

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Sílvio Carlos Suassuna de Moraes

Avaliação *in vitro* entre o torque de inserção de implantes e a estabilidade primária aferida por torquímetro ou análise de frequência de ressonância.

CURITIBA

2016

Sílvia Carlos Suassuna de Moraes

Avaliação *in vitro* entre o torque de inserção de implantes e a estabilidade primária aferida por torquímetro ou análise de frequência de ressonância.

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. Leandro Eduardo Klüppel

CURITIBA
2016

Sílvio Carlos Suassuna de Moraes

Avaliação *in vitro* entre o torque de inserção de implantes e a estabilidade primária aferida por torquímetro ou análise de frequência de ressonância.

Presidente da banca (orientador): Prof. Dr. Leandro Eduardo Klüppel

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rubens Moreno

Prof. Dr. Eduardo Ayub

Aprovada em: 15/06/2016

Dedicatória

Aos meus pais Carlos Alves de Moraes e Sílvia Maria Suassuna de Moraes; meus avós Manoel Alves de Moraes Júnior e Maria Matos de Moraes (*In Memoriam*) que juntos sempre incentivaram minha formação acadêmica e ao mesmo tempo deram e dão exemplos de valores que são norteadores de minha vida pessoal e profissional.

A minha esposa Isanete pelo amor dispensado e pela coragem que sempre demonstrou ao suprir a minha ausência nos períodos dos cursos que frequentei ao longo de minha carreira profissional.

Aos meus filhos Halander, Milene, Adrian e Angelina por entenderem a ausência necessária destes períodos.

Aos meus queridos irmãos Sérgio Cláudio e Luciana.

Agradecimentos

À Deus, pela força e coragem que concedeu para cumprir mais essa etapa de formação.

Ao Prof. Dr. Eduardo Leandro Krüppel, pela orientação e experiência cirúrgica.

À Profa. Dr. Ivete Sartori, pelos relevantes conhecimentos transmitidos na área de prótese e pelo exemplo de vida profissional.

Ao Prof. Dr. Luís Eduardo Marques Padovan pelo exemplo dedicado ao exercício do mestrado.

À todos os professores do Curso de Mestrado do Ilapeo, por nos proporcionar o acesso às mais recentes tecnologias na área de odontologia.

Aos meus colegas de curso, pela amizade e companheirismo compartilhados neste anos de estudos.

Às bibliotecárias Luciana e Tânia, pelo sorriso freqüente com que dispensava os artigos e auxiliou a execução deste trabalho.

Ao técnico de prótese Adércio Buche e toda sua equipe, pela disponibilidade e destreza para a execução dos trabalhos laboratoriais.

À todos funcionários da instituição de ensino Ilapeo, pelo esforço individual que a proporciona ser uma entidade de referência na odontologia.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	12
2. Revisão de Literatura.....	15
3. Proposição.....	31
4. Materiais e Métodos.....	32
5. Artigo Científico.....	36
6. Referências.....	56
7. Apêndice.....	58
8. Anexos.....	74

Lista de Figuras

Figura 1- Corpo de prova com distribuição dos locais para instalação dos implantes.....	32
Figura 2- Guia de acrílico para orientação das perfurações nos corpos de prova.....	32
Figura 3- Inserção implantes Titamax CM Cortical com torquímetro.....	33
Figura 4- Inserção de implantes Alvim CM.	34
Figura 5- Aparelho de análise de frequência de ressonância.....	35
Figura 6- SmartPeg instalados sobre implantes.....	35

Lista de Tabelas

Tabela 1. Estatísticas descritivas de ISQ para as medidas das faces vestibular e mesial e as médias dessas duas medidas.....	45
--	----

Lista de Gráficos

Gráfico 1. Resultado da análise do coeficiente de correlação linear para implantes Titamax CM Cortical.....	45
Gráfico 2. Resultado da análise do coeficiente de correlação linear para implantes Alvim CM.....	47
Gráfico 3. Resultado à associação entre o valor de torque de inserção e o resultado de ISQ para implantes Titamax CM Cortical e Alvim CM.....	48
Gráfico 4. Resultado da análise da relação quadrática entre o valor de torque de inserção e ISQ para o tipo de implante Alvim CM.....	49

Lista de Abreviaturas

AFR - Análise de Frequência de Ressonância.

BIC - Bone-Implant Contact (contato osso-implante).

DL - Delayed load (carga tardia).

ISQ- Quociente de estabilidade do implante.

IL - Immediate load (carga imediata).

N/cm - Newton por centímetro.

mm - milímetro.

GT - Grupo teste.

GC - Grupo controle.

VTI - Valor torque inserção.

Resumo

O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a correlação entre o valor de torque de inserção de implantes dentários e a estabilidade primária destes, mensurados através de análise de frequência de ressonância (AFR) expressa em unidades Quociente de Estabilidade do Implante (ISQ). Utilizou-se como corpo de prova seis mandíbulas de polímero onde setenta e dois implantes *cone-morse* foram instalados com a orientação de um guia de acrílico obtido no corpo de prova inicial, de modo que os demais implantes fossem instalados nas mesmas posições. Trinta e seis implantes cilíndricos foram instalados nas hemiarcadas do lado direito com a instrumentação das perfurações alternando de modo a prover a inserção dos implantes com torques mínimos de 10 N ou mais, e a outra sempre abaixo, possibilitada por uma superfresagem. Outros trinta e seis implantes cônicos foram instalados nas hemiarcadas do lado esquerdo com a instrumentação das perfurações também provendo os torques de inserção mencionados para o primeiro tipo de implantes. Após instalação de cada implante foi conectado um smartpeg que possibilitou mensurar o quociente de estabilidade do implante (ISQ) dos dois tipos de implantes utilizando um aparelho de análise de frequência de ressonância Ostell™ ISQ (Integration Diagnostic AB, Gothenburg, Sweden).

Palavras Chave: Implantes Dentários; Mandíbula; Propriedades de Superfície.

Abstract

The aim of this in vitro study was to evaluate the correlation between insertion torque value of dental implants and the primary stability of these, measured through frequency analysis of resonance (AFR) expressed in Implant Stability Quotient units (ISQ). It was used as a specimen six polymer seventy-two jaws which morse taper implants were installed with the guidance of a guide acrylic obtained in the original specimen, so that other implants were installed in the same positions. Thirty-six cylindrical implants were installed on the right side hemiarccadas with the instrumentation of perforations so as to provide alternating implant insertion with minimal torque of 10 N or more, and the other cases below, enabled by a superfresagem. Other thirty-six conical implants were installed on the left side hemiarccadas with the instrumentation of the perforations also providing the insertion torques mentioned for the first type implants. After installation of each implant was connected one smartpeg it possible to measure the implant stability quotient (ISQ) of the two types of implants using a frequency analysis apparatus Ostell™ Mentor resonance (Integration Diagnostic AB, Gothenburg, Sweden).

Keywords: Dental Implants; Mandible; Surface Properties.

1. Introdução

A aplicabilidade clínica do conceito de osteointegração fundamentada por inúmeras pesquisas realizadas por pesquisadores liderados por Per Ingvar Branemark, na Universidade de Gotemburgo, Suécia, possibilitou a reabilitação protética de pacientes com arcos totalmente edentados, considerados inválidos orais pela perda da eficiência da função mastigatória e do equilíbrio do sistema estomatognático como um todo, incluindo deficiência do tônus muscular da face (ADELL et al.,1990).

Diversos requisitos foram estabelecidos para que o fenômeno da osteointegração se estabelecesse entre eles: quantidade e qualidade óssea suficientes para a instalação de implantes; controle rigoroso do aquecimento deste tecido no momento da instrumentalização com brocas; técnica cirúrgica em ambiente asséptico, boa estabilidade primária e que permanecessem submersos por determinado período. Alguns destes requisitos foram revisados, mas outros continuam como pré-requisitos essenciais para se obter a osteointegração, tanto para os implantes submersos e não submersos (ADELL et al., 1990; BUSER et al.,2000).

Os critérios de sucesso e de sobrevivência dos implantes dentários utilizados para a reabilitação protética dos arcos totalmente edêntulos foram determinantes para verificar a resposta biológica dos tecidos ósseos e gengivais, bem como a eficiência clínica das reabilitações protéticas, corroborado por várias pesquisas científicas (ADELL et al., 1981). Estimulados pela resposta biológica envolvida no processo de reparação óssea e pelo comportamento satisfatório dos tecidos periodontais, a indicação terapêutica de reabilitação com os implantes foi estendida para os pacientes parcialmente edentados (JEMT, LEKHOLM & ADELL 1989).

Com a introdução do conceito de *carga imediata* os implantes passaram a receber no mesmo tempo cirúrgico ou em até 48 horas depois, uma prótese dental com o objetivo de reabilitar os pacientes com um menor tempo de tratamento e, no caso de alvéolos pós-exodontia, proporcionar uma manutenção mais satisfatória do arcabouço dos tecidos periodontais, diminuindo assim, uma reabsorção óssea indesejável da crista do rebordo alveolar e o colapso dos tecidos gengivais (LAZARRA, 1989).

O sucesso da técnica de carga imediata depende da capacidade do cirurgião determinar o grau de estabilidade primária do implante e as alterações que podem ocorrer na interface osso/implante, durante as fases de reparação e remodelação óssea. Clinicamente, a percepção desta estabilidade primária é geralmente baseada na resistência do tecido ósseo ao corte das roscas do implante, reforçada pelo travamento abrupto do mesmo, no momento de sua instalação (SENNERBY & MEREDITH 2008).

Às vezes, a medida do torque de inserção do implante, fornecido pelos displays dos motores e pelas catracas cirúrgicas são utilizados para avaliar a estabilidade primária de implantes. Outro método utilizado é o do torque reverso, no momento da conexão dos abutments. Contudo, pesquisas em animais demonstraram a reintegração de implantes que rotacionaram quando submetidos a este tipo de teste, e com isso, perdeu significado científico (IVANOFF, SENNERBY & LEKHOLM 1997)

Visando prover dados confiáveis sobre as medidas de estabilidade primária e osteointegração dos implantes outros métodos estão disponíveis, como Periotest (Siemens-Gulden, Beinsheim, Germany), Fine Tester (Kyocera, Kyoto, Japan) e a análise de frequência de ressonância (AFR). Por não serem invasivos e não provocarem danos à interface osso/implante, são utilizados por clínicos e centros de pesquisa. O objetivo deste estudo foi verificar a possível correlação entre o torque de inserção de implantes Titamax CM Cortical e Alvim CM, ambos de 4.3 mm de diâmetro x 13.0 mm de comprimento

(JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários S/A - Curitiba -Brasil) e a estabilidade primária, analisados com o aparelho Ostell™ ISQ (Integration Diagnostic AB, Gothenburg, Sweden).

2. Revisão de Literatura

Balleri et al. (2002) tiveram como propósito descrever qual seria a unidade de quociente de estabilidade do implante (ISQ) esperada para os implantes osteointegrados utilizados para ancoragem de próteses em pacientes parcialmente edêntulos, após um ano de carregamento. Para isso, em um estudo piloto, mensurou a estabilidade de implantes clinicamente bem sucedidos e observou a possível influência da arcada (superior ou inferior); da região (anterior ou posterior); do comprimento do implante e do nível ósseo marginal sobre a estabilidade destes implantes. Quarenta e cinco implantes instalados em quatorze pacientes foram avaliados clínico e radiograficamente após um ano da reabilitação protética e a medida de estabilidade, com o uso de análise de frequência de ressonância (AFR), foi obtida com o uso do Ostell (Integration Diagnostic AB, Gothenburg, Sweden). Os implantes apresentaram alta taxa de sobrevivência com os níveis de estabilidade variando entre 57 e 82 unidades de ISQ (Quociente de Estabilidade do Implante), com média de 69 ± 6.5 ISQ. Os resultados demonstraram que os 24 implantes instalados na mandíbula apresentaram maior estabilidade (72.8 ± 5.4 ISQ) que os 21 da maxila (64.7 ± 4.8 ISQ) e que a pequena reabsorção do nível ósseo marginal ($0.3\text{mm} \pm 0.3\text{mm}$), apesar de sugerir uma diminuição do ISQ, não evidenciou diferenças estatisticamente significativas, bem como as outras duas variáveis, comprimento dos implantes e a região onde os mesmos foram instalados.

Bischof et al. (2004) tiveram como objetivo constatar se havia diferenças nas medidas da estabilidade primária em implantes ITI carregados imediata (IL) ou tardiamente (DL), em ambos os maxilares, e quais os fatores que influenciariam o ISQ, monitorando esta estabilidade durante os três meses iniciais de cicatrização e finalmente,

avaliar se o maior travamento do implante ITI, medido pelo método de Torque Reverso aplicado em estudos com animais, seria refletido pelo método de análise de frequência de ressonância (AFR), em termos de uma aumento significativo na estabilidade do mesmo, após alcançada a osteointegração, quando comparado com implantes maquinados. Até então, os estudos de avaliação de estabilidade primária eram com implantes Branemark maquinados e os resultados poderiam ser diferentes com a utilização daqueles implantes. Sessenta e três implantes foram submetidos a carga após dois dias em dezoito pacientes e outros quarenta e três permaneceram cicatrizando, após procedimento de um estágio cirúrgico, em outro grupo de dezoito pacientes. As unidades de ISQ foram verificadas no momento de instalação dos implantes e com 1,2,4,6,8,10 e 12 semanas com dispositivo de análise de frequência de ressonância. Os resultados demonstraram que as unidades de ISQ foram afetadas pela arcada onde foram instalados os implantes e pelo tipo de osso presente, com predomínio de um valor mais alto na mandíbula (59.8 ± 6.7) e osso tipo I (62.8 ± 7.2) que na maxila (55.0 ± 6.8) e para o osso tipo III (56.0 ± 7.2). A posição, comprimento, diâmetro e a profundidade de instalação dos implantes em relação à crista do rebordo não influenciaram a estabilidade primária. As mensurações da estabilidade primária, realizadas nos intervalos de tempo durante a cicatrização, demonstraram que até a sexta semana ela se manteve praticamente constante, com marcante aumento a partir deste período tanto para os implantes com ou sem reabilitação protética, não havendo diferença daquela entre os dois grupos. Após três meses um ISQ maior foi observado nos implantes instalados na mandíbula que na maxila e que a influência do tipo de osso, já estabilizado, não teria interferência sobre as medidas coletadas. Os índices de sobrevivência para o grupo com carga imediata e tardia foram 98.4 % e 97.7 % respectivamente, e as reabilitações protéticas altamente previsíveis. O tipo de superfície dos implantes ITI não se sobressaiu em termos de maior ISQ durante os tempos pós-cirúrgicos avaliados.

