 (pilares angulados, 17°) com torque de 15N.cm. Os conjuntos implante-pilar foram submetidas a cargas compressivas e cíclicas, aplicadas a uma distância de 11mm $\pm$ 0,5mm do ponto de fixação do implante, a angulação da carga foi de 30° $\pm$ 2°, frequência de 15Hz e um número máximo de cinco milhões de ciclos de carregamento. Após os ensaios cíclicos de fadiga, 50% dos pilares fraturaram em um número de ciclos abaixo dos cinco milhões estabelecidos. Os pilares retos fraturaram com cargas menores (média=565N.cm) em relação aos pilares angulados (média=832N.cm), os valores mínimos e máximos de cargas ocorridos nas amostras fraturadas nos pilares retos foram menores (470N.cm-630N.cm), em relação aos angulados (760N.cm-890N.cm). Não houve diferença significativa na resistência a fratura entre os dois grupos.

Ugurel et al. (2015) em um estudo *in vitro*, avaliou a resistência mecânica da conexão cone Morse sem parafuso e comparou com três diferentes conexões com parafuso. Quatro sistemas de implantes foram testados: um sistema de conexão Morse sem parafuso SMT system; Tasarimmed Octo (Istanbul, Turkey) e três sistemas de conexão interna com parafuso: Straumann Bone Level (Basel Switzerland), Biohorizons Internal (Birmingham, AL, USA), e Dentsply Friadent Xive (Mannheim, Germany). Foram utilizadas 64 espécimes, 32 foram submetidas a carga dinâmica e 32 a carga estática. A carga dinâmica foi realizada utilizando um simulador de mordida com 120 N a 1.75 Hz por 1.2×10^6 ciclos e a carga estática foi realizada com uma máquina de teste universal a uma velocidade de 2 mm/min com uma angulação de 30°. Ciclos até a falha para carga dinâmica e carga de fratura/flexão para estática foram registrados. Os autores concluíram que o sistema de conexão cone Morse sem parafuso apresentou valores menores de resistência quando comparados aos sistemas de conexões interna com parafuso tanto para cargas dinâmicas quanto estáticas.

Coray et al. (2016) através de uma revisão sistemática com meta análise, realizaram uma busca na literatura no período de 01/01/1970 a 31/12/2014 e avaliaram as condições de carga utilizados nos testes de fadiga dos pilares de implante para comparar a resistência a fratura de diferentes tipos de pilares e tipos de conexão depois de submetidos a carga cíclica.

Foram incluídos apenas os estudos que relataram valores de fratura estática antes e após o ciclo de fadiga dos pilares, que permitiram a comparação do efeito de envelhecimento através da carga cíclica. O processo de seleção resultou no final com uma amostra de sete estudos e apesar da heterogeneidade das condições de carga dos testes de fadiga da amostra, pôde-se concluir que: os pilares de zircônia e titânio não mostram diferenças significativas, com relação a resistência, após a carga de ciclagem, conexões de pilar-implante internas demonstraram resistência a fratura significativamente maior que as conexões externas depois da carga cíclica (interna: $774,0 \pm 582,3\text{N}$; externa: $481,2 \pm 137,5\text{N}$). A resistência a fratura de

todos os tipos de pilares diminuiu significativamente, quando o número de ciclos de carga excedeu 1 000 000 de ciclos.

Santos et al. (2016) realizaram um trabalho com o objetivo de analisar a resistência implante/pilar à fadiga. Foram utilizados 37 implantes (3.75 x 11mm) do sistema cone Morse e 37 pilares, divididos em dois grupos, n=16: pilar reto, n=21: pilar anatômico. (Neodent[®] Curitiba, Paraná, Brasil). Três conjuntos de cada grupo foram submetidos inicialmente a testes de flexão que foram feitos por meio de aplicação de uma carga compressiva axial crescente com uma velocidade de 0.5mm/min o que determinou a carga máxima de resistência e esses resultados serviram de parâmetro para realização dos testes cíclicos. Utilizando 80% da carga referente a carga máxima alcançada pelas amostras no ensaio de flexão foram iniciados os ensaios cíclicos. Das 31 amostras ensaiadas ciclicamente, 17 (54,8%) fraturaram em um número de ciclos abaixo dos 5 milhões estabelecidos, sendo que 8 (25,8%) pertenciam ao grupo dos pilares retos e 9 (29%) dos pilares anatômicos; 14 amostras (45,2%) resistiram aos testes cíclicos (5 pilares retos -16,1% e 9 pilares anatômicos - 29,1%). Os dados obtidos mostram que nos dois grupos em relação à carga (N) a que tinham sido submetidos durante o ensaio cíclico, os pilares retos suportaram cargas maiores (média: 566N±59,8N) de fratura em relação aos pilares anatômicos (média: 367,2±80N).

Os autores concluíram que houve diferença estatística significativa a resistência à fadiga das amostras ensaiadas, com o pilar reto mostrando maiores médias e que os dois tipos de pilares (retos e anatômicos), diante dos resultados encontrados, podem ser bem indicados para reabilitações protéticas na região incisiva anterior. O pilar reto sólido foi, em condições *in vitro*, o pilar mais resistente, pois obteve resultados mais favoráveis em relação ao pilar anatômico, resistindo melhor ao limite de fadiga.

3. Proposição

A proposição deste trabalho consiste em:

Avaliar e comparar a resistência à fratura de pilares protéticos cone Morse com diferentes modelos de fabricação (pilares sólidos e com parafuso passante), submetidos a cargas compressivas de flexão.

4. Materiais e métodos

4.1 Amostras

Os ensaios foram feitos através de carga máxima compressiva até a deformação ou fratura do componente protético. Foram utilizados 6 análogos com sistema de conexão protética cone Morse (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) e 6 pilares parafusados de dois tipos: 3 pilares sólidos e 3 pilares com parafuso passante (Figuras 1 e 2). As amostras foram divididas em dois grupos (n=3:). Grupo 1 - 3 pilares retos sólidos (munhão universal de corpo único) com 4,5 mm de diâmetro, 1,5 mm de cinta e 6mm de altura; Grupo 2 - 3 pilares retos com dois componentes (munhão universal com parafuso passante) com 4,5 mm de diâmetro, 1,5 mm de cinta e 6mm de altura, (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil).



Figura 1 – Corpos de prova com: Análogos, munhões sólidos com 1,5mm de transmucoso e esfera em níquel-cromo.



Figura 2 – Corpos de prova com: Análogos, munhões com parafuso passante com 1,5mm de transverso e esfera em níquel-cromo.

Para padronização dos testes, foi utilizado um delineador (Figura 3). Um tubo de alumínio com 10mm de diâmetro e 35 de altura foi fixado em um orifício na base do delineador e vaselinado internamente, um conjunto transferente de moldeira aberta-análogo do implante cone Morse foi abaixado através de uma haste vertical do delineador até que o nível da plataforma do análogo ficasse no mesmo nível do cilindro. Resina acrílica autopolimerizável foi manipulada e vertida no tubo de alumínio para fixar o análogo (Figura 4). Após presa da resina, os corpos de prova foram removidos dos tubos. Os componentes protéticos foram instalados nos análogos com torques de 32 N.cm no grupo 1 (munhão universal de corpo único) (Figura 5) e de 15N.cm no grupo 2 (Figura 6)(munhão universal com parafuso passante), seguindo orientações do fabricante (Neodent[®], Curitiba, Paraná, Brasil). Esta disposição do análogo ser instalado ao nível da resina simula uma situação clínica, onde não houve alteração dos tecidos ósseos periimplantares. Com o objetivo de uniformizar um único local para carregamento mecânico foram encerados sobre os munhões esferas com 5mm de diâmetro e fundidas no laboratório em Níquel-Cromo.



Figura 3 - Delineador com o conjunto análogo e transferente CM de moldeira aberta.

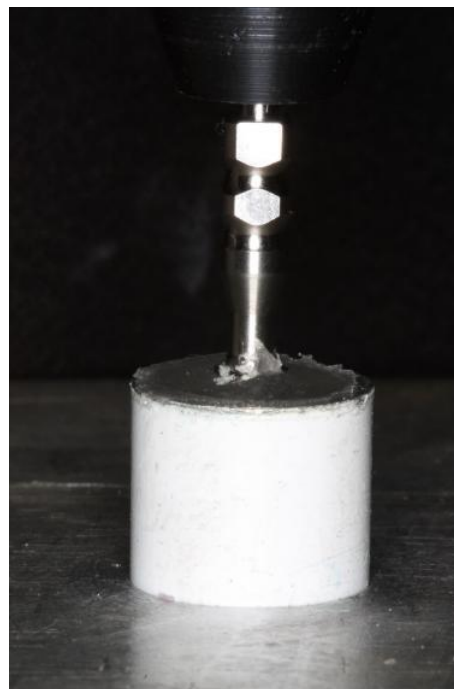


Figura 4 – Análogo ao nível do tubo de alumínio, fixado com resina.



Figura 5 – Torque de 32N no pilar sólido.



Figura 6 – Torque de 15N no pilar com parafuso passante.



Figura 7- Análogo fixado à nível da resina.

4.2 Protocolo de teste

Os conjuntos análogo-pilar foram submetidos a carregamento compressivo em um equipamento Material Test System – MTS Bionix Landmark 3070.02 com Controlador Test Star II (MTS Systems Corporation, Minnesota, USA) (Figura 8), realizado com os conjuntos encaixados em um dispositivo próprio para o ensaio, confeccionado em aço carbono e que apresenta um plano inclinado e um orifício para fixar o tubo de resina com o conjunto análogo-pilar em uma angulação de 30° (Figura 9). A carga foi aplicada a $11\text{mm} \pm 0,5\text{mm}$ de distância do ponto de fixação do implante, com inclinação de $30^\circ \pm 2^\circ$ em relação ao longo eixo do implante com uma velocidade de $0,5\text{mm/min}$. Os testes seguiram a normativa que regulamenta esses ensaios. (ISO 14801).

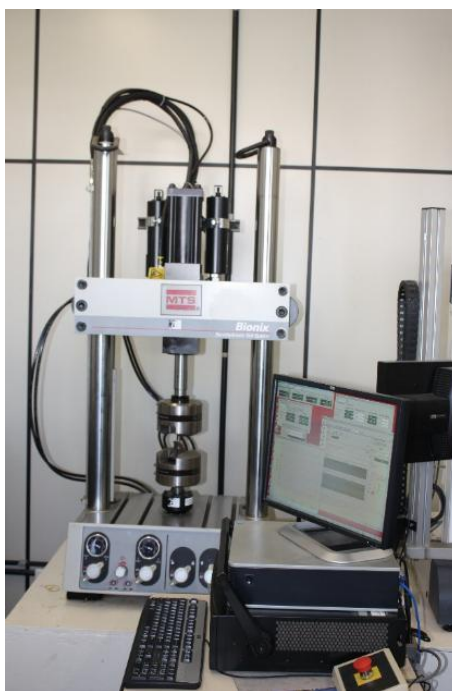


Figura 8 – Máquina de teste. MTS Bionix Landmark 3070.02



Figura 9 – Conjunto do ensaio fixado em dispositivo para teste com angulação de 30° .

5. Artigo Científico

5.1 Artigo 1

Artigo elaborado segundo as normas da revista ImplantNewsPerio International Journal (ISSN 2447-7567)

Avaliação da resistência mecânica de pilares protéticos cone Morse sólidos e com parafuso passante.

André Lucas Filho* Luis Alves Oliveira-Neto** Rubens Moreno de Freitas***

*Aluno do Mestrado em Implantodontia do Instituto de Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico- ILAPEO- Curitiba - PR- BRASIL, Especialista em Prótese Dental USP- Bauru- SP, Professor do curso de especialização em implantodontia ABO-Se.

**Professor da universidade federal de Sergipe UFS. Professor do Curso de especialização em implantodontia ABO-Se. Mestre e Doutor em Reabilitação oral pela USP/Bauru.

***Professor do Programa de Mestrado do ILAPEO. Doutorado em Odontologia com ênfase em Implantodontia pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (2013) e Research Fellowship no Laboratory for Applied Periodontal & Craniofacial Regeneration, Augusta/GA – EUA

Auto Correpondente: André Lucas Filho

Av. Ministro Geraldo Barreto Sobral,2131. Jardins, Aracaju – Se – Brasil

Cep: 49026-010

andreluca@oi.com.br

Resumo

Objetivo: Avaliar a resistência de munhões cone Morse de diferentes modos de fabricação (sólidos e com parafuso passante) submetidos à cargas compressivas. **Material e métodos:** foram utilizados 2 grupos, distribuídos da seguinte forma: 6 análogos do sistema cone Morse e parafusados sobre os mesmos os pilares de acordo com o torque recomendado pelo fabricante (Neodent®). Grupo 1 – 3 pilares retos sólidos (munhão universal de corpo único) com 4,5 mm de diâmetro, 1,5 mm de cinta e 6mm de altura(15S); Grupo 2 – 3 pilares retos com dois componentes (munhão universal com parafuso passante) com 4,5 mm de diâmetro, 1,5 mm de cinta e 6mm de altura(15P). Os conjuntos (Análogo do implante/transferente de moldeira aberta) serão fixados em um recipiente com resina auto polimerizável com auxílio de um delineador para uniformizar o direcionamento dos conjuntos de modo que o análogo fique no nível da resina. Os pilares correspondentes foram torqueados nos análogos com valores de 32N para os pilares sólidos e de 15N para os pilares com parafuso passante (duas peças), foram submetidos a testes de carga compressiva axial. Três conjuntos análogo/pilar de cada grupo foram submetidos a testes mecânicos de flexão em uma máquina de teste universal a uma velocidade de 0,5mm/min e com 30° de angulação até deformação do conjunto análogo/pilar. **Resultados:** Os valores compressivos médios foram: G1 (1032,81N) e G2 (593,662N). **Conclusão:** Os valores médios de resistência a compressão máxima oblíqua foram superiores para o grupo 1 (Pilar sólido).

Unitermos - Implantes dentários; Resistência de materiais; Fenômenos mecânicos.