Veltri, Balleri e Ferrari (2007) verificaram neste estudo se a orientação do cantilever do transdutor do Ostell (Integration Diagnostic AB, Gothenburg, Sweden) influenciaria na análise de frequência de ressonância dos implantes instalados nos maxilares e que, se as aferições coletadas com qualquer outro posicionamento aleatório do transdutor, estariam ou não melhor relacionadas com os níveis do osso marginal. Nove pacientes edentados na arcada superior receberam 53 implantes e após três anos de carregamento, foram submetidos a exames clínicos e radiográficos. Cada um destes implantes foi analisado com 04 medidas de frequência de ressonância, com o uso de um transdutor piezoelétrico, tipo cantilever, posicionado nas faces vestibular, palatina, mesial e distal. Estes pesquisadores detectaram medidas com diferenças significativas quando este transdutor foi posicionado perpendicularmente à crista óssea, ou seja, nas faces vestibulares (média de 61 ISQ) e palatinas (média 63 ISQ) e paralelamente, nas faces mesiais e distais (média de 71 ISQ), com diferenças variando de 8 a 10 ISQ. Na análise dos dados coletados houve uma tendência de correlação negativa entre o nível ósseo marginal (média 1.5 mm) e as unidades de ISQ mas sem diferenças estatisticamente significativas. Concluíram ainda que a frequência de ressonância pode ser influenciada pela distância do transdutor ao osso, com distâncias maiores, inversamente proporcionais aos valores de ISQ; e pela estabilidade do implante. Deve-se considerar ainda a orientação do transdutor, sendo aconselhável seguir um protocolo de utilização quando os implantes forem monitorados.

Sennerby, Meredith (2008) em uma revisão de literatura compilaram o conhecimento acumulado até então sobre a técnica de análise de frequência de ressonância (AFR) e pertinente discussão da utilidade clínica das medidas obtidas com a mensuração da estabilidade primária dos implantes. Destacaram que o desenvolvimento de novas superfícies de implantes, associados a mudanças na técnica cirúrgica de instalação,

possibilitaram uma marcante redução no período para a reabilitação protética ao ponto de um carregamento imediato ou precoce. O sucesso desta técnica é dependente da habilidade do clínico em determinar o grau de estabilidade primária e as mudanças na mesma durante a reparação óssea. A percepção clínica de estabilidade primária freqüentemente é baseada na resistência ao corte do implante durante sua inserção, caracterizada por uma parada abrupta no assentamento do implante. Entretanto, o desenvolvimento de implantes cônicos, com formato de raízes, fornecem uma parada firme, que talvez induza a uma percepção falsa de estabilidade elevada. Outros métodos citados para a avaliação da estabilidade primária do implante foram: percussão, torque reverso. A percussão não fornece informações qualitativas confiáveis e o torque reverso, aplicado no momento de instalação dos abutments, apresentou o risco de interferir no processo biológico de osteointegração dos implantes ainda em estágio de reparação óssea e, com isso, decorrente descrédito como método de avaliação de estabilidade primária. Constataram a presença de micro movimentos dos implantes quando submetidos à carga, destacando a propriedade de resiliência destes implantes quando cessada a incidência das forças laterais, rotacionais e axiais, sendo esta última, com direções de intrusão e extrusão. Destacam que o resultado da análise de estabilidade é altamente dependente do tipo de teste, da direção e tipo de força aplicada. O método de análise de freqüência de ressonância é baseado essencialmente na aplicação de uma força lateral e reciprocamente, a força de reação oriunda do deslocamento do implante, traduzindo a rigidez da junção osso-implante, capturada pelos aparelhos de mensuração em unidades de ISQ. Ponderam que os resultados são dependentes de três fatores principais: desenho do transdutor; rigidez da fixação de implante e de sua interface com os tecidos e osso circundante; da altura total em relação ao nível ósseo marginal. Essa altura compreende a altura do transdutor que é fixado; do pilar que pode variar mais apresenta intervalos fixos; o nível entre o topo da fixação e o osso

perimplantar. Citaram que o método de análise de frequência de ressonância analisa a primeira frequência de ressonância de um transdutor conectado ao implante ou a um pilar. Este transdutor é submetido a uma gama de frequências que variam de 5 a 15 kHz com picos de amplitude de 1 V e a primeira ressonância flexural é mensurada. Esta pode ser considerada uma amplitude de contra frequência. Já o método de torque reverso utiliza a aplicação de cisalhamento que avalia a força de interface. Esta força é influenciada pela técnica cirúrgica e design do implante. Porém, consideram que este método pode ser potencialmente deletério. Sugerem que as propriedades mecânicas do tecido ósseo no local de instalação do implante e a maneira como este é contactado com o referido tecido; período de reparo; a altura do implante exposto acima da crista óssea, como os principais fatores que influenciam a estabilidade. Destacaram as aplicabilidades clínicas das A.F.Rs nos exames de acompanhamento de implantes com carregamento imediato, servindo como critério de inclusão ou não em pesquisas clínicas ou para tomada de decisão de qual o momento oportuno para a substituição de uma reabilitação provisória por uma prótese definitiva. É ainda, uma importante ferramenta de documentação dos resultados clínicos obtidos no tratamento com implantes, podendo o cirurgião informar, previamente, ao início da reabilitação protética, o ISQ de cada implante.

Tozum, Turkyilmaz e Bal (2009) analisaram se as medidas de análise de frequência de ressonância (A.F.R) poderiam ser influenciada pela espessura do rebordo no sentido vestibulo-lingual; pelas variações no posicionamento da sonda de medição do transdutor do Osstell™ Mentor (Integration Diagnostic AB, Gothenburg, Sweden), e concomitantemente, observaram o comportamento de dois sistemas de implantes, com designs diferentes, no que diz respeito a estabilidade primária. Os sistemas dos quarenta implantes cônicos utilizados foram: Tidal Spiral Dental Implant Systems (Huntsville, AL, USA) $n=10+10=20$ e MIS Seven (MIS Implants Technologies LTD., Shlomi, Israel)

$n=10+10=20$ com diâmetros de 3.75 e 4.2 mm e comprimentos de 13.0 mm. Ambos são basicamente implantes cônicos que causam stress lateral de compressão no osso durante a colocação do implante, que gera uma alta estabilidade primária. Os implantes do sistema MIS Seven possuem um maior número de roscas que o Tidal Implant e sua superfície é jateada duplamente com areia e procedimento de ataque ácido, possuindo dupla roscas. O sistema Tidal Implant possui uma superfície relativamente mais limpa tratada com jateamento molhado com partículas de óxido de alumínio. Após a inserção dos implantes, nos corpos de prova em acrílico, estes foram desgastados por vestibular e lingual com aumentos de 2.0 em 2.0 mm e estes variaram de 0 a 8.0 mm. As mudanças nas dimensões horizontais nos blocos foram medidas com um compasso digital (Max-Cal, MFG Co. Ltd., Tokyo, Japan). A cada intervalo de desgaste nos blocos, mensurações eram realizadas nos implantes utilizando análise frequência de ressonância (A.F.R). Após o desgaste inicial de 2.0 mm, os dois sistemas de implantes apresentaram uma diminuição estatisticamente significativa nos valores de ISQ nos diâmetros de 3.75 e 4.2 mm ($P < .05$) quando a sonda de medição do transdutor foi orientada no sentido vestibulo-lingual. O sistema MIS Implant, por possuir mais roscas, apresentou valores de estabilidade primária maior que o primeiro, em ambos os diâmetros testados no estudo ($p < .001$). Quando posicionada no sentido mesio-distal não se observou diferenças estatisticamente significantes para o sistema MIS Implant com diâmetro de 3.75, em todas as espessuras de desgastes horizontais avaliadas e, para o sistema Tidal Implant com diâmetro de 3.75 mm também não houve diferenças relevantes estatisticamente exceto, no desgaste d0 para d2 ($P < .001$). Para os implantes com diâmetro de 4.2 mm, ambos os sistemas testados não apresentaram diferenças estatisticamente significantes exceto, no desgaste horizontal d6 para d8 ($P < .001$). O diâmetro dos implantes influenciaram os valores de ISQ. Quando os valores da análise de frequência de ressonância foram aferidos com a sonda de medição posicionada

no sentido vestibulo-lingual, sem desgaste horizontal nos corpos de prova, o ISQ para os implantes de 3.75 mm e 4.2 mm do sistema Tidal Implant foram 76.6 ± 0.7 e 79.6 ± 0.7 , respectivamente. Para o sistema MIS Implant com diâmetro de 3.75 mm 78.7 ± 0.6 e 4.2 mm 81.6 ± 0.7 . Os autores recomendaram uma padronização de posicionamento da sonda de medição do aparelho de análise de frequência de ressonância (A.F.R) por detectarem que este pode influenciar os resultados das mensurações e sugerem o posicionamento vestibulo-lingual ser mais adequado. Concluíram que diferentes geometrias nas superfícies dos implantes apresentam padrões de estabilidade primária distintas sendo esta, também influenciada por mudanças na largura óssea no sentido vestibulo-lingual e que os implantes com diâmetros mais largos apresentaram valores de ISQ mais elevados mesmo colocados em espessuras vestibulo-linguais finas ou espessas.

Han, Lulic e Lang (2010) propuseram a monitorar o desenvolvimento da estabilidade em implantes Tissue Level (Straumann AG, Basel, Switzerland) nas fases iniciais de reparação e a influência de modificações no diâmetro e na superfície das fixações de titânio. Vinte e cinco implantes com 10 mm de comprimento foram avaliados sendo: 12 SLA NR; 8 SLActive RN com diâmetros de 4.1 mm e cinco SLA WN de 4.8 mm. Os valores de ISQ foram determinados com Ostell *mentor* no momento de instalação dos implantes, com quatro dias, 1,2,3,4,6,8 e 12 semanas pós-cirúrgica. Os valores de ISQ foram comparados entre os tipos de implantes usando testes *t* não emparelhados e longitudinalmente dentro dos grupos de implantes, usando testes *t* emparelhados. Durante a reparação óssea as unidades de ISQ decresceram de 3-4 unidades e alcançaram valor mais baixo na terceira semana. Após esse período os valores mensurados aumentaram de maneira constante para todos os tipos de implantes até a 12 semana, sem ocorrência de alterações significantes. No momento da instalação a média de ISQ dos implantes SLA NR, SLActive e SLA WN foi 72.6, 75.7 e 74.4, respectivamente. Na terceira semana a

menor média foi 69.9, 71.4 e 69.8 e em doze meses atingiu 76.5, 78.8 e 77.8. Os valores médios de ISQ não apresentaram diferenças estatísticas significantes entre os vários tipos de implantes. Em valores absolutos o ISQ variou de 55 a 84 unidades. Concluíram que todos os implantes apresentaram valores compatíveis com estabilidade após doze semanas, com período crítico na terceira semana e restabelecimento das medidas obtidas no ato cirúrgico, na oitava semana. Portanto, recomendaram que o período de monitoramento dos implantes compreende o intervalo entre a terceira e oitava semana. As alterações na superfície e diâmetro dos implantes não revelaram diferenças significativas de ISQ obtidas com A.F.R.

Sim e Lang (2010) tiveram como propósito verificar a influência do posicionamento da sonda de medição do Osstell *mentor*, da estrutura óssea e do comprimento dos implantes sobre as mensurações de estabilidade primária, avaliada com o uso de A.F.R. Trinta e dois implantes Straumann Standart tissue level (Straumann AG, Basel, Switzerland) com diâmetro de 4.1 mm foram instalados com comprimento de 8 mm (Grupo A) ou 10.0 mm (Grupo B). Durante a cicatrização a A.F.R foi realizada no trans-operatório e com 1,2,3,4,5,6,8 e 12 semanas. A reabilitação protética foi realizada na oitava e décima segunda semana. Os resultados apresentados pelos autores apontaram para a ausência de interferência nos valores de ISQ, quanto considerando o posicionamento da sonda de medição do aparelho de frequência de ressonância. Geralmente, houve um aumento contínuo nos valores de ISQ de uma média de 65.1 (SD16.97) para 74.7 (SD5.17) sendo de maneira mais expressiva a partir das semanas 6,8 e 12. No osso tipo III e IV houve significativa diminuição até a oitava semana. Quanto ao comprimento, em todos os tempos avaliados, influenciou o aumento dos valores de ISQ. Enquanto nos implantes de 10.0 mm praticamente não se detectou variações significativas, nos com comprimento de 8.0 mm houve um incremento significativo entre a semana zero e a 6,8 e 12. O uso do

Osstell mentor possibilitou reproduzir os valores de ISQ, independentemente da posição da sonda de medição e estes valores são influenciados pela estrutura óssea e comprimento dos implantes. Assim não há valores ISQ preestabelecidos que podem ser atribuídos à estabilidade primária.