Introdução

As altas taxas de sucesso dos implantes dentários em reabilitações totais fixas¹, serviu de incentivo para que mais tarde suas indicações fossem ampliadas e utilizassem implantes até

mesmo restaurações unitárias. Reabilitações de apenas uma unidade, através de implantes dentários, apresentam também, elevados índices de sucesso², tornando-a na maioria dos casos, a primeira opção de tratamento para restauração do edentulismo unitário³. A implantodontia contemporânea avalia como sucesso não somente a osseointegração, mas restaurações funcionais e esteticamente satisfatórias associadas a tecidos periimplantares saudáveis com resultados estáveis a longo prazo⁴. Apesar da reabilitação com implantes dentários ser uma opção de tratamento com eficácia comprovada, algumas complicações podem ocorrer, em consequência das forças de diferentes intensidades e direções durante a mastigação e em alguns casos de hábitos parafuncionais. O complexo implante-pilar representa o ponto mais fraco dos implantes dentários e problemas de ordem mecânica como a folga ou fratura do pilar, afrouxamento do parafuso de fixação protético podem ocorrer, comprometendo desse modo, a função oral. Embora na maioria dos casos essas complicações não gerem problemas catastróficos, as repetidas folgas dos parafusos podem afetar o sucesso da terapia com implantes e na satisfação do paciente. Com o objetivo de evitar ou pelo menos minimizar esses tipos de intercorrências as indústrias de implantes dentários começaram a desenvolver outros tipos de conexões para substituir a conexão tipo hexágono externo, dentre elas estão as conexões cone Morse e as conexões com hexágono interno⁵. As complicações biomecânicas ocorrem principalmente nas reposições unitárias, pois a exigência do conjunto implante-pilar protético é ainda maior^{2,6,7}, dentre os vários tipos de conexões em implantes dentários, a conexão cone Morse tem mostrado uma superioridade biomecânica do complexo implante/pilar em relação ao hexágono externo e interno relatada em estudos⁸. No sistema cone Morse o pilar protético penetra o implante produzindo uma ótima estabilidade mecânica⁹. Apesar da comprovada superioridade biomecânica dos implantes com conexões cone Morse, esse tipo de sistema não está totalmente livre de insucessos e algumas complicações podem acontecer, como a folga e fratura do pilar¹⁰.

Desse modo, o presente trabalho consiste em analisar a resistência mecânica de pilares protéticos sólidos e com duas peças (parafuso passante), com diferentes alturas de transmucoso, em implantes com conexão cone Morse, submetidos a carga cíclica similares as mastigatórias.

Material e métodos

Os ensaios foram feitos através de carga máxima compressiva até a deformação ou fratura do componente protético. Foram utilizados 6 análogos com sistema de conexão protética cone Morse (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) e 6 pilares parafusados de dois tipos: sólidos e com parafuso passante. As amostras foram divididas em quatro grupos (n=3). Grupo 1 - 3 pilares retos sólidos (munhão universal de corpo único) com 4,5 mm de diâmetro, 1,5 mm de cinta e 6mm de altura(15S); Grupo 2 - 3 pilares retos com dois componentes (munhão universal com parafuso passante) com 4,5 mm de diâmetro, 1,5 mm de cinta e 6mm de altura(15P). (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil. Para padronização dos testes, foi utilizado um delineador onde foi fixado o conjunto transferente de moldeira aberta-análogo do implante cone Morse, o conjunto foi abaixado através de uma haste vertical do delineador e os análogos foram fixados verticalmente em resina acrílica, vazada em um tubo de alumínio que foi encaixado em um orifício na base do delineador, deixando o topo da plataforma no mesmo nível da superfície do tubo (Figura 1). Os componentes protéticos foram instalados nos análogos com torques de 32 N.cm no grupo 1 (munhão universal de corpo único) (Figura 2) e de 15N.cm nos grupos 2 (Figura3) (munhão universal com parafuso passante), seguindo orientações do fabricante (Neodent[®], Curitiba, Paraná, Brasil). Esta disposição do análogo ser instalado ao nível da resina simula uma situação clínica onde não há alteração dos tecidos ósseos periimplantares. Com o objetivo de uniformizar um único local para carregamento mecânico foram encerados sobre os munhões esferas com 5mm de diâmetro e fundidas no

laboratório em Níquel-Cromo.

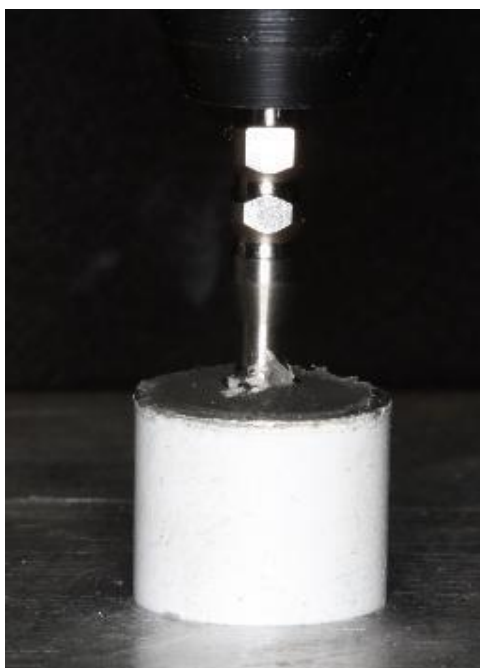


Figura 1 – Conjunto análogo-transferente CM parafusado no delineador com análogo à nível do tubo de alumínio, fixado com resina.



Figura 2 – Torque de 32N no pilar sólido.



Figura 3 – Torque de 15N no pilar com parafuso passante.

Ensaio de compressão oblíquo

Os conjuntos análogo-pilar foram submetidos a carregamento compressivo em um equipamento Material Test System – MTS Bionix Landmark 3070.02 com Controlador Test Star II (MTS Systems Corporation, Minnesota, USA) (Figura 4), realizado com os conjuntos encaixados em um dispositivo próprio para o ensaio, confeccionado em aço carbono, o mesmo apresenta um plano inclinado e um orifício para fixar o tubo de resina com o conjunto análogo-pilar em uma angulação de 30° (Figura 5). A carga foi aplicada a $11\text{mm} \pm 0,5\text{mm}$ de distância do ponto de fixação do implante, com inclinação de $30^\circ \pm 2^\circ$ em relação ao longo eixo do implante com uma velocidade de $0,5\text{mm/min}$. Os testes seguiram a normativa que regulamenta esses ensaios. (ISO 14801).

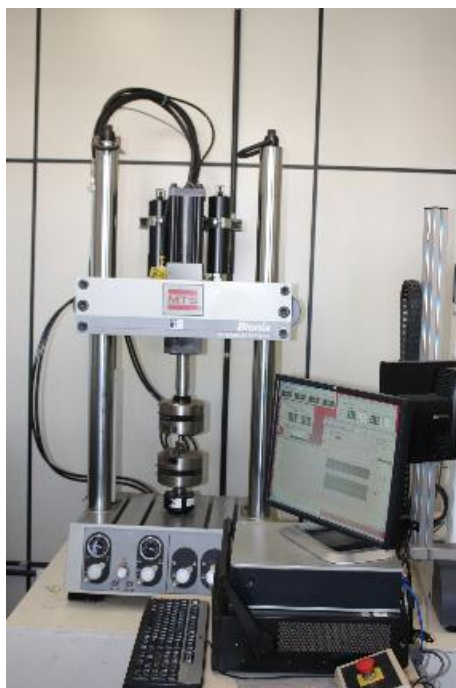


Figura 4 – Máquina de teste. MTS Bionix Landmark 3070.02



Figura 5 – Conjunto do ensaio fixado em dispositivo para teste com angulação de 30°.

Resultados

Após os testes mecânicos compressivos com uma angulação de 30° e velocidade de 0,5mm/min. A tabela 1 mostra a média da resistência dos pilares até o início da deformação plástica, os desvios padrão obtidos e os valores de resistência de cada amostra.

Tabela 1 - Valores máximos (N) , Média $\pm$ Desvio Padrão dos ensaios em compressão oblíqua para munhão sólido e munhão com parafuso passante.

	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3	Média $\pm$ Desvio Padrão
<i>Munhão Sólido</i> (n=3)	971,9	1072,65	1054,1	1032,81 $\pm$ 53,74*
<i>Munhão com Parafuso Passante</i> (n=3)	450,64	813,84	516,49	593,66 $\pm$ 193,50

* Comparação entre as médias com Test t. valor de $p = 0,0193$.

O gráfico 1 destaca os valores máximos obtidos até o início da deformação plástica nos grupos 1 (Pilares sólidos) e 2 (Pilares com parafuso passante) de 1,5mm de altura de transmucoso e os desvios padrão entre as amostras.

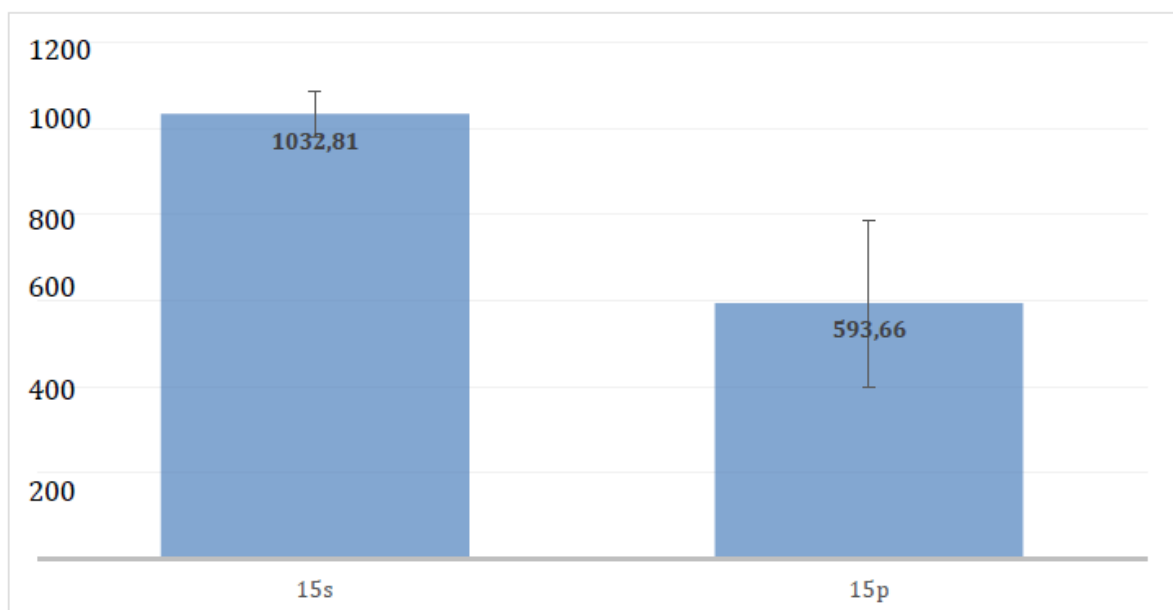


Gráfico 1 - Comparação entre as médias da compressão axial dos Munhões Sólidos e com Parafusos Passantes.

Discussão

Os implantes dentais são dispositivos biomecânicos e exibem várias complicações técnicas⁶. Esses problemas mecânicos são devido à sobrecarga e fadiga dos componentes protéticos¹⁰. Para resolver esses problemas, as indústrias desenvolveram uma variedade de formas de conexões implante-pilar. A conexão cônica, entre implante e componente protético, apresenta inúmeras vantagens em relação à conexão em topo (hexágono externo) que foi o primeiro tipo de conexão desenvolvido da implantodontia contemporânea e em relação a conexão em hexágono interno, essa superioridade é comprovada por uma grande quantidade de estudos^{8,11,12,13}. Pequenas percentagens de complicações são encontradas quando pacientes reabilitados com implantes cone Morse são avaliados, tanto em trabalhos que avaliam reposições unitárias^{7,14}, quanto nos que avaliam prótese sobre implante fixa total, fixa parcial e overdentures¹⁵.

Através de uma revisão sistemática da literatura para avaliar se a conexão interna é mais eficiente que a conexão externa nos pontos de vista mecânicos, biológicos e estéticos¹⁶. O nível de manutenção da crista óssea é maior em torno das conexões internas quando comparadas as externas. A conexão cone Morse mostrou ser mais eficiente em relação aos aspectos biológicos, permitindo uma menor infiltração bacteriana e perda óssea em implantes unitários e que esse tipo de conexão apresenta alta estabilidade mecânica⁵.

O objetivo do presente trabalho foi avaliar o comportamento em fadiga de pilares com conexão tipo cone Morse de um mesmo sistema de implantes, foram utilizados pilares com diferentes alturas de transmucoso e fabricados com e sem parafuso passante. Esse estudo, *in vitro*, tem como objetivo avaliar a resistência de pilares através de cargas compressivas oblíquas. Nossos resultados demonstraram uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,019$) entre os grupos analisados, com grupo 1 (Pilar sólido) apresentando a média de resistência à fratura de 1032,81 N, estatisticamente maior que a média do grupo 2 (Pilar com

parafuso passante) que apresentou 593,66N.

Uma avaliação comparativa da resistência a flexão entre implantes com conexão cone Morse sólidos e conexão em hexágono interno com parafuso passante (duas peças) submetidos a carga compressiva, mostrou maior resistência dos pilares sólidos cone Morse quando comparado aos pilares com duas peças de hexágono interno⁸. Em outro estudo¹⁷, analisaram a resistência à fadiga de conjuntos implante/pilar cone Morse. Os conjuntos implantes/pilares foram submetidos a testes cíclicos de fadiga, foram utilizados dois tipos de conjuntos implante-pilar. Grupo 1- os pilares retos (sólidos) e Grupo 2 pilares anatômicos (com parafuso passante). O grupo 1 suportou cargas maiores (média: 566N±59,8N) de fratura em relação aos pilares do grupo 2 (média: 367,2±80N). Embora os autores tenham utilizado componentes angulados, nossos resultados mostraram comportamento semelhante ao nosso estudo com maior resistência para os pilares sólidos CM em relação aos pilares com duas peças CM. Em outro estudo¹⁶ os autores analisaram a resistência a fratura de pilares retos (sólidos) e angulados (com parafuso passante), não encontraram diferença significativa na resistência a fratura entre os dois grupos, quando testados através de ciclagem mecânica.

Outro estudo¹⁹ comparou a resistência entre dois sistemas de conexão implante-pilar, uma conexão implante/pilar cônico interno de uma peça (sem parafuso passante) e uma hexagonal interna cônica com pilar de duas peças (com parafuso passante). Foram realizados testes com forças crescentes e velocidade constante (1mm/min) até que a carga aplicada causasse falha da amostra ou a carga máxima fosse alcançada. Foram medidos os momentos de flexão máxima e não houve diferenças estatísticas significantes entre os dois sistemas. Os resultados desses dois estudos divergem dos encontrados nesse estudo.

Avaliando a resistência de pilares em implantes cone Morse de dois diâmetros (4,5 e 3,3mm) e de duas alturas de transmucoso (2,5 e 3,5mm), observaram que transmucoso de baixa altura resulta em uma grande magnitude de pico de carga e que os pilares com diâmetro

largo têm uma alta resistência a compressão²².