Talarrico et al. (2011) tiveram como objetivo neste ensaio clínico prospectivo de caso controle comparar a estabilidade primária, em determinados períodos de cicatrização, de implantes Nobel Biocare TiUnite, instalados pela técnica de um ou dois estágios cirúrgicos. Foram selecionados trinta pacientes e destes dezoito receberam 35 implantes com próteses imediatas e outros 10 pacientes receberam 26 implantes que foram reabilitados após o segundo estágio cirúrgico sendo um paciente excluído do estudo por apresentar mensurações irregulares pela A.F.R. Um total de 32 implantes MKIII Groovy e 29 Nobel Speed Groovy do Sistema Branemark foram instalados na região de pré-molares e molares. Com a utilização do Osstell Mentor a estabilidade dos implantes foi aferida no momento da cirurgia e com oito e doze semanas e com acompanhamento até o sexto mês em função. Na maxila (32 implantes) e na mandíbula (29 implantes) até a oitava semana não houve diferenças estatisticamente significantes no ISQ nos dois grupos de implantes ($P > .05$). Contudo, uma significativa diferença foi encontrada após 12 semanas ($P = 0.261$). Não houve falha de implantes desde o momento da instalação até o conclusão do estudo com um índice de sobrevivência de 100%. Altos valores de ISQ foram encontrados nos dois grupos e nos intervalos de tempo avaliados, recomendando a carga imediata como uma alternativa de tratamento viável em ambos os arcos. Destacaram ainda a alta estabilidade primária alcançada pelo implante Nobel Speed Groovy, especialmente na maxila.

Silva et al. (2011) se propuseram a avaliar a estabilidade primária e secundária dos implantes utilizados como ancoragem de reabilitações orais de pacientes totalmente

edêntulos com a utilização de overdenture, submetidas a carga imediata. Foram selecionados dezesseis pacientes, de ambos os sexos, que foram reabilitados com próteses totais inferiores e superiores retidas por dois implantes com encaixes tipo bola. A estabilidade inicial dos implantes e os follow-up de três e quinze meses foi realizada através análise de frequência de ressonância (RFA) utilizando Osstell™ Mentor. Os dados coletados foram submetidos à estatística com modelo de medidas repetidas ($p < 0.01$). Um aumento no ISQ foi observado somente após o décimo quinto mês e demonstraram que as overdentures poderiam se tornar um tratamento de escolha para pacientes totalmente edêntulos.

Guler et al. (2013) tiveram como objetivo deste estudo clínico prospectivo, mensurar os valores de ISQ de duzentos e oito implantes Straumann (Straumann AG, Basel, Switzerland) durante o período de osteointegração e determinar quais os fatores que afetam a estabilidade dos implantes. Foram avaliados a influência do local de instalação, diâmetro, comprimento e tipo de superfície dos implantes. Cinquenta e nove pacientes selecionados receberam 208 implantes sendo que 164 eram de superfícies SLA e quarenta e quatro eram SLActive. Para determinar os valores de ISQ, as medidas foram realizadas no momento de inserção dos implantes, quarta, oitava e décima segunda semana pós-operatório com Osstell™ Mentor (Integration Diagnostic Ltd., Goteborg, Sweden). Os valores aferidos demonstraram um aumento significativo de estabilidade neste período de cicatrização exceto, na região posterior de maxila, na fase inicial de cicatrização que apresentou os menores valores de ISQ. Não houve diferenças entre a região posterior e anterior de mandíbula e anterior de maxila ($P < .05$) O comprimento do implante não teve uma influência significativa sobre os valores de ISQ ($P > .05$). No segundo período avaliado houve um valor de ISQ maior para os implantes instalados em homens ($P = .028$) e neste mesmo período houve influência dos diâmetros ($P = .018$), bem como no terceiro

período ($P = .001$). De acordo com os resultados do teste de Tukey HSD o diâmetro não afetou a estabilidade no momento da inserção mas , no segundo período de avaliação, os de 4.8 mm apresentaram um ISQ significativamente maior que os com 4.1e 3.3 mm e na avaliação final, os diâmetros de 4.8 e 4.1, apresentaram um valor ISQ superior que os de 3.3 mm de diâmetro ($P < .05$). No momento de inserção dos implantes os tipos de superfícies testadas não influenciaram as medidas de ISQ. Contudo, no segundo período, as superfícies SLActive apresentaram medidas significativamente maiores ($P = .001$) que se nivelaram na avaliação final de cicatrização ($P > .05$). Sugeriram que os implantes com superfície SLActive sejam os de escolha quando for indicado o tratamento com carga imediata. Concluíram que as medidas avaliadas repetidamente de um determinado implante, podem trazer alguns benefícios diagnósticos e que os fatores que podem influenciar a estabilidade dos implantes, se tornam perceptíveis.

Bayarchimeg et al. (2013) investigaram a correlação entre o torque de inserção e a estabilidade primária de implantes dentários usando blocos de osso artificial de diferentes densidades e composições com a finalidade de imitar as diferentes situações clínicas encontradas na prática clínica diária. Vários furos sob medida foram realizados em blocos com diferentes densidades (#10, #20, #30, #40, #50) usando brocas cirúrgicas e os valores de torque de inserção e estabilidade primária foram mensurados, utilizando Osstell Mentor. Os grupos experimentais em avaliação foram subdivididos em cinco subgrupos de acordo com as circunstâncias clínicas a serem simulados. Os resultados demonstraram que no grupo 1 a média dos valores de torque de inserção e ISQ aumentaram à medida que a densidade dos blocos foi elevada. Para o grupo 2 a média dos valores de torque de inserção diminuiu à medida que a broca final foi expandida, mas não refletiu em perda nas medidas de ISQ. Para o grupo 3, com o aumento da espessura da cortical, houve incremento nas duas variáveis analisadas. Para o grupo 4, à medida que a densidade do osso esponjoso

aumentou, o valor do torque de inserção acompanhou, mas a correlação com os valores de ISQ foi pouco significativo. Finalmente, para o grupo 5, o valor do torque de inserção diminuiu quando a broca final foi expandida, mas também com uma correlação frágil com o valor de ISQ. Com base nos resultados apresentados, concluíram que a estabilidade primária não depende simplesmente do valor do torque de inserção, mas também da qualidade óssea.

Oliscovicz et al (2013) avaliaram o comportamento de implantes inseridos em três substratos diferentes através de mensurações realizadas pelo teste de força de tração e rigidez relativa. Trinta e dois implantes (Master Porous-Conexão, cilíndricos, com tratamento de superfície) foram divididos em 4 grupos (n=8). Os substratos testados foram osso de costela de porco, poliuretano Synbone e poliuretano 40 PCF e madeira de Pinus. Os implantes foram instalados com 5 mm de distância um do outro. O torque de inserção foi mensurado com o medidor digital de torque Kratos e o teste de tração realizado por uma força de tração axial no longo eixo do implante (2min/mm) aplicada a um montador de implante adaptado a uma peça que gerou uma força de tração de 200k (Emic DL 10000). Alguns métodos para avaliar o torque de inserção e a estabilidade primária são propostos, mas os métodos não mostraram resultados completamente precisos. Apesar das dificuldades de simular esses métodos em osso humano, outros substratos foram desenvolvidos para esta finalidade como o poliuretano, que tem a mais completa validação apresentada por Cristofolini et al.(1996). A madeira de Pinus com densidade 0.42 a 0.48 g/cm³ também apresenta características similares aos ossos da mandíbula e maxila. Após as análises estatísticas, os resultados demonstraram que o Poliuretano Nacional 40 PCF e a madeira de Pinus alcançaram os maiores valores de torque de inserção e de força de tração.

Monje et al. (2014) avaliaram a sensibilidade do método de análise de frequência de ressonância em detectar a falha precoce em implantes. Em um estudo de casos controle, de 3786 implantes instalados, vinte fixações, em vinte pacientes diferentes falharam, após serem instalados em osso nativo e antes mesmo de serem carregados proteticamente. Os valores de ISQ destes vinte implantes foram registrados no momento da instalação e quatro meses depois. Métodos estatísticos de regressão linear simples, regressão logística e duas tabelas de contingenciamento foram utilizadas para testar as relações entre valor de ISQ e falha precoce de implantes. Os valores do ISQ imediato foram significativamente relacionados a falha dos implantes (odds ratio[OR] = 4.27). Além disso, os resultados da segunda regressão também mostrou uma relação significativa entre o ISQ em medição tardia e falhas de implantes (OR = 9.20). Para o ISQ imediato parece que 73.7 % das classificações corretas foram obtidas às custas de uma classificação incorreta de 55 % dos implantes falhos. Contudo para o ISQ tardio, 86,2 % das classificações corretas foram obtidas às custas de assumir que todos os implantes iriam sobreviver. O presente estudo mostrou que os valores de ISQ, não são confiáveis para prever a falha precoce de implantes e que o valor limítrofe para sucesso ou insucesso ainda não foi determinado.

Wang et al. (2015) estudaram o efeito do desenho do implante e da qualidade óssea no torque de inserção e no valor do quociente de estabilidade do implante e energia de inserção, monitorando a contínua mudança no torque de inserção e ISQ, enquanto os implantes eram inseridos em blocos ósseos artificiais, que simulavam osso de pobre ou média qualidade. Blocos de poliuretano (Sawbone) de 0.16 g/cm³ e 0.32 g/cm³ foram utilizados para simular osso esponjoso de baixa e média densidade, respectivamente. Alguns blocos testes foram laminados com 1 mm 0.80 g/cm³ camadas de poliuretano de modo a simular osso esponjoso com uma fina camada cortical. Quatro diferentes tipos de implantes (Nobel Biocare Mk III-3.75, Mk III-4.0, Mk IV-4.0, and NobelActive-4.3) foram

inseridos em diferentes blocos teste sob as instruções do fabricante. O torque de inserção e o ISQ foram gravados a cada 0.5 mm do comprimento durante de inserção do implante e a energia de inserção foi calculada pela curva do torque. O pico do torque, o torque final, a energia de inserção e o ISQ final foram submetidos a análise estatística. Os resultados evidenciaram que todos os implantes inseridos mais profundamente tiveram um aumento nos valores de ISQ. Em contraste, implantes com desenhos diferentes mostraram padrões de curvas de torque de inserção desiguais, durante a inserção. Todos os implantes apresentaram aumento nos valores de pico torque de inserção, torque de inserção final, energia de inserção e ISQ quando a densidade dos blocos aumentou ou quando 1 mm de espessura de cortical estava presente. Somente os implantes cônicos apresentaram picos de torque de inserção e torque de inserção final maior que 40 N para todos os blocos que foram preparados com uma espessura de cortical de 1 mm e para os que tinham uma cortical espessa, tanto para os blocos de baixa ou média densidade. NobelActive 4.3 mm mostrou um torque de inserção final maior que o MkIV-4.0 mm. Concluíram que a existência de uma cortical e o desenho do implante interferem a dinâmica do torque de inserção, mas não afeta os valores de ISQ na mesma extensão e que certos desenhos de implantes são mais adequados se um maior torque de inserção é requerido para osso de pouca densidade.

Brizuela et al. (2015) tiveram como objetivo avaliar a mobilidade de implantes dentários sobre carga oclusal em relação às medições de estabilidade através de análise de frequência de ressonância e torque de inserção. Vinte e quatro implantes Two Klockner Essential Cone implants (SoadcoS.L.,EscaldesEngordany,Andorra), 10 x 4.0 mm foram inseridos com a sequencia de brocas recomendado pelos fabricante em costela fresca de bovino(dimensões= 50 x 18 x 15 mm), simulando osso tipo I e II da classificação de Lekholm e Zarb, conservados segundo o método descrito por Tricio *et al.* e as medidas de

torque de inserção e ISQ registrados com um dinamômetro analógico BTG90CN (Tohnichi, Tokyo, Japan) e Osstell AB (Integration Diagnostic AB, Gothenburg, Sweden) respectivamente. Um pré-molar provisório em acrílico foi confeccionado sobre um abutment temporário e parafusado sobre cada implante e uma força de 100N foi subsequentemente aplicada em um ângulo de 6 graus. Os micro-movimentos foram mensurados usando um microscópio Questar QM (Seven Astro-Optics Division, Laurel, MD) com resolução de 2 μm e as imagens analisadas num programa. Os resultados mostraram uma correlação inversa estatisticamente significativa entre os valores de ISQ e de torque de inserção ($p < 0.0001$) sendo que para os valores de torque de inserção até 34N a relação foi linear e depois deste valor tornou-se exponencial. Uma direta correlação foi estabelecida entre torque de inserção e valores de ISQ. Concluíram haver um relacionamento inverso entre essas duas variáveis e os micro-movimentos sobre uma carga de 100N.

Lozano et al. (2016) tiveram como propósito avaliar a influência do macro desenho do implante sobre a estabilidade primária, aferida com análise de frequência de ressonância (AFR), e sobre o torque de inserção. Um total de 47 implantes foi dividido em dois grupos: grupo teste (GT) que agrupou 22 implantes cônicos Mis[®] Seven (MIS[®], Medical implants System, Israel) e o grupo controle (GC) composto de 25 implantes cilíndricos Astra Osseospeed (AstraTech Implant System, Dentsply Implants, Mölndal, Sweden). Todos os implantes seguiram as instruções dos fabricantes para instrumentação dos alvéolos cirúrgicos para instalação das fixações. A estabilidade primária foi medida no momento de instalação dos implantes, registrando-se os valores de torque de inserção (VTI), e os valores de ISQ, utilizando Osstell[™] Mentor (Integration Diagnostic Ltd., Goteborg, Sweden). Na mandíbula o valor médio do ISQ para os implantes cônicos (GT)

foi de 71.67 ± 5.16 e para os cilíndricos do (GC) 57.15 ± 4.83 ($P=0.01$). Na maxila foi 67.2 ± 4.42 e 49.17 ± 15.30 para os cônicos e cilíndricos, respectivamente ($P= 0.01$).