Foi avaliada a resistência a fratura de pilares do sistema cone Morse de mesma marca comercial de três tipos: Reto (sólido); angulado de 17° (com parafuso passante) e 30° (com parafuso passante)²¹. Os pilares foram avaliados através de testes de compressão máximo à uma angulação de 30° em relação ao longo eixo do pilar protético. Os autores concluíram que os pilares retos sólidos são estatisticamente mais resistentes que os pilares angulados com parafuso passante e que quanto maior a angulação do pilar protético, menor é a resistência à fratura.

A literatura diverge bastante com relação aos valores de carga máxima na mastigação e encontra valores que variam entre 95 N e 250 N, na região de incisivos e de 180 N e 850 N na região de primeiro molar^{22,23}. De acordo com os valores máximos de mordida encontrados nesses estudos, os resultados encontrados nesse trabalho mostram que para região anterior os dois tipos de pilares sólidos e com parafuso passante são bem indicados e que na região posterior os pilares sólidos seriam melhor indicados. Futuros estudos poderão elucidar a diferença de comportamento mecânico entre a presença ou ausência do parafuso passante, bem como a variação da altura do transmucoso. Estudos de ensaio de fadiga cíclica poderão demonstrar se esse comportamento ocorrerá durante as simulações da mastigação, dessa forma colaborando para o melhor entendimento da utilização e indicação desses componentes na clínica.

Conclusão

A resistência à fratura de pilares protéticos cone Morse com diferentes modelos de fabricação (pilares sólidos e com parafuso passante), submetidos a cargas compressivas de flexão, foram diferente nos dois grupos. O grupo com munhão sólido apresentou os maiores valores de resistência no ensaio à compressão oblíqua.

Evaluation of the mechanical strength of solid Morse cone prongs with through screw

Purpose: to evaluate the resistance of Morse cone sleeves of different manufacturing modes (solids and with screw through) subjected to compressive loads. **Material and method:** 2 groups were used, distributed as follows: There will be: 6 analogs of the Morse cone system and screwed on them the abutments according to the torque recommended by the manufacturer (Neodent®, Curitiba, Paraná, Brazil). Group 1 - 3 solid straight pillars (universal single body trunnion) with 4.5 mm diameter, 1.5 mm band and 6 mm high (15S); Group 2 - 3 straight pillars with two components (universal trunnion with through screw) with 4.5 mm in diameter, 1.5 mm of belt and 6 mm in height (15P). The sets (Implant analog / open tray transfer) will be fixed in a container with self-polymerizable resin with the aid of an eyeliner to standardize the targeting of the assemblies so that the analog remains at the level of the resin. The corresponding abutments were twisted in the analogues with 32N values for the solid abutments and 15N for the abutments with the through screw (two pieces), were submitted to tests of axial compressive load. Three analog / pillar assemblies from each group were subjected to mechanical bending tests on a universal test machine at a speed of 0.5mm / min and 30 ° angulation until deformation of the analog / abutment assembly. **Results:** The mean compressive values were: G1 (1032,81N) and G2 (593,662N). **Conclusion:** Despite the high mean values of maximum oblique compression strength of the two groups, group 1 (solid abutment) was statistically more resistant than group 2 (abutment abutment).

Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-y ears study of osseointegrated implants in the treatment of the jaw. Int J Oral Surg. 1981;10(6):387-416.
2. Creugers NH, Kreulen CM, Snoek PA, de Kanter RJ. A systematic review of single tooth

restorations supported by implants. *J Dent* 2000;28:209-217.

3. Jemt, T. Single implants in the anterior maxilla after 15 years of follow-up: Comparison with central implants in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodontics*. 2008; 21: 400- 8.

4. Cumbo C, Marigo L, Somma F, La Torre G, Minciocchi I, D'Addona A. Implant platform switching concept: a literature review. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2013 Feb;17(3):392-7.

5. Schmitt C, Nogueira G, Tenenbaum H, Lai J, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Mater Res A*. 2014;102(2):552-74.

6. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin. Oral Impl. Res*. 2008;19: 119–130.

7. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective Clinical Evaluation of 307 Single-Tooth Morse Taper–Connection Implants: A Multicenter Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25:394–400.

8. Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2009;22(3):283-6.

9. Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol*.2004;30(3):171-7.
10. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 200; 15(1):66-75.
11. Norton, MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Impl Res*.1997; 8:290–8.
12. Gracis S, Michalakis K Vigolo K, Steyern P, Zwahlen M, Sailer I.Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012; 23(6):202-216.
13. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88:604-10.
14. Mangano C, Mangano F, Piatelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L, Mangano A. Single-tooth Morse taper connection implants after 1 year of functional loading: a multicentre study on 302 patients. *Eur J Oral Implantol* 2008;1(4):305–315.
15. Mangano C, Mangano F, Piatelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(3):254-61.
16. Goiato MC, Pellizzer EP, Silva EVF, Bonatto LR, Santos DM. Is the internal connection

more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg.* 2015;19:229–242.

17. Santos VTG, Trento CL, Santos SV, Santos RCS, Santos VS, Griza S. Analysis of resistance to fatigue between straight solid and anatomic abutments of Morse taper system. *Rev Odontol UNESP.* 2016; 45(5): 271-276.

18. Santos VTG, Trento CL, Santos PRS, Siqueira AS, Santos SV, Griza S. Análise da resistência à fratura entre pilares retos e angulados do sistema cone Morse. *Rev Odontol UNESP.* 2015; 44(2): 67-73.

19. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of the conical implant-to abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;83:567-71.

20. Lillo R, Parra C, Fuentes R, Borie E, Engelke W, Beltrán V. Compressive resistance of abutments with different diameters and transmucosal heights in Morse-taper implants. *Braz Dent J.* 2015;26(2):156-9.

21. Müller JC. Análise da resistência mecânica de componentes protéticos em implantes cone Morse utilizando-se pilar reto, angulado 17° e angulado 30° [Dissertação]. Campinas: São Leopoldo Mandic; 2008.

22. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand.* 1979; 37(4):195-206.

23. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol.* 1997 Jan;42(1):11-7.

6. Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-years study of osseointegrated implants in the treatment of the jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10(6):387-416.
2. Bidra AS, Rungruanganunt P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *J Esthet Restor Dent*. 2013;25(3):159-76.
3. Castro CG. Comportamento mecânico e biológico de implante dentário com interface cônica interna [tese]. Uberlândia: Faculdade de Odontologia da Universidade de Uberlândia; 2015.
4. Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(4):459-65.
5. Creugers NH, Kreulen CM, Snoek PA, de Kanter RJ. Asystematic review of single tooth restorations supported byimplants. *J Dent* 2000;28(4):209-17.
6. Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2009a;22(3):283-6.
7. Coppedê AR, De Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2009b;20(6):624–32.
8. Coray R, Zeltner M, Ozcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing:

A systematic review and a meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;62:333-46.

9. Cumbo C, Marigo L, Somma F, La Torre G, Minciocchi I, D'Addona A. Implant platform switching concept: a literature review. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2013;17(3):392-7.
10. Feitosa PC, Lima AP, Concílio LR, Brandt, WC, Neves AC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *Eur J Dent.* 2013;7(3):267-71.
11. Gehrke SA, Pereira FA. Changes in the abutment-implant interface in morse taper implant connections after mechanical cycling: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(4):791–7.
12. Goiato MC, Pellizzer EP, Silva EVF, Bonatto LR, Santos DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg.* 2015;19(3):229–42.
13. Gracis S, Michalakakis K, Vigolo K, Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(suppl 6):202-16.
14. Huang HM, Tsai CM, Chang CC, Lin CT, Lee SY. Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(6):854–9.
15. Jemt, T. Single implants in the anterior maxilla after 15 years of follow-up: comparison with central implants in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont.* 2008;21(5):400-8.
16. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin. Oral Implants Res.* 2008;19(2):119–30.

17. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88(6):604-10.
18. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;75(2):457-63.
19. Lillo R, Parra C, Fuentes R, Borie E, Engelke W, Beltrán V. Compressive resistance of abutments with different diameters and transmucosal heights in Morse-taper implants. *Braz Dent J*. 2015;26(2):156-9.
20. Mangano C, Mangano F, Piatelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L, Mangano A. Single-tooth Morse taper connection implants after 1 year of functional loading: a multicentre study on 302 patients. *Eur J Oral Implantol*. 2008;1(4):305–15.
21. Mangano C, Mangano F, Piatelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(3):254-61.
22. Mangano C, Mangano F, Piatelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper–connection implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(2):394–400.
23. Mangano F, Macchi A, Caprioglio A, Sammons RL, Piatelli A, Mangano C. Survival and complication rates of fixed restorations supported by locking-taper implants: a prospective study with 1 to 10 years of follow-up. *Prosthodont*. 2014;23(6):434–44.
24. Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):171-7.

25. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(4):290–8.
26. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of the conical implant-to abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;83:567-71.
27. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant abutment connectors a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implant Res.* 2002;13(5):542-9.
28. Ribeiro CG, Maia MM, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HW. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(4):413-20.
29. Santos VTG, Trento CL, Santos PRS, Siqueira AS, Santos SV, Griza S. Análise da resistência à fratura entre pilares retos e angulados do sistema cone Morse. *Rev Odontol UNESP.* 2015; 44(2):67-73.
30. Santos VTG, Trento CL, Santos SV, Santos RCS, Santos VS, Griza S. Análise da resistência à fadiga entre pilares retos e anatômicos do sistema cone Morse. *Rev Odontol UNESP.* 2016; 45(5): 271-76.
31. Schmitt C, Nogueira G, Tenenbaum H, Lai J, Brito C, Döring H et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Mater Res A.* 2014;102(2):552-74.
32. Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Quek HC, Nicholls JI. Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. *J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):797–806.
33. Seol HW, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Han CH. Effect of cyclic loading on axial displacement of abutment into implant with internal tapered connection: a pilot study. *J*

Korean Acad Prosthodont. 2013;51(4):315-22.

34. Shin HM, Huh JB, Yun MJ, Jeon YC, Chang BM, Jeong CM. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. J Adv Prosthodont. 2014;6(2):126-32.

35. Standardization IOF. International Standard ISO Norm 14801 – dentistry –implants - dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva: International Organization for Standardization; 2007.

36. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(1):66-75.

37. Ugurel CS, Steiner M, Isik-Ozkol G, Kutay M, Kern M. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. Clin Oral Implants Res. 2015;26(2):137-42.

7. Apêndice

7.1 Artigo científico 2

Segundo as normas da revista ImplantNewsPerio International Journal (ISSN 2447-7567)

Reabilitação unitária em região estética com implante e com carga imediata

-Relato de Caso

André Lucas Filho* Jelbíaques Moreira** Luana Meneses Mendonça*** Luiz Alves de Oliveira-Neto**** Rubens Moreno de Freitas*****

*Aluno do Mestrado em Implantodontia do Instituto de Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico- ILAPEO- Curitiba - PR- BRASIL, Especialista em Prótese Dental USP- Bauru- SP, Professor do curso de especialização em implantodontia ABO-Se.

**Aluno do curso de especialização em implantodontia ABO-Se.

***Professor da universidade Tiradentes UNIT. Professor do Curso de especialização em implantodontia ABO-Se. Mestre e Doutor em Reabilitação oral pela USP/Bauru.

****Professor da universidade federal de Sergipe UFS. Professor do Curso de especialização em implantodontia ABO-Se. Mestre e Doutor em Reabilitação oral pela USP/Bauru.

*****Professor do Programa de Mestrado do ILAPEO. Doutorado em Odontologia com ênfase em Implantodontia pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (2013) e Research Fellowship no Laboratory for Applied Periodontal & Craniofacial Regeneration, Augusta/GA – EUA

Auto Correspondente: André Lucas Filho

Av. Ministro Geraldo Barreto Sobral,2131. Jardins, Aracaju – Se – Brasil

Cep: 49026-010

andrelucaasf@oi.com.br

Resumo

A instalação do implante, no mesmo momento cirúrgico da exodontia (implante imediato) diminui substancialmente o tempo para finalização do tratamento dos pacientes reabilitados com implante dentário. Quando esses implantes recebem uma restauração imediata, há por parte dos pacientes uma maior aceitação em realizar o tratamento e uma maior satisfação com a comodidade e estética proporcionadas. Outra vantagem desse tipo de procedimento é a cicatrização tecidual em torno da restauração provisória. Esse artigo descreve a exodontia de um incisivo central superior com instalação de um implante tipo cone Morse e restauração protética imediata, enfatizando a importância dos procedimentos cirúrgicos e protéticos na otimização da estética.

Palavras chave- Implante imediato; Restauração imediata; Estética implantar.

Introdução

Desde que o pesquisador e cientista Per Ingvar Branemark apresentou para o mundo o fenômeno da osseointegração, a implantodontia tem apresentado uma quantidade muito grande de pesquisas objetivando diminuir o tempo de tratamento e aumentar as taxas de sucesso que já apresentavam índices bastante satisfatórios¹. O protocolo de tratamento inicial exigia um tempo de tratamento bastante prolongado, pois previa a instalação de implantes 2 a 4 meses após a extração, ficando ausentes de carga pelo período de 4 a 6 meses. As altas taxas de sucesso apresentadas por esse protocolo de tratamento encorajou alguns pesquisadores a modificarem a proposta inicial, que começaram a instalar implantes e submetê-los a carga imediatamente^{2,3}. Os primeiros relatos de temporização imediata em elementos unitários foram apresentados já com elevados índices de sucesso⁴. Algumas alterações em relação ao protocolo de carga imediata para pacientes totalmente edêntulos foram feitas, as restaurações unitárias sobre implante devem estar livres de contato, tanto em máxima intercuspidação quanto nos movimentos excursivos, condição essa que mudou a nomenclatura desse tipo de procedimento de carga imediata em reabilitações totais para restauração imediata nos casos unitários.

A instalação de implante no mesmo momento cirúrgico da extração diminui drasticamente o tempo de tratamento e graças ao desenvolvimento dos implantes e das

técnicas cirúrgicas e protéticas tem apresentado resultados estéticos bastante satisfatórios.

A instalação de uma restauração provisória unitária no momento da colocação do implante apresenta vantagens psicológicas para o paciente, além de permitir a cicatrização dos tecidos moles no mesmo momento da osseointegração. É de fundamental importância que a restauração fique livre de contatos oclusal durante o período de osseointegração.

A instalação do implante, não é capaz de frear o fisiológico processo de reabsorção alveolar, principalmente da tábua óssea vestibular que é predominantemente cortical¹⁵. A implantação imediata com restauração imediata é bastante realizada em regiões estética e para alcançar os objetivos estéticos e funcionais da terapia é fundamental que a mucosa esteja suportada por tecido ósseo e que para obter uma margem de mucosa adequada na região vestibular devem ser considerados os seguintes requisitos cirúrgico-protéticos: 1. alterações alveolares pós-exodontia; 2. posição tridimensional ideal do implante; 3. biótipo periodontal: a importância da espessura dos tecidos moles; 4. comportamento dos tecidos peri-implantares em implantes unitários; 5. perfil de emergência protético⁶.

A utilização de um implante com conexão cone Morse, que apresenta uma maior estabilidade dos componentes protéticos e menor infiltração bacteriana, quando comparado a outros tipos de conexão e a utilização de um pilar com diâmetro reduzido em relação ao implante são de fundamental importância para estabilidade dos tecidos periimplantares, o que irá influenciar diretamente nos resultados estéticos a curto e longo prazo⁷.

O seguinte artigo tem como objetivo discutir os parâmetros cirúrgicos e protéticos que devem ser avaliados e executados para que os implantes imediatos sejam uma opção de tratamento previsível e com estabilidade dos tecidos peri-implantares a longo prazo.

Relato de caso clínico

Paciente MA, sexo feminino, apresentou-se na clínica do curso de Especialização em Implantodontia da ABO-Se Aracaju, com queixa de deslocamento freqüente da coroa protética do elemento 11 (Figura 1). Após a remoção da coroa, foi constatado que o remanescente radicular era insuficiente para aproveitamento protético convencional, sugerindo a necessidade de exodontia. O exame clínico revelou um biótipo periodontal espesso e ausência de processo infeccioso agudo. Foi solicitado exame tomográfico para avaliação do tecido ósseo, exodontia e instalação de implante imediato. A avaliação da tomografia (Figura 2) mostrou disponibilidade óssea adequada apical em relação ao alvéolo.

A paciente foi submetida à profilaxia antimicrobiana (1g de amoxicilina, 1h antes da cirurgia) e uma dose de 100mg de nimesulida, 1h antes do procedimento.



Figura 1 - Caso clínico inicial



Figura 2 – Exame tomográfico Inicial

Realizou-se também assepsia intrabucal com bochecho de solução de gluconato de clorexidina (0,12%, 15 ml, por 1 minuto). A anestesia utilizada foi cloridrato de lidocaína 2% com epinefrina 1:100000 (DFL, Brasil) por meio de técnicas anestésicas infiltrativas. A exodontia foi realizada com um periótomo, com bastante cuidado para não romper as paredes ósseas e nenhum movimento foi feito no sentido vestibulo-lingual (Figura 3).



Figura 3 - Exodontia com periotomo

O alvéolo foi bastante debridado e a fresagem foi conduzida a expensas da tábuia óssea palatina e do osso apical residual, seguindo a sequência de brocas recomendada pelo fabricante (Figura 4). Um implante com conexão cone Morse de 4,3 x 13,0 mm (Alvim[®], Neodent, Brasil) foi instalado a 5mm do nível da margem gengival vestibular (Figura 5) e o torque obtido foi de 45N, observando o posicionamento do implante na parede palatina (Figura 6), o orifício do implante foi protegido por um parafuso de cobertura de 2 mm e o espaço entre o implante e a parede óssea vestibular foi preenchido com um biomaterial de reabsorção lenta (Biooss Geistlich) (Figura 7).

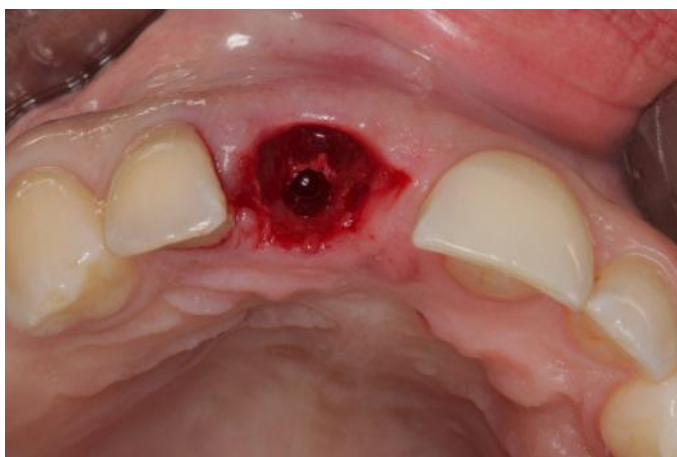


Figura 4 – Fresagem do alvéolo



Figura 5 – Implante posicionado com 5mm de profundidade com relação a margem gengival.



Figura 6 – Posicionamento palatinizado do implante.

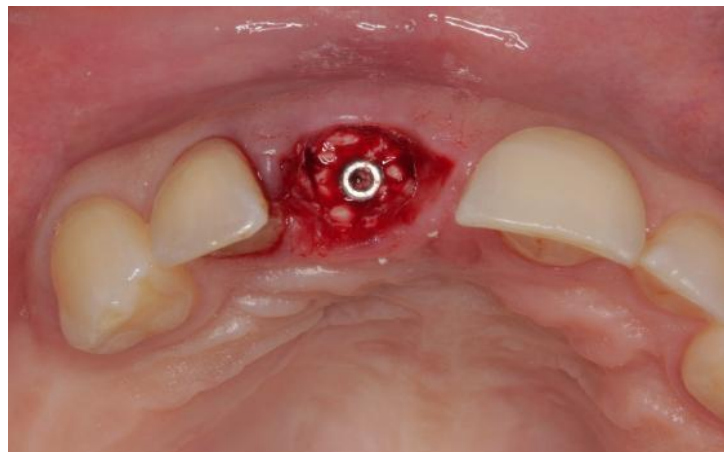


Figura 7- Preenchimento do GAP com BioOss (Geistlich)

Após mensuração da profundidade gengival com um medidor CM, instalou-se um munhão universal para prótese cimentada com 4,5mm de diâmetro, 4mm de altura e com 3,5mm de altura de transmucoso e foi dado um torque de 32N conforme recomendações do fabricante. A prótese provisória foi confeccionada sobre um cilindro de acrílico para

provisório e com um dente em resina previamente confeccionado pelo laboratório. A restauração foi ajustada para que ficasse livre de contatos cêntricos e excêntricos e o contorno abaixo do nível gengival foi reduzido para evitar uma recessão gengiva¹⁸ (Figuras 8). Aspecto da coroa provisória cimentada (Figura 9).



Figura 8 – Coroa provisória com contorno adequado.



Figura 9 – Aspecto imediato da instalação da coroa provisória

Após cinco meses o munhão foi trocado por um munhão de 3,3mm de diâmetro, 6mm de comprimento e 2,5mm de altura de transmucoso. Torque de 32N foi dado e moldou-se com um transferente plástico para moldeira fechada e com silicone de condensação. Após duas semanas uma coroa metalocerâmica foi cimentada obtendo um resultado estético satisfatório. (Figura 10).



Figura 10 – Vista final frontal da coroa metalocerâmica.

Discussão

Com o intuito de minimizar os efeitos de reabsorção alveolar que ocorre após a extração de um dente no processo de cicatrização⁹, o implante, neste caso, foi instalado imediatamente após a exodontia, e a estabilidade dos tecidos na interface gengiva-dente-implante foi garantida pelo contorno cervical da restauração provisória cimentada na mesma sessão, semelhante ao resultado obtido por Harvey¹⁰, 2007.

A literatura mostra resultados previsíveis e animadores sobre o uso da carga imediata, comparáveis aos da técnica do sepultamento com dois estágios cirúrgicos, sem diferenças estatísticas muito díspares¹¹. Entretanto, outro trabalho concluiu que a colocação de implantes imediatos deve ser realizada com cautela, devido a taxa de sobrevivência destes ser significativamente menor do que nos implantes instalados em alvéolos cicatrizados¹². Sendo uma técnica que necessita preencher alguns requisitos indispensáveis para o seu sucesso.