A média do torque de inserção na mandíbula foi de 46.67 ± 6.85 Ncm para os implantes cônicos (GT) e 35.77 ± 6.72 Ncm para as fixações cilíndricas (GC) ($P=0.01$) e o valor médio para maxila foi 41.5 ± 6.26 Ncm para os implantes cônicos e 39.17 ± 6.34 Ncm ($P>0.05$).

Para os implantes cônicos não encontraram correlação entre o diâmetro do implante e a estabilidade primária. Contrariamente, para os implantes cilíndricos houve uma correlação estatisticamente significativa na influência do diâmetro sobre a estabilidade primária: valor torque de inserção ($P=0.03$); ISQ ($P=0.04$). Concluíram que mesmo com as limitações do estudo, os implantes com formato cônico, conseguiram alta estabilidade primária, mensurada através da análise de frequência de ressonância (AFR) e concomitantemente, altos valores de torque de inserção. Além disso, uma correlação positiva foi estabelecida entre diâmetro e estabilidade primária para os implantes cilíndricos.

3. Proposição

3.1 Objetivo Geral

O objetivo principal deste estudo foi analisar a possível correlação entre o torque de inserção de implantes e a estabilidade primária mensurada com o uso do Osstell.

3.2 Objetivos Específicos

3.2.1 Avaliar a influência do design do implante na estabilidade primária.

4. Materiais e Métodos

Para este estudo *in vitro* foram utilizadas seis mandíbulas de polímero (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários S/A - Curitiba -Brasil) que sob a orientação de um guia acrílico obtido após a inserção dos 12 implantes no primeiro corpo de prova, direcionou o posicionamento das perfurações nos outros cinco, para a instalação de um total de 72 implantes. (Figura 1 e 2)



Figura 1- Corpo de prova com distribuição dos locais para instalação dos implantes.



Figura 2- Guia de acrílico para orientação das perfurações nos corpos de prova.

Seis hemi-arcos receberam 36 implantes demonstrativo do modelo Titamax CM Cortical de 4.0 mm de diâmetro x 13.0 mm de comprimento (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários S/A - Curitiba -Brasil) instrumentados de modo alternado, com o intuito de promover torques de inserção diferentes um do outro, para posterior avaliação através da análise de freqüência de ressonância. Para os implantes Titamax CM Cortical a seqüência de brocas para obter um torque de inserção de no mínimo 10N foi a utilização da broca tipo lança, piloto 2 mm/3 mm, broca 2.8 mm, broca 3.0 mm, seguida da broca de diâmetro 3.3 mm e instalação da fixação de 4.0 mm x 13.0 mm. Para um torque inferior a 10N estendeu-se a instrumentação até a broca de 3.8 mm e utilização da fresa piloto 3.3 mm / 4.0mm em toda sua extensão. (Figura 3)



Figura 3- Inserção implantes Titamax CM Cortical com torquímetro.

Os outros seis hemi-arcos receberam 36 implantes demonstrativos do modelo Alvim CM de 4.3 mm de diâmetro x 13.0mm de comprimento (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários S/A - Curitiba -Brasil) que também foram instrumentados de modo alternado, afim de obter diferentes torques de inserção. Quando se objetivou torques maiores que 10N a sequencia de brocas foi a utilização da tipo lança, helicoidal 2.0 mm

Alvim, piloto 2.0 mm/3.0 mm, broca Alvim de 3.5 mm, seguida broca Alvim 4.3 mm, finalizando as perfurações com o uso da piloto 4.3 mm até sua última marcação. Com o intuito de obter torques de inserção menores que 10N estendeu-se a preparação da osteotomia até a broca Alvim de 5.0 mm de diâmetro e utilizou a broca piloto de 4.3 mm / 5.0 mm de diâmetro até a última marcação. (Figura 4)



Figura 4- Inserção de implantes Alvim CM.

Em cada um dos implantes instalados foram conectados SmarPeg Tipo 16 (Osstell AB, Gamlestadsvagen 3B - Goteborg - Sweden) para, através de análise de frequência de ressonância, mensurar o ISQ de cada fixação. O transdutor foi posicionado na fase vestibular e mesial e os dados coletados foram registrados em uma tabela para posterior análise estatística. (Figura 5 e 6)



Figura 5- Aparelho de análise de frequência de ressonância.

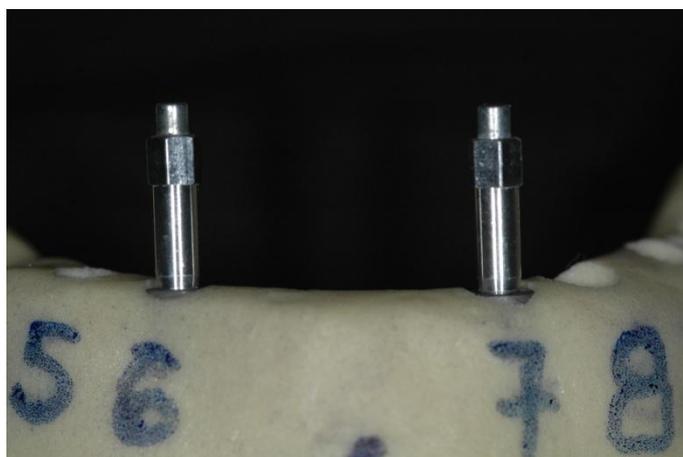


Figura 6- SmartPeg instalados sobre implantes.

5. Artigo Científico

5.1 Artigo Científico 1

Avaliação *in vitro* da relação entre o torque de inserção de implantes cone-morse e a estabilidade primária aferida com Ostell.

Silvio Carlos Suassuna de Morais ¹

1 Mestrando em Odontologia com área de concentração em Implantodontia, Especialista em Prótese pela Universidade do Oeste Paulista (Unoeste) Presidente Prudente - SP, Especialista em Implantodontia pela Associação Brasileira de Odontologia - Sessão Mato Grosso do Sul - Campo Grande - MS, Especialista em Políticas Públicas e Gestão Estratégica em Saúde pela Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - Campo Grande - MS.

Leandro Eduardo Klüppel ²

2 Doutor e Mestre em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofaciais - UNICAMP - SP.

Marco Antonio Ghiraldelle Mansano ³

3 Especialista em Implantodontia pela Universidade Cruzeiro do Sul - São Paulo - SP.

Endereço do Autor: Leandro Eduardo Klüppel

Rua: Jacarezinho, 656 Bairro Mercês - Curitiba - PR - Brasil.

CEP: 80.710-150

Resumo

Propósito: A estabilidade primária dos implantes dentários é um fator preponderante para que o processo biológico da osteointegração se estabeleça. O objetivo deste estudo *in vitro* foi avaliar a correlação entre o valor de torque de inserção (VTI) de implantes dentários e a estabilidade primária destes, mensurados através de análise de frequência de ressonância (AFR) expressa em unidades Quociente de Estabilidade do Implante (ISQ). **Materiais e métodos:** Utilizou-se como corpo de prova seis mandíbulas de polímero, onde setenta e dois implantes *cone-morse* foram instalados. Trinta e seis implantes cilíndricos nas hemiarquadas do lado direito e outros trinta e seis implantes cônicos nas hemiarquadas do lado esquerdo. Após instalação de cada implante, foi conectado um smartpeg que possibilitou mensurar o quociente de estabilidade do implante (ISQ) dos dois tipos de implantes, utilizando um aparelho de análise de frequência de ressonância Ostell™ Mentor (Integration Diagnostic AB, Gothenburg, Sweden). **Resultados:** Para análise estatística foram ajustados modelos de regressão linear e estimados os coeficientes de correlação de Pearson. Adicionalmente, para os implantes cônicos, foi ajustado um modelo de regressão quadrática. Para os implantes cilíndricos a associação linear não foi significativa ($p=0.189$) bem como o coeficiente de correlação ($p=0.136$). Para os implantes cônicos a associação linear foi significativa ($p<0.001$) bem como o coeficiente de correlação ($p<0.001$). **Conclusões:** Os resultados demonstraram que a relação entre (VTI) e (ISQ) depende do tipo de implante. Para implantes cônicos há uma associação linear significativa entre valor de torque de inserção e quociente de estabilidade do implante. Para os implantes cilíndricos não foi possível afirmar que as variações no ISQ são geradas pelas variações nos valores de torque de inserção.

Palavras Chave: Implantes Dentários; Estabilidade Implantes; Análise Freqüência de Ressonância.

Abstract

The aim of this in vitro study was to evaluate the correlation between insertion torque value of dental implants and the primary stability of these, measured through frequency analysis of resonance (AFR) expressed in Implant Stability Quotient units (ISQ). It was used as a specimen six polymer seventy-two jaws which morse taper implants were installed with the guidance of a guide acrylic obtained in the original specimen, so that other implants were installed in the same positions. Thirty-six cylindrical implants were installed on the right side hemiarcadas with the instrumentation of perforations so as to provide alternating implant insertion with minimal torque of 10 N or more, and the other cases below, enabled by a superfresagem. Other thirty-six conical implants were installed on the left side hemiarcadas with the instrumentation of the perforations also providing the insertion torques mentioned for the first type implants. After installation of each implant was connected one smartpeg it possible to measure the implant stability quotient (ISQ) of the two types of implants using a frequency analysis apparatus Ostell™ Mentor resonance (Integration Diagnostic AB, Gothenburg, Sweden).

Keywords: Dental implants; Implant stability; Analysis Frequency Resonance

Introdução:

A aplicabilidade clínica do conceito de osteointegração fundamentada por inúmeras pesquisas realizadas por pesquisadores liderados por Per Ingvar Branemark, na Universidade de Gotemburgo, Suécia, possibilitou a reabilitação protética de pacientes com arcos totalmente edentados, considerados inválidos orais pela perda da eficiência da

função mastigatória e do equilíbrio do sistema estomatognático como um todo, incluindo deficiência do tônus muscular da face.¹

Diversos requisitos foram estabelecidos para que o fenômeno da osteointegração se estabelecesse entre eles: quantidade e qualidade óssea suficientes para a instalação de implantes; controle rigoroso do aquecimento deste tecido no momento da instrumentalização com brocas; técnica cirúrgica em ambiente asséptico, boa estabilidade primária e que permanecessem submersos por determinado período. Alguns destes requisitos foram revisados, mas outros continuam como pré-requisitos essenciais para se obter a osteointegração, tanto para os implantes submersos e não submersos.^{1,2}

Os critérios de sucesso e de sobrevivência dos implantes dentários utilizados para a reabilitação protética dos arcos totalmente edêntulos foram determinantes para verificar a resposta biológica dos tecidos ósseos e gengivais, bem como a eficiência clínica das reabilitações protéticas, corroborado por várias pesquisas científicas.³ Estimulados pela resposta biológica envolvida no processo de reparação óssea e pelo comportamento satisfatório dos tecidos periodontais, a indicação terapêutica de reabilitação com os implantes foi estendida para os pacientes parcialmente edentados.⁴

Com a introdução do conceito de *carga imediata* os implantes passaram a receber no mesmo tempo cirúrgico ou em até 48 horas depois, uma prótese dental com o objetivo de reabilitar os pacientes com um menor tempo de tratamento e, no caso de alvéolos pós-exodontia, proporcionar uma manutenção mais satisfatória do arcabouço dos tecidos periodontais, diminuindo assim, uma reabsorção óssea indesejável da crista do rebordo alveolar e o colapso dos tecidos gengivais.⁵

O sucesso da técnica de carga imediata depende da capacidade do cirurgião determinar o grau de estabilidade primária do implante e as alterações que podem ocorrer na interface osso/implante, durante as fases de reparação e remodelação óssea.

Clinicamente, a percepção desta estabilidade primária é geralmente baseada na resistência do tecido ósseo ao corte das roscas do implante, reforçada pelo travamento abrupto do mesmo, no momento de sua instalação ⁶.

Às vezes, a medida do torque de inserção do implante, fornecido pelos displays dos motores e pelas catracas cirúrgicas são utilizados para avaliar a estabilidade primária de implantes. Contudo, permitem uma única avaliação da estabilidade, no momento da instalação dos implantes. Outro método utilizado é o do torque reverso, no momento da conexão dos abutments. Implantes que rotacionavam sobre a aplicação de um determinado torque eram considerados falhos e removidos. Contudo, pesquisas em animais demonstraram a reintegração de implantes que rotacionaram quando submetidos a este tipo de teste, e com isso, perdeu significado científico ⁷.

Visando prover dados confiáveis sobre as medidas de estabilidade primária e osteointegração dos implantes outros métodos estão disponíveis, como Periotest (Siemens-Gulden, Beinsheim, Germany), Fine Tester (Kyocera, Kyoto, Japan) e a análise de frequência de ressonância (AFR) este permitindo uma avaliação da estabilidade em tempos diferentes de osteointegração. Os métodos mais utilizados são os que utilizam os picos de torque de inserção e a frequência de ressonância. Contudo, nem sempre um alto torque de inserção refletirá em altos valores de estabilidade primária, aferidas com o uso de aparelhos de análise de frequência de ressonância, devido as variações de qualidade e quantidade óssea entre os pacientes.

Portanto, o objetivo deste estudo foi verificar a possível correlação entre o valor de torque de inserção de implantes Titamax CM Cortical e Alvim CM, ambos de 4.3 mm de diâmetro x 13.0 mm de comprimento (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários S/A - Curitiba -Brasil) e a estabilidade primária, analisados com o aparelho Ostell™ Mentor (Integration Diagnostic AB, Gothenburg, Sweden).

Materiais e Métodos

Para este estudo *in vitro* foram utilizadas seis mandíbulas de polímero (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários S/A - Curitiba -Brasil) que sob a orientação de um guia acrílico obtido após a inserção dos 12 implantes no primeiro corpo de prova, direcionou o posicionamento das perfurações nos outros cinco, para a instalação de um total de 72 implantes. (Figura 1 e 2)



Figura 1- Corpo de prova com distribuição dos locais para instalação dos implantes.



Figura 2- Guia de acrílico para orientação das perfurações nos corpos de prova.

Seis hemi-arcos receberam 36 implantes demonstrativo do modelo Titamax CM Cortical de 4.0 mm de diâmetro x 13.0 mm de comprimento (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários S/A - Curitiba -Brasil) instrumentados de modo alternado, com o intuito de promover torques de inserção diferentes um do outro, para posterior avaliação através da análise de freqüência de ressonância. Para os implantes Titamax CM Cortical a seqüência de brocas para obter um torque de inserção de no mínimo 10N foi a utilização da broca tipo lança, piloto 2 mm/3 mm, broca 2.8 mm, broca 3.0 mm, seguida da broca de diâmetro 3.3 mm e instalação da fixação de 4.0 mm x 13.0 mm. Para um torque inferior a 10N estendeu-se a instrumentação até a broca de 3.8 mm e utilização da fresa piloto 3.3 mm / 4.0mm em toda sua extensão. (Figura 3)



Figura 3- Inserção implantes Titamax CM Cortical com torquímetro.

Os outros seis hemi-arcos receberam 36 implantes demonstrativos do modelo Alvim CM de 4.3 mm de diâmetro x 13.0mm de comprimento (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários S/A - Curitiba -Brasil) que também foram instrumentados de modo alternado, afim de obter diferentes torques de inserção. Quando se objetivou torques maiores que 10N a sequencia de brocas foi a utilização da tipo lança, helicoidal 2.0 mm Alvim, piloto 2.0 mm/3.0 mm, broca Alvim de 3.5 mm, seguida broca Alvim 4.3 mm,

finalizando as perfurações com o uso da piloto 4.3 mm até sua última marcação. Com o intuito de obter torques de inserção menores que 10N estendeu-se a preparação da osteotomia até a broca Alvim de 5.0 mm de diâmetro e utilizou a broca piloto de 4.3 mm / 5.0 mm de diâmetro até a última marcação.



Figura 4- Inserção de implantes Alvim CM.

Em cada um dos implantes instalados foram conectados SmarPeg Tipo 16 (Osstell AB, Gamlestadsvagen 3B - Goteborg - Sweden) para, através de análise de frequência de ressonância, mensurar o ISQ de cada fixação. O transdutor foi posicionado na fase vestibular e mesial e os dados coletados foram registrados em uma tabela para posterior análise estatística. (Figura 5 e 6)



Figura 5- Aparelho de análise de frequência de ressonância.

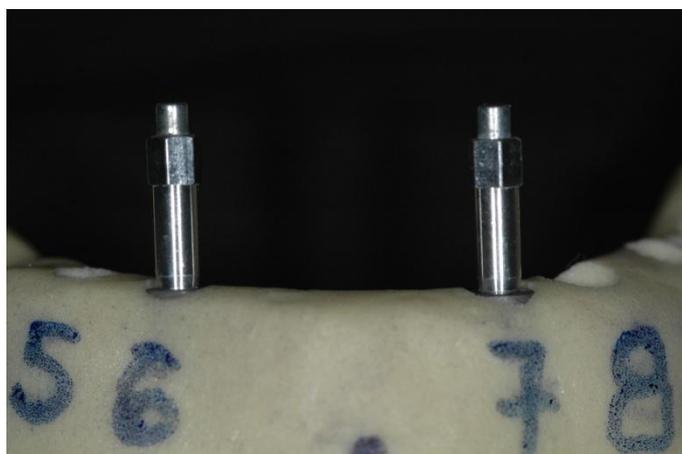


Figura 6- SmartPeg instalados sobre implantes.

Análise estatística

Para avaliar a relação entre valor do torque de inserção (VTI) e a medida de estabilidade primária aferida com Ostell (ISQ), para cada tipo de implante (Titamax CM Cortical e Alvim CM), foram ajustados modelos de regressão linear e estimados os coeficientes de correlação de Pearson. Adicionalmente, para o implante Alvim CM, foi ajustado um modelo de regressão quadrática. Para a descrição dos resultados foram

apresentados diagramas de dispersão nos quais são vistos os pontos correspondentes aos valores de torque de inserção e os valores de ISQ. Em todos os testes estatísticos, valores de p menores do que 0,05 indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional IBM SPSS Statistics v.20.

Resultados

Na avaliação da associação entre o valor de torque de inserção de implantes e o quociente de estabilidade do implante (ISQ), considerou-se o tipo de implante adotado (implantes Titamax CM Cortical 4.0x13.0 mm e implantes Alvim CM 4.3x13.0 mm). O torque variou de 5N a 60N. Para os torques projetados para serem menores do que 10 N foi considerado o torque como sendo igual a 5 N, em função de não haver uma medição precisa deste valor. As medidas foram realizadas nas faces vestibular e mesial e a análise estatística foi realizada com base nos resultados das médias das medidas das duas faces.

Tabela 1. Estatísticas descritivas de ISQ para as medidas das faces vestibular e mesial e as médias dessas duas medidas.

Implante	Medida	ISQ					
		N	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão
Titamax	Vestibular	36	66,6	68,5	48,0	80,0	9,8
	Mesial	36	68,8	70,0	49,0	75,0	4,8
	Média vestibular e mesial	36	67,7	69,0	50,0	77,0	5,9
Alvim	Vestibular	36	56,2	56,5	30,0	80,0	13,8
	Mesial	36	61,0	63,5	28,0	78,0	12,0
	Média vestibular e mesial	36	58,6	60,8	30,0	76,5	12,2

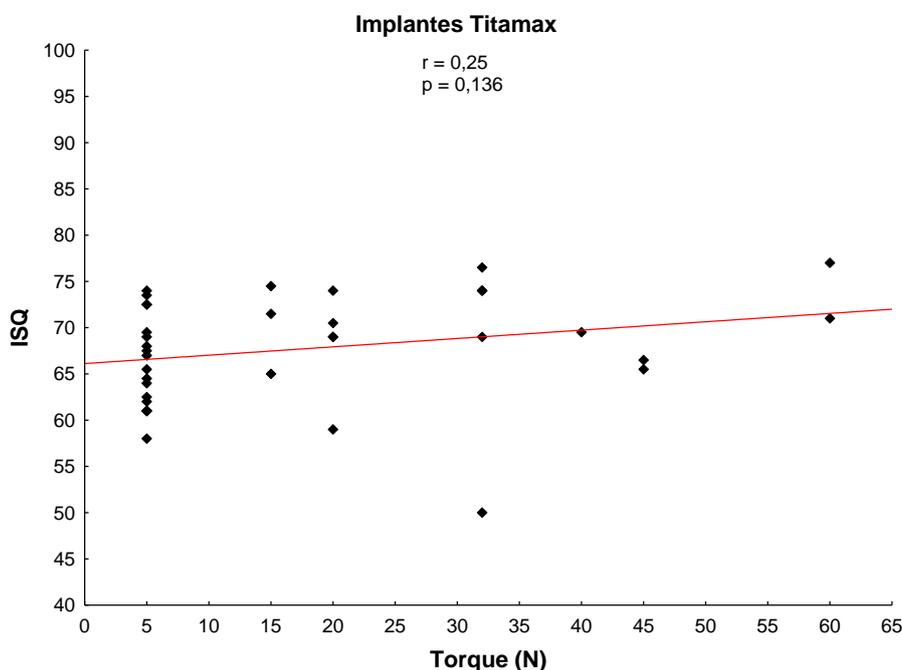
Avaliação da associação linear entre o valor de torque de inserção e o resultado de ISQ para implantes Titamax CM Cortical.

Considerando-se implantes Titamax CM Cortical, testou-se a hipótese nula de inexistência de associação linear entre o valor de torque de inserção e a medida de ISQ,

versus a hipótese alternativa de existência de associação linear entre o valor de torque de inserção e o resultado de ISQ. O resultado do teste indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=0,189$). Sendo assim, nos implantes Titamax CM Cortical não há evidência de que existe associação linear entre o valor de torque de inserção e ISQ.

Também foi testada a hipótese nula de que o coeficiente de correlação entre o valor de torque de inserção e ISQ é igual a zero (ausência de correlação entre torque e ISQ), versus a hipótese alternativa de que o coeficiente de correlação é diferente de zero (há correlação entre torque e ISQ). O coeficiente de correlação estimado foi igual a 0,25, sem significância estatística ($p=0,136$), ou seja, nos implantes Titamax CM Cortical, não foi encontrada correlação significativa entre o valor de torque de inserção e ISQ.

Gráfico 1. Resultado da análise do coeficiente de correlação linear para implantes Titamax CM Cortical.

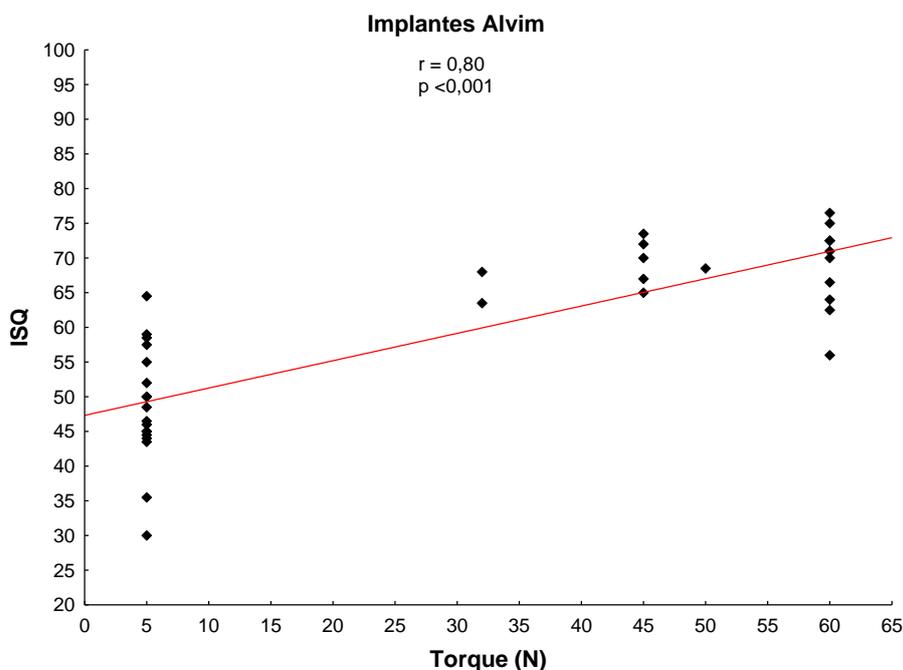


Avaliação da associação linear entre o valor de torque de inserção e o resultado de ISQ para implantes Alvim CM

Considerando-se implantes Alvim CM, testou-se a hipótese nula de inexistência de associação linear entre o valor de torque de inserção e a medida de ISQ versus a hipótese alternativa de existência de associação linear entre o torque e o resultado de ISQ. O resultado do teste indicou a rejeição da hipótese nula ($p < 0,001$). Sendo assim, nos implantes Alvim CM há evidência de que existe associação linear entre valor de torque de inserção e ISQ. Assim, podemos dizer que, para implantes Alvim CM, variações do torque implicam em variações no resultado de ISQ.

Também foi testada a hipótese nula de que o coeficiente de correlação entre o valor de torque de inserção e ISQ é igual a zero (ausência de correlação entre torque e ISQ), versus a hipótese alternativa de que o coeficiente de correlação é diferente de zero (há correlação entre torque e ISQ). O coeficiente de correlação estimado foi igual a 0,80 com significância estatística ($p < 0,001$), ou seja, nos implantes Alvim CM, foi encontrada correlação significativa entre torque e ISQ. O fato do coeficiente de correlação ser positivo indica que baixos valores de torque de inserção correspondem a baixos valores de ISQ. Já altos valores de torque correspondem a altos valores de ISQ.

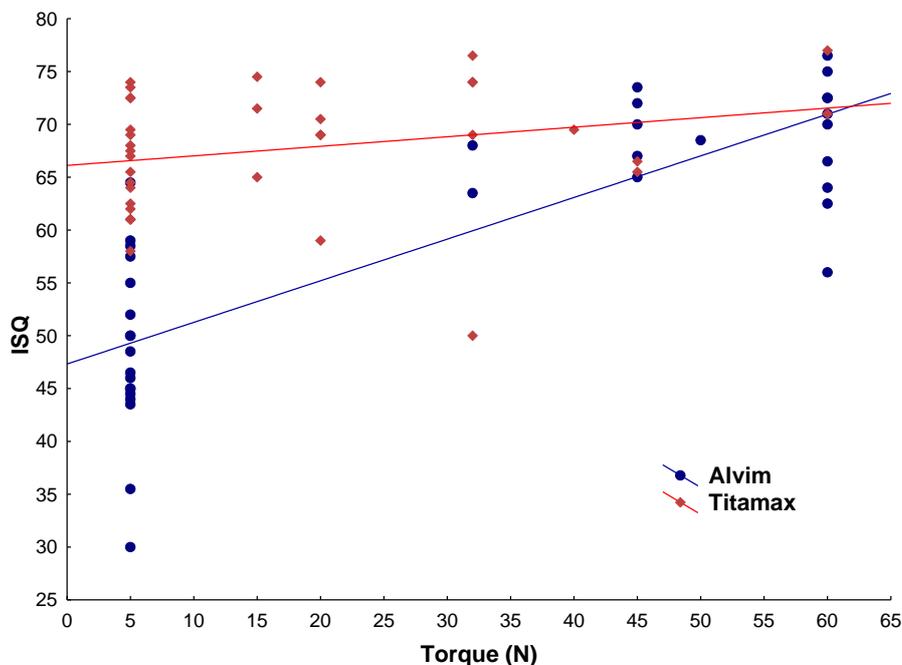
Gráfico 2. Resultado da análise do coeficiente de correlação linear para implantes Alvim CM.



Comparação dos dois tipos de implantes em relação à associação entre o valor de torque de inserção e o resultado de ISQ.