No caso clínico mostrado neste artigo, a cirurgia de extração foi minimamente invasiva, o implante foi posicionado corretamente, a restauração provisória apresentou perfil protético adequado e a oclusão foi aliviada. Estes critérios foram seguidos com o objetivo de proporcionar suporte para as forças incidentes sobre a restauração implantossuportada e harmonia dos tecidos moles.

É importante ressaltar que o processo da osseointegração depende do controle ou redução dos micromovimentos dos implantes imediatos gerados após a instalação dos mesmos¹³. Dessa maneira, a estabilidade primária conseguida com o embricamento do implante no ato cirúrgico, foi um fator de fundamental importância para impedir a micromovimentação do implante e possibilitar a indicação da técnica de ativação imediata utilizada neste paciente.

Procedimentos de enxerto de tecido mole e biomaterial são recursos aplicáveis em casos de carga imediata, principalmente em região anterior, em que o fator estético é preponderante e há uma deficiência estrutural pré-existente. Geralmente, após a instalação de implante e restauração provisória imediatas há reabsorção alveolar da parede óssea vestibular, horizontal e vertical¹⁴, o que justifica os procedimentos de enxertia e utilização de biomaterial, realizado no presente trabalho, prevenindo desta maneira, eventual problema estético futuro.

As vantagens obtidas pela colocação do implante e provisionalização imediata são óbvias e incluem função imediata e estética, através da eliminação do segundo estágio e preservação da papila adjacente. Essa técnica tem como vantagens causar menor trauma cirúrgico e necessitar de menor tempo de tratamento, resultando em maior eficiência clínica¹⁵. Um longo período de tratamento envolvendo o uso de prótese provisória é considerado um grande inconveniente e, algumas vezes, a razão pela não escolha desta modalidade terapêutica.

Apesar das vantagens clínicas e sociais relativas aos implantes imediatos com carga imediata citadas no presente trabalho, deve ser ressaltado que para evidencição científica e utilização clínica rotineira de implantes imediatos com carga imediata, são necessários mais estudos investigativos prospectivos longitudinais.

Conclusão

O caso apresentado demonstra que a terapia com implante unitário e carregamento imediatos, apesar de propiciar mais conforto e comodidade ao paciente, necessita ser executada de maneira multidisciplinar e por meio de um planejamento prévio detalhado e seletivo. Além disso, o sucesso deste tratamento deve estar associado à boa condição de saúde do paciente, à qualidade e quantidade óssea do mesmo.

Immediate implant and immediate restoration in anterior zone – case report

The implantation of the implant, at the same moment of surgical extraction (immediate implant), substantially decreases the time to finalization of the treatment of patients rehabilitated with dental implants. When these implants receive an immediate restoration, there is a greater acceptance of the patients in the treatment and greater satisfaction with the

convenience and esthetics provided. Another advantage of this type of procedure is the tissue healing around the temporary restoration. This article describes the extraction of a central upper incisor with immediate installation and restoration of a Morse cone implant, emphasizing the importance of surgical and prosthetic procedures in optimizing aesthetics.

Key words- Immediate implant; Immediate restoration; Esthetic implant.

Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-years study of osseointegrated implants in the treatment of the jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10(6):387-416.
2. Chiapasco M, Gatti C, Rossi E, Häfner W, Markwalder TH. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(1):48-57.
3. Schnitman P, Wöhrle P, Rubenstein J. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *J Oral Implantol* 1990;16(2):96-15.
4. Wöhrle PS. Single-tooth replacement in the aesthetic zone with immediate provisionalization: fourteen consecutive case reports. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1998; 10(9):1107-14.
5. Araújo MG, Sukekava F, Wennström JL, Lindhe J. Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: an experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 2005;32:645-52.
6. Ayub EA, Ayub KV, Pegoraro LF. Requisitos Cirúrgico-Protéticos para Obtenção de

Estética Peri-Implantar – Apresentação de Caso Int Oral Maxillofac Implants - edição em português 2016;1:40-53.

7. Schmitt C, Nogueira G, Tenenbaum H, Lai J, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. J Biomed Mater Res A. 2014;102(2):552-74.

8. Su H, Martín OG, Weisgold A, Lee E. Considerations and crown contour: Critical contour and subcritical contour. Int J Periodontics Restorative Dent 2010; 30(4):335-343.

9. Araujo MG, Lindhe J. Ridge alterations following tooth extraction with and without flap elevation: an experimental study in the dog. Clin Oral Implants Res. 2009; 20(6):545-9.

10. Harvey BV. Optimizing the esthetic potential of implant restorations through the use of immediate implants with immediate provisionals. J Periodontol. 2007; Apr; 78(4):770-6

11. Ferreira LCP, Brito CP, Lehn CN. Avaliação de implantes osseointegráveis submetidos à função imediata comparados à função tardia. ImplantNews. 2010; 7(1):13-20.

12. Mello cc, Lemos CAA, Verri FR, Dos Santos DM, Goiato MC, Pellizzer EP. Immediate implant placement into fresh extraction sockets versus delayed implants into healed sockets: A systematic review and meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 2017 May 3. pii: S0901-5027(17)31361-9.

13. Buser D et al. Long term evaluation of non- submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analyses of prospective multicenter study with 2359 implants. Int. J. Oral Implant Res., v. 8, p. 161-172, 1997.

14. Huynh-Ba G, Pjetursson BE, Sanz M, Cecchinato D, Ferrus J, Lindhe J, Lang NP. Analysis of the socket bone wall dimensions in the upper maxilla in relation to immediate

implant placement. Clin Oral Implants Res. 2010;21:37- 42.

15. Yamamoto M, Ogawa T, Yokoyama M, Koyama S, Sasaki K. Influence of immediate and early loading on bone metabolic activity around dental implants in rat tibiae. Clin Oral Implants Res. 2013 Jun 27.

8. Anexos

8.1 Carta de anuência da pesquisa

	Universidade Federal de Sergipe Centro de Desenvolvimento Tecnológico – CDTec Av. Mal. Rondon s.n., Jardim Rosa Elze, São Cristóvão CEP: 49100000	
---	--	---

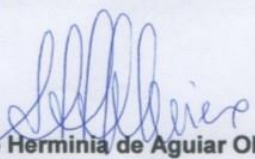
Aracaju 18 de julho de 2016

Ao Prof. Dr .Rubens Moreno de Freitas

Autorizo o aluno do mestrado do instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino em Odontologia ,André Lucas Filho,RG:726603,CPF:532417975-20, para desenvolver nas instalações do Centro de Desenvolvimento Tecnológico (CDTec) da universidade Federal de Sergipe (UFS) o projeto de pesquisa :***"Avaliação da resistência mecânica de pilares protéticos sólidos com parafusos passante e de diferentes alturas de transmucoso em implantes Cone Morse"*** ,sob sua orientação.

Será utilizado o equipamento do laboratório de ensaios mecânicos ,a Cicladora Mecânica de 06 pistões (BIOPDI) com uma previsão de realização do projeto no período de 01 de agosto de 2016 à 30 de maio de 2017.

Atenciosamente


Profª. Drª. Alaide Herminia de Aguiar Oliveira
Coordenação Geral do CDTec

8.2 Endereço eletrônico com as normas utilizadas nos Artigo 1 e Artigo 2

<http://www.inpn.com.br/InPerio/NormasDePublicacao>