Testou-se a hipótese nula de que o efeito da variação do valor do torque de inserção sobre o resultado de ISQ é igual nos dois tipos de implantes (igual para Titamax CM Cortical e Alvim CM), versus a hipótese alternativa de que este efeito é diferente nos dois tipos de implante (depende do tipo de implante). O resultado do teste estatístico indicou a rejeição da hipótese nula ($p < 0,001$). Este resultado indica que variações no torque têm efeitos diferenciados sobre ISQ quando se usa implantes Titamax CM Cortical e implantes Alvim CM.

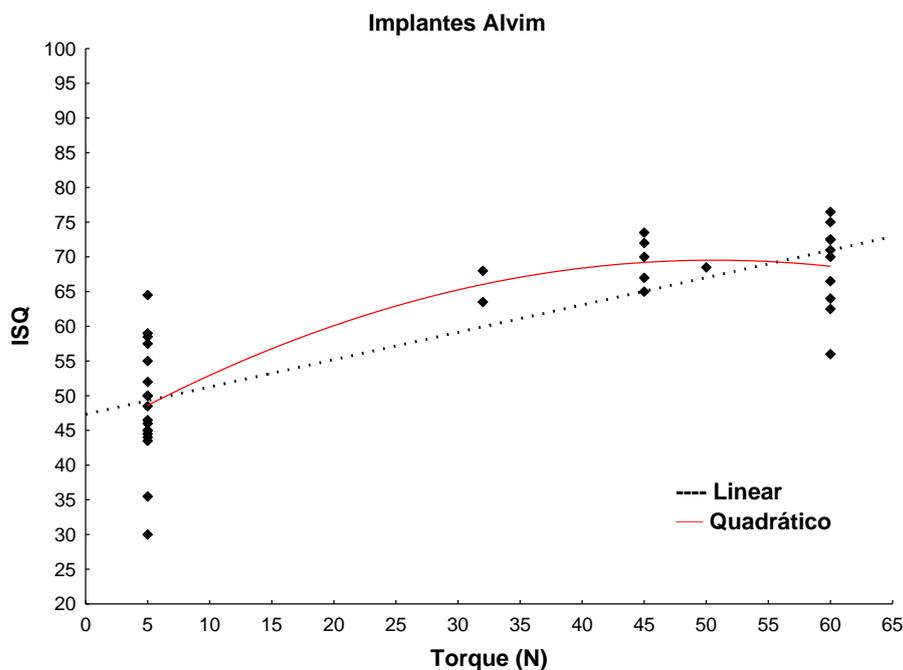
Gráfico 3. Resultado à associação entre o valor de torque de inserção e o resultado de ISQ para implantes Titamax CM Cortical e Alvim CM.



Análise da relação quadrática entre o valor de torque de inserção e ISQ para o tipo de implante Alvim CM.

Adicionalmente, para implantes Alvim CM, avaliou-se a existência, ou não, de uma relação quadrática entre o valor de torque de inserção e ISQ (relação quadrática significa que o ajuste é de uma curva em forma de parábola). Assim, para implante Alvim CM, testou-se a hipótese nula de que a associação entre valor de torque de inserção e ISQ é linear versus a hipótese alternativa de que a relação entre torque e ISQ é quadrática. O resultado do teste estatístico indicou a rejeição da hipótese nula ($p=0,039$). Este resultado indica que há evidência de que a relação quadrática explica melhor a associação entre torque e ISQ do que a relação linear. No gráfico abaixo é apresentada a curva ajustada aos dados com a relação quadrática para implantes AlvimCM.

Gráfico 4. Resultado da análise da relação quadrática entre o valor de torque de inserção e ISQ para o tipo de implante Alvim CM.



Com base no modelo quadrático ajustado estima-se que para o tipo Alvim, o torque de 50,6 N é aquele que resulta no maior valor de ISQ (ponto máximo).

Discussão

Dentre os vários fatores que podem interferir na consolidação da osteointegração, a estabilidade primária é considerada um pré-requisito essencial para sua efetivação e manutenção⁸. Esta é considerada um fenômeno puramente mecânico, dependente da quantidade e qualidade óssea local, técnica cirúrgica e design do implante^{9,10}. Não deve ser confundida com osteointegração, mas deve conduzir os implantes durante as fases iniciais de desenvolvimento da mesma, até que a estabilidade secundária ou biológica, que inclui os processos de neoformação e remodelação, aumente o grau de estabilidade dos

implantes e os torne aptos a receber as cargas biológicas provenientes das reabilitações protéticas ¹¹.

Diversos tipos de testes clínicos não invasivos estão disponíveis para avaliar a estabilidade dos implantes dentários que vão desde uma avaliação visual, passando pela utilização de percussão com instrumentos metálicos, incluindo torque de inserção e finalmente, a utilização da análise de frequência de ressonância. Estes dois últimos métodos são considerados o padrão ouro para as análises de estabilidade dos implantes em uma avaliação clínica. Os dispositivos que fornecem os valores dos torques de inserções, permitem uma única medição da estabilidade primária, enquanto que a análise de ressonância permite uma avaliação em momentos diferentes ^{11,12}.

O método do torque de inserção para avaliação da estabilidade dos implantes dentários reflete a resistência ao corte durante a instalação da fixação. Alguns autores reportam que um valor igual ou acima de 32 Ncm como um bom preceptor para alcançar estabilidade primária ¹³. A análise de frequência de ressonância fornece a mensuração da rigidez do complexo osso-implante e o valor produzido evidencia o BIC e a densidade do tecido ósseo circundante. Os estudos de Branemark *et al.* ¹⁴ demonstraram que o método de torque reverso foi sensível em constatar uma diminuição na estabilidade primária dos implantes nas fases iniciais de cicatrização em animais. Contrariamente, método de torque de inserção e o de frequência de ressonância, não são capazes de detectarem diminuição da estabilidade dos implantes durante os eventos precoces de remodelação. Isto está em concordância com os resultados de Bischof *et al.* ¹⁵, que relatou uma estabilização ou um discreto aumento dos valores de ISQ, entre o momento de instalação dos implantes, até o quarto- sexto mês.

O presente estudo mostrou que não houve uma associação linear entre os valores de torque de inserção dos implantes Titamax CM Cortical (cilíndrico) e as medidas de ISQ

($p=0.189$) e nem uma correlação entre essas duas variáveis ($p=0.136$). Para os implantes Alvim CM (cônico) os resultados demonstraram uma associação linear e um coeficiente de correlação estatisticamente significativa ($p<0.001$). Portanto, para os implantes Titamax CM Cortical, um aumento no valor do torque de inserção não correspondeu, necessariamente, num incremento nos valores de ISQ. Para implantes Alvim CM quanto maior os valores do torque de inserção, maiores as medidas de ISQ resultado em concordância com os demonstrados por Lozano et al.¹⁶

Estes resultados são coincidentes com os encontrados por Menicucci *et al.*¹⁷ que relataram maiores valores de torque de inserção para implantes cônicos quando comparados com os cilíndricos. Em um estudo similar, realizado em animais, O'Sullivan *et al.*¹⁸ os implantes cônicos também mostraram valores maiores de ISQ e de torque de inserção quando comparados com implantes Branemark maquinados. O fato dos implantes cônicos exercerem uma maior compactação sobre o osso ao redor dos implantes, fez com que Rogn *et al.*¹⁹ sugerissem que eles fossem indicados para os casos onde o tecido ósseo se mostrasse com quantidade e qualidade deficientes e se almejasse alcançar melhor estabilidade primária para os implantes dentários.

Com respeito a análise com frequência de ressonância as investigações científicas dos trabalhos de Barikani *et al.*²⁰ e Garcia-Vives *et al.*²¹, realizados em blocos de osso artificial e em animais respectivamente, estão em concordância com os resultados deste presente estudo, com resultados significativamente maiores para os implantes cônicos que os implantes cilíndricos. Dos Santos *et al.*¹³ encontrou valores de torque de inserção maiores para os implantes cônicos que para os cilíndricos, coincidindo com resultados similares demonstrados por Friberg *et al.*²² Em outro estudo *in vitro* implantes cônicos e cilíndricos foram comparados quanto à estabilidade primária e Sakoh et al.²³ descreveram

altos valores de torque de inserção para implantes cônicos porém não refletindo nos valores de ISQ, que não converge para os resultados verificados neste presente estudo, que demonstrou uma relação direta entre aumento nos valores de torque de inserção e incremento das medidas de ISQ.

Conclusões

Dentro das limitações deste presente estudo, os implantes cônicos demonstraram uma relação linear e um coeficiente de correlação positiva entre os valores de inserção de torque e as medidas de ISQ. Contrariamente, para os implantes cilíndricos não houve resultados, com significância estatística, que demonstraram uma relação linear e coeficiente de correlação entre essas duas variáveis avaliadas. Tanto a análise de frequência de ressonância como os valores de torque de inserção, pode ser influenciado por vários fatores, que não podem ser fielmente reproduzidos em um estudo *in vitro*, e novas pesquisas com seres humanos são necessárias para melhor elucidação do grau de interferência das variáveis como quantidade, qualidade e densidade óssea, técnica cirúrgica, tipo de arcada, tipo de superfície, tipo de implante, gênero, diâmetro e ainda, o grau de rigidez do dispositivo de medição.

Referências

1. Adell R, Ericksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T: A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaw. *Int J Maxillofac Implants* 5:347, 1990.
2. Buser D, Von Arx T, Bruggenkate C, Weingart D: Basic surgical principles with ITI implants. *Clin Oral Implants Res* 11:59, 2000.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI: A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surgery* 10:387, 1981.
4. Jemt T, Lekholm U, Adell R: Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:211, 1989.

5. Lazzara RJ: Immediate implant placement into extraction sites. Surgical and restoratives advantages. *Int J Periodontics Restorative Dent* 9:332, 1989.
6. Sennerby L, Meredith N: Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000 47:51,2008.
7. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U: Reintegration of mobilized titanium implants. An experimental study in rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surg* 26:310, 1997.
8. Sennerby L, Roos J: Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 11:408, 1998.
9. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N: Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2:85, 2000.
10. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R: Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res* 12:423, 2001.
11. Meredith N: Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 11:491,1998.
12. Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE: Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24:1015, 2009.
13. Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti-Lima JH: The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 13:215, 2011.
14. Brånemark R, Ohnells LO, Nilsson P, Thomsen P: Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. *Biomaterials* 18:969, 1997.
15. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res* 15:529, 2004.
16. Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F: Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 21:214, 2016.
17. Menicucci G, Pachie E, Lorenzetti M, Migliaretti G, Carossa S: Comparison of primary stability of straight-walled and tapered implants using an insertion torque device. *Int J Prosthodont* 25:465, 2012.
18. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 15:474, 2004.

19. Rokn A, Ghahroudi AR, Mesgarzadeh A, Miremadi A, Yaghoobi S: Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial. *J Dent (Tehran)* 8:186, 2011.
20. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Fard MK, Rokn A: The effect of shape, length and diameter of implants on primary stability based on resonance frequency analysis. *Dent Res J (Isfahan)* 11:87, 2014.
21. García-Vives N, Andrés-García R, Rios-Santos V, Fernández-Palacín A, Bullón-Fernández P, Herrero-Climent M, et al: In vitro evaluation of the type of implant bed preparation with osteotomes in bone type IV and its influence on the stability of two implant systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 14:455, 2009.
22. Friberg B, Jisander S, Widmark G, Lundgren A, Ivanoff CJ, Sennerby L, et al: One-year prospective three-center study comparing the outcome of a “soft bone implant” (prototype Mk IV) and the standard Brånemark implant. *Clin Implant Dent Relat Res* 5:71, 2003.
23. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B, Wagner W: Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21:560, 2006.

6. Referências

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surgery*. 1981;10(6):387-416.
2. Adell R, Ericksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaw. *Int J Maxillofac Implants*. 1990;5(4): 347-59.
3. Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A. Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2002; 4(3): 128-32.
4. Bayarchimeg D, Namgoong H, Kim BK, Kim MD, Kim S, Kim TI, Seol YJ, Lee YM, Ku Y, Rhyu IC, Lee EH, Koo KT. Evaluation of the correlation between insertion torque and primary stability of dental implants using a block bone test. *J Periodontal Implant Sci*. 2013 Feb;43(1):30-6.
5. Bischof M, Nedir R, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Oct;15(5):529-39
6. Brizuela-Velasco A, Álvarez-Arenal Á, Gil-Mur FJ, Herrero-Climent M, Chávarri-Prado D, Chento-Valiente Y, Dieguez-Pereira M. Relationship Between Insertion Torque and Resonance Frequency Measurements, Performed by Resonance Frequency Analysis, in Micromobility of Dental Implants: An In Vitro Study. *Implant Dent*. 2015;24(5):607-11.
7. Buser D, Von Arx T, Bruggenkatte C, Weingart D. Basic surgical principles with ITI implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(suppl 1): 59-68.
8. Da Silva RJ, Semprini M, da Silva CH, Siéssere S, Chimello DT, Bataglion C, Savaris C, Regalo SC. Resonance frequency analysis of overdenture retainer implants with immediate loading. *Gerodontology*. 2012;29(2):e408-12.
9. Guler AU, Sumer M, Duran I, Sandikci EO, Telcioglu NT. Resonance frequency analysis of 208 Straumann dental implants during the healing period. *J Oral Implantol*. 2013;39(2):161-7.
10. Han J, Lulic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(6):605-11.
11. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Reintegration of mobilized titanium implants. An experimental study in rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997;26(4): 310-5.
12. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):211-17.
13. Lazzara RJ. Immediate implant placement into extraction sites. Surgical and restoratives advantages. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1989;9(5):332-43.

14. Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016;21(2):e214-21.
15. Monje A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, Catena A, Monje F, O'Valle F, Suarez F, Wang HL. Sensitivity of resonance frequency analysis for detecting early implant failure: a case-control study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(2):456-61.
16. Oliscovicz NF, Shimano AC, Marcantonio Junior E, Lepri CP, Dos Reis AC. Analysis of primary stability of dental implants inserted in different substrates using the pullout test and insertion torque. *Int J Dent*. 2013; doi: 10.1155/2013/194987. Epub 2013 Jan 22.
17. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000*. 2008;47:51-66.
18. Sim CP, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: I. Instrument positioning, bone structure, implant length. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(6):598-604.
19. Tallarico M, Vaccarella A, Marzi GC, Alviani A, Campana V. A prospective case-control clinical trial comparing 1- and 2-stage Nobel Biocare TiUnite implants: resonance frequency analysis assessed by Osstell Mentor during integration. *Quintessence Int*. 2011;42(8):635-44.
20. Tözüm TF, Turkyilmaz I, Bal BT. Initial stability of two dental implant systems: influence of buccolingual width and probe orientation on resonance frequency measurements. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(3):194-201.
21. Veltri M, Balleri P, Ferrari M. Influence of transducer orientation on Osstell stability measurements of osseointegrated implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9(1):60-4.
22. Wang TM, Lee MS, Wang JS, Lin LD. The effect of implant design and bone quality on insertion torque, resonance frequency analysis, and insertion energy during implant placement in low or low- to medium-density bone. *Int J Prosthodont*. 2015;28(1):40-7.

7. Apêndice

Artigo Científico 2

Reconstrução óssea na região posterior de mandíbula utilizando tela de titânio, osso autógeno, sintético e membrana de colágeno: relato caso clínico.

Bone reconstruction in the posterior mandible using titanium mesh, autogenous bone, synthetic and collagen membrane: report clinical case.

La reconstrucción ósea de la mandíbula posterior utilizando una malla de titanio, hueso autógeno, sintética y membrana de colágeno: caso clínico informe.

Silvio Carlos Suassuna de Moraes ¹

1 Mestrando em Odontologia com área de concentração em Implantodontia pela Faculdade Ilapeo - Curitiba - PR, Especialista em Prótese pela Universidade do Oeste Paulista (Unoeste) Presidente Prudente - SP, Especialista em Implantodontia pela Associação Brasileira de Odontologia - Sessão Mato Grosso do Sul - Campo Grande - MS, Especialista em Políticas Públicas e Gestão Estratégica em Saúde pela Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - Campo Grande - MS.

Leandro Eduardo Klüppel 2

2 Doutor e Mestre em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofaciais - UNICAMP - SP.

Marco Antonio Ghiraldelle Mansano 3

3 Especialista em Implantodontia pela Universidade Cruzeiro do Sul - São Paulo - SP.

Endereço do Autor: Leandro Eduardo Klüppel

Rua: Jacarezinho, 656 Bairro Mercês - Curitiba - PR - Brasil.CEP: 80.710-150

Resumo

O uso dos implantes dentários para reabilitar os pacientes total ou parcialmente desdentados está amparado por inúmeras pesquisas científicas, apresentando altas taxas de sucesso quando aplicados em rebordos com qualidade e quantidade de tecido ósseo suficientes para que os processos biológicos da osteointegração ocorram e a reabilitação protética seja colocada em função dentro do sistema estomatognático. Objetivando, a reabilitação de pacientes com defeitos ósseos extensos ou quantidade óssea insuficiente, várias técnicas de reconstrução cirúrgica dos rebordos atróficos podem ser realizadas antes ou, simultaneamente, à colocação de implantes dentários, visando o posicionamento tridimensional e a conseguinte obtenção do perfil estético em harmonia com os dentes adjacentes. Técnicas cirúrgicas com o uso de enxertos autógenos em blocos ou regeneração óssea guiada com o uso de barreiras de membranas de colágeno, poliméricas, politetrafluoretileno expandido (e-PTFE) e telas de titânio, associados a substitutos ósseos com baixa taxa de substituição, são propostas para reconstrução de rebordos com reabsorções severas ou na presença de deiscências ou fenestrações. Este artigo propõe a relatar um caso clínico de reconstrução óssea em região posterior de mandíbula, utilizando tela de titânio, osso autógeno, sintético e membrana de colágeno.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Regeneração Óssea; Tela Titânio.

Keywords: Dental implants; Bone Regeneration; Titanium Mesh.

Abstract

The use of dental implants to rehabilitate fully or partially edentulous patients is supported by numerous scientific research, with high success rates when applied to edges with quality and quantity of bone tissue sufficient for the biological processes of osseointegration occur and prosthetic rehabilitation is put into function within the stomatognathic system. Aiming the rehabilitation of patients with extensive bone defects or insufficient bone quantity, various surgical reconstruction techniques of atrophic ridges can be performed before or simultaneously to the placement of dental implants, targeting the three-dimensional positioning and consequent achievement of the aesthetic profile in harmony with the adjacent teeth. Surgical techniques with the use of autogenous grafts or blocks guided bone regeneration using collagen membrane barriers, polymer, expanded polytetrafluoroethylene (e-PTFE) and titanium screens associated with bone substitutes with low substitution rate are proposed reconstruction of edges with severe resorption or in the presence of dehiscence or fenestration. This article aims to report a case of bone reconstruction in the posterior mandible, using titanium mesh, autograft, synthetic bone and collagen membrane.

Keywords: Dental implants; Bone Regeneration; Titanium screen

Introdução

A Implantodontia experimentou avanços significativos nas últimas décadas, decorrentes de mudanças nos desenhos geométricos dos implantes, tratamentos de superfícies, o que ampliou a indicação das reabilitações com a técnica de implantes com carga imediata; biomateriais para enxertia óssea; técnicas cirúrgicas guiadas por planejamentos virtuais, sendo estas incorporadas, com o objetivo de posicionar tridimensionalmente as fixações, visando assegurar o conceito atual de sucesso na especialidade, que prevê uma estética dental em harmonia com o tecido gengival circundante.

Quando ocorre a perda do dente e nenhuma manobra de preservação óssea é aplicada ao alvéolo, os rebordos sofrem atrofia no sentido vertical e horizontal e o posicionamento tridimensional do implante fica comprometido e manobras de reconstrução tecidual e óssea guiada são necessárias (MECALL & ROSENFELD 1996).¹

Na mandíbula, a reabsorção óssea ocorre no sentido vertical, resultando, geralmente, em altura óssea limitada. Essa redução é uma limitação para o tratamento restaurador por meio de implantes dentários em regiões posteriores da mandíbula, onde está presente o canal mandibular. Portanto, quando as dimensões ósseas disponíveis são limitadas por estruturas anatômicas importantes, outras opções de tratamento são necessárias e a instalação de implantes curtos vem sendo amplamente utilizada para evitar a morbidade cirúrgica, decorrente de manobras reconstrutivas.

Contudo, alguns autores demonstram que a magnitude das forças incidentes na região posterior é cerca de duas vezes maior, quando comparadas às anteriores, e podem comprometer o comportamento biomecânico destes implantes. Outra desvantagem é a

reabilitação protética apresentando coroas clínicas longas em desarmonia com o tecido gengival circundante (ANNIBALI et., 2012).²

A lateralização do nervo alveolar inferior possibilita a instalação de implantes longos, com fixação bicortical e com a angulação correta em região posterior de mandíbula. A grande desvantagem é a possibilidade de parestesia do nervo alveolar inferior relacionada com o trauma cirúrgico, que dificulta a aceitação dos pacientes (FERNÁNDEZ DIAZ & NAVAL GIAS 2013).³

Os enxertos autógenos em bloco, fixados por parafusos, são os únicos que oferecem estabilidade mecânica contra a pressão do tecido mole subjacente, dispensando o uso de barreiras ou membranas. A técnica da regeneração óssea guiada, uma alternativa para contornar as dificuldades nos processos de reconstrução do tecido ósseo reabsorvido, utiliza barreiras para criar um espaço propício para o crescimento celular do tecido que se pretende regenerar.

Um dos requisitos para o sucesso da técnica da regeneração óssea guiada é a presença de um espaço livre da pressão do tecido mole subjacente à região que se almeja o ganho ósseo em altura ou em espessura para futura colocação dos implantes dentários (DE BOEVER & DE BOEVER 2005).⁴

Vários tipos de membranas são empregadas para servir de barreiras como as de colágeno, polimérica, politetrafluoretileno expandido (e-PTFE). Esta última apresentava um alto índice de exposição, difícil manipulação, hidrofóbicas e as primeiras não apresentavam estrutura física suficiente para prover um arcabouço que evitasse a pressão dos tecidos moles adjacentes, mantendo um espaço adequado para a proliferação celular.

Dependendo da dimensão do defeito ósseo a ser reconstruído, não há a necessidade do enxerto autógeno em bloco e, o osso a ser utilizado, pode ser obtido em áreas próximas ao local a ser regenerado através de raspadores e coletores ósseos sendo, a quantidade obtida, incrementada com substitutos ósseos de lenta reabsorção, com o intuito de prover o volume necessário para que mecanicamente, forneça suporte para as membranas ou telas de titânio a serem utilizadas na técnica de regeneração óssea guiada, com o intuito de evitar o colapso de tecido mole sobre a área do defeito ósseo a ser reconstruído (JENSEN& BOSSHARDT&BUSER 2010).⁵

As telas de titânio parecem fornecer um arcabouço com estrutura física ideal para evitar a pressão dos tecidos moles sobre a área de regeneração óssea guiada. Portanto, o objetivo deste relato de caso clínico será avaliar a efetividade de uma técnica de regeneração óssea guiada com o intuito de obter aumento ósseo vertical, utilizando osso autógeno, substituto ósseo sintético, tela de titânio, membrana de colágeno, concomitantemente à instalação de implantes.

Caso clínico

Paciente de 45 anos de idade, gênero feminino, não fumante, compareceu ao curso de Mestrado em Odontologia, com Área de Concentração em Implantodontia, do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO) solicitando reabilitação oral com uso de implantes na região posterior de mandíbula. Na anamnese foi relatado o uso contínuo dos medicamentos hidroclorotiazida e enalapril e no final da avaliação dos exames laboratoriais e cardiológicos foi classificado como ASA I (Sociedade Americana de Anestesiologia).

No exame intra-oral verificou-se paciente portadora de prótese parcial removível

inferior (classe II de Kennedy) prótese total superior e manifestava o desejo de repor os dentes ausentes com próteses fixas (Fig. 1). Após exame inicial de uma radiografia panorâmica foi solicitado a realização de um exame tomográfico para uma melhor avaliação do tecido ósseo remanescente.

Na mandíbula, em função das limitações anatômicas importantes e pela pouca espessura do rebordo alveolar, foi solicitado a produção de um protótipo transparente, confeccionado pela técnica de esteriolitografia, para a simulação prévia da instalação dos implantes, enceramento do volume ósseo almejado com a técnica de regeneração óssea guiada e pré-adaptação da tela utilizada como barreira.

No pré-operatório a paciente recebeu terapia profilática com antibiótico (1g Amoxicilina) e anti-inflamatório esteroidal (4mg de dexametasona), ansiolítico (Valium 5mg; Roche) e a desinfecção da cavidade oral com clorexidina a 0.12%. Os procedimentos cirúrgicos foram realizados com anestesia local (Mepivacaína com vasoconstritor adrenalina 1:100.000) e sob sedação endovenosa.

Uma incisão supracrestal dividindo o tecido queratinizado para ambos os lados do corte foi realizada e outra intra-sulcular estendida bilateralmente para mesial dos três dentes adjacentes, tanto por vestibular como por lingual. O retalho vestibular e lingual muco periosteal de espessura total foi então deslocado com o lingual, estendendo-se para além da inserção do músculo milo-hioideo. Ao elevar o músculo milo-hioideo com um retalho de espessura total foi possível levantar a totalidade do assoalho da boca, protegendo assim as estruturas anatômicas importantes como o nervo lingual, artéria lingual e a glândula sublingual.

Uma incisão mesio-distal feita no periósteo do retalho vestibular foi executada e

através desta fenestração, com tesouras de pontas rombas, liberadas as fibras musculares imediatamente abaixo da camada de periósteo. Esta incisão muito superficial é extremamente importante para melhorar a elasticidade e a obtenção de um deslocamento coronal do retalho vestibular. O deslocamento coronal alcançado com o retalho foi capaz de cobrir parcialmente as superfícies oclusais dos dentes adjacentes e livre de tensão para fechamento. A extensão coronal simultânea dos retalhos foi clinicamente avaliada e os implantes instalados na posição ideal referenciada pelo guia cirúrgico.

Na abordagem cirúrgica simultânea, a regeneração óssea guiada foi iniciada com a instalação dos implantes com comprimentos selecionados. Foram mensuradas com sonda periodontal milimetrada, a quantidade de roscas expostas na face vestibular, em relação à plataforma do implante, para posteriormente, avaliar clinicamente o ganho ósseo em altura.

(Figura 1)

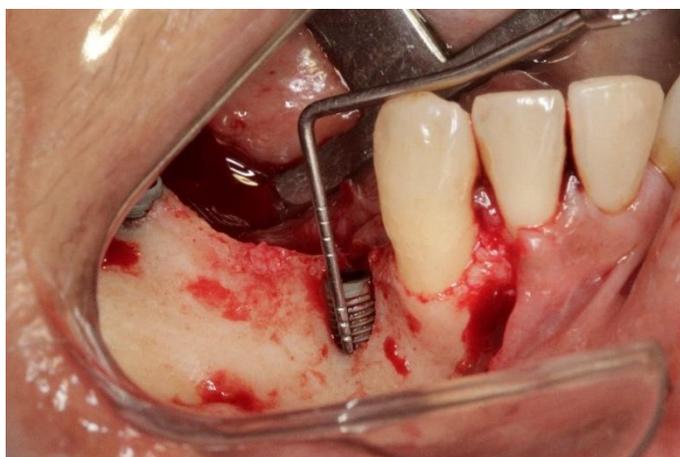


Figura 1- Instalação dos implantes e mensuração do defeito ósseo vertical.

Foram instalados implantes região dente 44 (Implante Titamax Cortical CM 3.5X11.0, Torque 60N, 5.0 mm de roscas expostas na face vestibular), região dente 46 (Implante Titamax Cortical CM 3.5X7.0, Torque 60N, 3.0 mm de roscas expostas face

vestibular), região do dente 47 (Implante Titamax Cortical CM 3.5X7.0, Torque 60N, 2.5 mm de roscas expostas na face vestibular). (Neodent; Curitiba-Brasil)

Na região dente 34 (Implante Titamax Cortical CM 3.75X11.0, Torque de 50N, 5.0 mm de roscas expostas na face vestibular), região dente 36 (Implante Titamax Cortical CM 3.75X11.0, Torque de 32N, 6.0 mm de roscas expostas na face vestibular). (Neodent; Curitiba-Brasil). O osso cortical próximo leito receptor dos implantes foi então perfurado perifericamente para permitir o acesso aos espaços vasculares do osso medular e colocado osso autógeno puro sobre as roscas expostas do implante e, uma mistura deste, na proporção de 1:1 com o biomaterial aloplástico Clonos (Grânulos 0.5 – 1.0 mm; NEOORTHO; Curitiba-Paraná) dosados com auxílio da seringa do próprio biomaterial, foi carregado à tela e adaptada sobre a área a ser regenerada.

A tela de titânio (Painel Grade 20 60x60x0.03 mm; NEOORTHO; Curitiba-Paraná) fixada pela face lingual e vestibular do rebordo remanescente com parafusos de cabeça expandida (Neodent; Curitiba-Paraná), membrana de colágeno Lumina-Coat (Critéria; São Carlos-São Paulo) completaram a técnica de regeneração óssea guiada, ficando a tela de titânio recoberta pela membrana de colágeno, distante de 2.0 a 3.0 mm dos dentes adjacentes, para evitar qualquer interferência da estrutura periodontal sobre a área regenerada.

Em função da quantidade requerida para o enxerto ósseo ele foi obtido com a remoção de um bloco na região do ramo mandibular, posteriormente particulado, utilizando um particulador de osso (Neodent; Curitiba-Paraná). A cirurgia foi concluída com a realização de suturas tipos colchoeiro vertical e sutura simples com pontos interrompidos (Fio de Nylon 5.0).

Os cuidados pós-operatório incluiu o uso de bolsas de gelo sobre a área operada e prolongado seu uso pelas 48 horas seguintes. O controle da dor foi mantido com o uso de anti-inflamatórios não esteroidais (Nimesulida 100mg de 8 em 8 horas no primeiro dia e de 12 em 12 horas até o quarto dia) analgésicos (Dipirona 500 mg de 4 em 4 horas, enquanto houve dor) e o uso de antibióticos (Amoxicilina 500 mg de 8 em 8 horas) foi estendido até o sétimo dia pós-cirúrgico.

Durante este período o uso de digluconato de clorexidina 0.12% requerido para manter o controle asséptico da cavidade bucal, iniciando um dia após a cirurgia. Uma dieta mais pastosa e à temperatura ambiente, bem como, uma escovação bastante suave diminuiu o risco de trauma da área operada e após três semanas foram removidas as suturas.

Após seis meses de reparo ósseo, no momento da segunda etapa cirúrgica, foi detectado exposição da tela na região dos dentes 34 e 36 que, segundo relato da paciente, havia ocorrido quatro meses após a instalação da tela de titânio. Sob anestesia local foi realizada a cirurgia para a remoção da tela de titânio e conexão dos pilares protéticos. Onde não houve exposição da tela de titânio o resultado da regeneração óssea guiada obteve um ganho tecidual vertical significativo e onde ocorreu, o resultado ainda foi expressivo principalmente, na região do dente 34, que apresentava 5.0 mm de exposição do implante. (Figura 2 e 3)

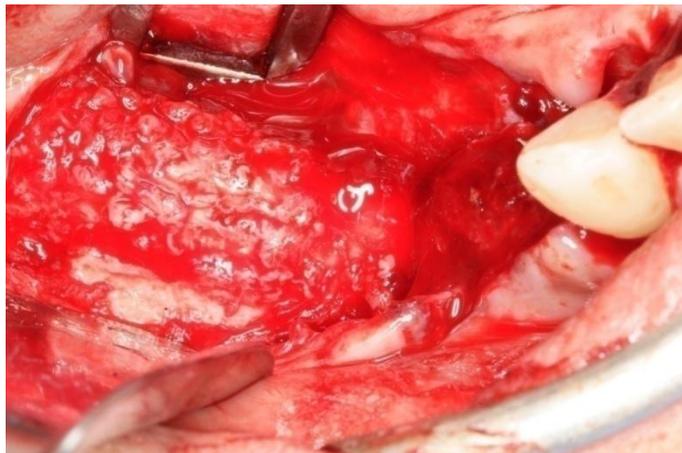


Figura 2- Resultado regeneração óssea guiada sem exposição tela titânio.

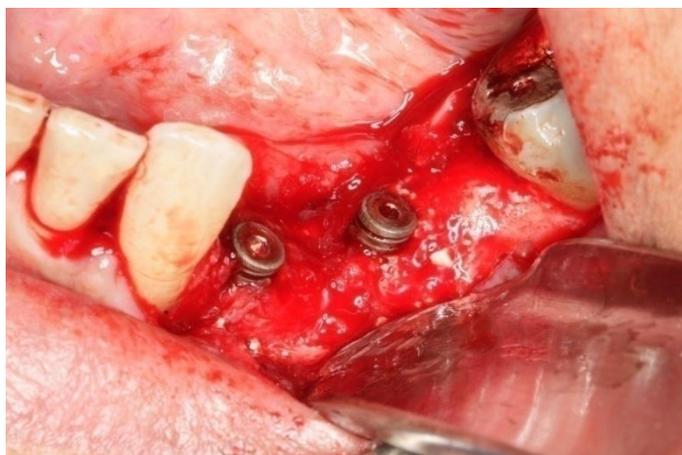


Figura 3- Resultado regeneração óssea guiada com exposição tela titânio.

Em seguida foram realizados os procedimentos de transferência dos implantes e confeccionados próteses provisórias em acrílico para reabilitar proteticamente a paciente. (Figura 4 e 5)



Figura 4- Reabilitação região dos dentes 44. 45 (pôntico).46 e 47.



Figura 5- Reabilitação região dos dentes 34 e 36.

Discussão

O uso dos implantes dentários para reabilitar pacientes parcial ou totalmente edêntulos se tornou uma opção de tratamento com prognóstico altamente previsível. Alguns pré-requisitos foram estabelecidos como essenciais para que o processo biológico da osteointegração ocorresse e fatores como quantidade e qualidade óssea, controle do aquecimento durante a perfuração, estabilidade primária e necessidade de um tempo de reparo sem cargas oclusais foram recomendados. Dentre estes, alguns foram revisados, mas outros continuam pertinentes para se obter sucesso das reabilitações protéticas sobre implantes.

A quantidade e qualidade óssea continua um pré-requisito preponderante para se instalar implantes com boa estabilidade primária e, quando há necessidade de reconstrução

óssea a técnica de regeneração óssea guiada (ROG) é uma das abordagens cirúrgicas amplamente utilizada para aumento de volume de rebordos atróficos ou com defeitos localizados, como fenestrações e deiscências, que são contra-indicações relativas para a indicação de tratamento com o uso de implantes dentários.

Esta técnica é baseada na obtenção de um espaço propício para que células mesenquimais indiferenciadas possam regenerar um determinado tipo de tecido. A utilização de barreiras que servem de arcabouço para que o processo de diferenciação celular e angiogênese ocorra, também deve evitar a invasão de células de tecido mole não osteogênicas e fornecer resistência física para manter estável a área a ser regenerada.

Diversos tipos de barreiras são disponibilizadas para uso na técnica de ROG. Membranas não reabsorvíveis como as de politetrafluoretileno expandido (E-PTFE), telas de titânio ou as reabsorvíveis poliméricas ou de colágeno, são utilizadas atualmente em conjunto com biomaterias ou osso autógeno, estes com o objetivo secundário de dar suporte físico para as membranas bio reabsorvíveis contra a pressão dos tecidos moles adjacentes e diminuir a reabsorção óssea durante a cicatrização.⁶

Nos locais onde há baixo risco de deiscência de tecido mole no pós-operatório as membranas reabsorvíveis são superiores em termos de cicatrização. Porém, algumas desvantagens estão relacionados à utilização clínica desta técnica de ROG, como deslocamento membrana durante o fechamento da ferida; falta de rigidez, que reduz o espaço necessário para regeneração; completo bloqueio do suprimento sanguíneo do periosteio não permitindo a migração de células angiogênicas, resultando em cicatrização mais lenta.⁷

O uso das membranas não reabsorvíveis com reforço de titânio e as telas de titânio são tipos de barreiras com estrutura física capaz de evitar a pressão dos tecidos moles e permanecem no local durante todo o tempo requerido para a ROG. Contudo, as com reforço de titânio também apresentam o risco de exposição e diminuem a efetivação de um suprimento sanguíneo adequado. Simion *et al.*⁸ relatou uma incompleta regeneração óssea embaixo da membrana, provavelmente causado pela retração do coágulo ou pelo aprisionamento de ar embaixo da membrana ou ainda por micro-movimentação da mesma.

Contrariamente, as telas de titânio permitem um suprimento sanguíneo oriundo tanto do periosteio quanto do tecido ósseo, que tem sua cortical perfurada para melhorar a vascularização. Gutta *et al.*⁸ demonstrou uma maior regeneração óssea com o uso de telas de titânio quando comparou com a técnica de ROG utilizando membranas reabsorvíveis e

que, com seu uso, o risco de exposição é menor que as membranas de politetrafluoretileno expandido. Louis *et al.*⁹ encontrou uma taxa de exposição da tela em 52% de seus pacientes mas somente um enxerto falhou.

Quando não se utiliza uma membrana de colágeno sobre a tela de titânio alguns autores consideram que esta técnica não pode ser considerada uma ROG, pelo fato da tela não oferecer uma barreira oclusiva à migração de células dos tecidos moles e que serve efetivamente, como proteção para manter o espaço, facilitando o crescimento ósseo.¹⁰

Atualmente o uso de proteínas ósseas morfogenéticas recombinante humano (rhBMP-2) em associação com osso heterólogo, envolvidos por tela de titânio, tem sido empregado, mesmo fora das indicações do fabricante, com altos índices de formação óssea e, parece ser, uma técnica promissora para o aumento em volume em rebordos defeituosos com menor grau de morbidade para os pacientes.¹¹

Considerações finais

Podemos concluir que o aumento em volume dos rebordos atróficos ou com defeitos localizados como as deiscências e fenestrações ósseas, podem ser realizados com a utilização das telas de titânio em associação com osso autógeno puro ou misturado a substitutos ósseos. Este relato de caso demonstrou que quando não ocorre exposição da tela de titânio, um ganho ósseo em volume significativo foi alcançado e mesmo quando houve uma exposição antes de completar o período de cicatrização, o ganho ósseo foi suficiente para a manutenção dos implantes instalados e a reabilitação protética na região posterior da mandíbula, com tamanhos de coroas clínicas, mais proporcionais com os dentes naturais remanescentes.

Referências

1. Meall RA, Rosenfeld AL. Influence of residual ridge resorption patterns on fixture placement and tooth position, Part III: Presurgical assessment of ridge augmentation requirements. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1996;16(4):322-37.
2. Annibali S, Cristalli MP, Dell'Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Pilloni A. Short dental implants: a systematic review. *J Dent Res.* 2012;91(1):25-32.
3. Fernández Díaz JÓ, Naval Gías L. Rehabilitation of edentulous posterior atrophic mandible: inferior alveolar nerve lateralization by piezotome and immediate implant placement. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013;42(4):521-6.
4. De Boever AL, De Boever JA. Guided bone regeneration around non-submerged implants in narrow alveolar ridges: a prospective long-term clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(5):549-56.

5. Jensen SS, Bosshardt DD, Buser D. Enxertos ósseos e materiais substitutos ósseos. In: Buser D, 20 Anos de Regeneração Óssea Guiada na Implantodontia. São Paulo: Quintessence; 2010.p.71-96.
6. Buser D, Dula K, Hirt HP, Shenk RK. Lateral ridge augmentation using autografts and barrier membranes. *J Oral Maxillo-fac Surg.* 1996;54(4): 420–33
7. Buser D, Bragger U, Lang NP, Nyman S. Regeneration and enlargement of jaw bone using guided tissue regeneration. *Clin Oral Implants Res.* 1990;19(1): 22–32.
8. Simion M, Trisi P, Piattelli A. Vertical ridge augmentation using a membrane technique associated with osseointegrated implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994;14(6): 497–511.
9. Louis PJ, Gutta R, Said-Al- aief, Bartolucci A. Reconstruc-tion of the maxilla and mandible with particulate bone graft and titanium mesh for implant placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(2): 235–45.
10. Dahlin C, Linde A, Gottlow J, Nyman S. Healing of bone defects by guided tis- sue regeneration. *Plast Reconstr Surg* 1988;81(5):672–676.
11. Misch CM. Bone augmentation of the atrophic posterior mandible for dental implants using rhBMP-2 and titanium mesh: clinical technique and early results. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2011;31(6):581-9.

8. Anexos

8.1 Link para as normas do artigo 1, de acordo com as normas de publicação Journal of Oral and Maxillo Facial Surgery:

<http://www.joms.org/content/authorinfo>

8.2 Link para as normas do artigo 2, de acordo com as normas de publicação Brazilian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery:

<http://www.revistacirurgiabmf.com/instrucoes%20autores%20en%20espanhol.htm>