

FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE

MARTA CARRETERO SANCHEZ

**FATORES QUE INFLUENCIAM NO TORQUE DE INSERÇÃO PARA
CONSEGUIR A ESTABILIDADE PRIMÁRIA. TRABALHO DE
INVESTIGAÇÃO.**

**MARINGÁ/PR
2017**

FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE

Monografia intitulada ***“Fatores que influenciam no torque de inserção para conseguir a estabilidade primária. Trabalho de investigação”*** de autoria da aluna Marta Carretero Sanchez, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

Prof. João Batista Ilha Filho – Orientador

Profª Vanessa Cristina Aquotti Ilha – Examinadora

Prof. Selmar Alves Lobo Junior – Examinador

Maringá, ____ de _____ de 2017.

RESUMO

Objetivos: O objetivo deste estudo é avaliar a estabilidade primária dos implantes e determinar a correlação entre o valor do torque de inserção com respeito ao tipo de osso do paciente, longitude e diâmetro dos implantes, áreas cirúrgicas, idade e sexo dos pacientes. **Material e métodos:** Foi realizada uma busca na base de dados EBSCO, pubmed e google acadêmico, onde foi estudado os artigos publicados nos últimos 10 anos. O estudo foi realizado entre setembro de 2013 e abril de 2014. Foram escolhidos para este estudo, pacientes que necessitavam implantes unitários ou múltiplos. Colocaram-se 83 implantes de diferentes diâmetros e longitudes em 50 pacientes. Foi registrado o torque de inserção com o motor Kavo intrasurg 300 e as unidades hounsfield (HU) para conhecer a densidade óssea com a TC. **Resultados:** Incluíram-se um total de 50 pacientes no estudo e foram colocados 83 implantes. O torque médio de inserção para conseguir tal estabilidade foi 33,265Ncm. Realizou-se a prova de correlação de Pearson para conhecer a relação entre o torque de inserção, a qualidade do osso ($r=0,274$), o diâmetro ($r=-0,051$) e a longitude do implante ($r=0,164$). Também se estudou a relação entre o torque, a idade ($r=0,192$), o sexo e a área cirúrgica ($r=0,051$). Fracassaram 8 implantes. **Conclusões:** Os resultados mostram que se podem obter uma boa estabilidade com um torque médio de inserção de 33,26Ncm. Nos dados se observam que existe uma relação entre o torque de inserção e a densidade óssea, a idade, a longitude dos implantes e a área cirúrgica que são colocados os implantes. Porém, não há relação do torque com o sexo dos pacientes e o diâmetro dos implantes.

Palavras chave: Torque inserção. Densidade óssea. Estabilidade primária. Geometria implante.

INTRODUÇÃO

O uso dos implantes dentais para substituir a ausência dos dentes, se converteu em uma modalidade de tratamento seguro nas últimas quatro décadas¹. Existem uma série de estudos que apoiam as altas taxas de êxito dos implantes, independentemente da marca e do desenho².

Foi demonstrado clinicamente que a estabilidade do implante tem um papel significativo em determinados resultados de tratamento. O uso de los implantes dentales para sustituir la ausencia de dientes se ha convertido en una modalidad de tratamiento³⁻⁴. Os implantes mostram altas porcentagens de êxito se respeitam certas condições⁵.

A estabilidade do implante pode ser considerado como a combinação da estabilidade mecânica (estabilidade primária) e a estabilidade biológica (estabilidade secundária). A estabilidade mecânica é o resultado do osso comprimido que sustenta firmemente o implante em seu lugar, geralmente é alta imediatamente depois da colocação do implante e diminui com o tempo. A estabilidade biológica é o resultado da formação de células ósseas no lugar do implante (a osteointegração), não acontece imediatamente depois da colocação e aumenta com o tempo.

A estabilidade primária está influenciada pela densidade e dimensão do osso hospedeiro e as técnicas cirúrgicas utilizadas⁶.

Alguns estudos afirmaram que o desenho e superfície do implante poderiam melhorar a estabilidade primária quando existe baixa densidade óssea⁷, por exemplo, o uso de implantes de grande diâmetro (>5mm) são recomendados para homens com mais idade, com o osso em condições desfavoráveis, já que oferecem uma superfície maior para uma menor osteointegração⁸.

A medida objetiva da estabilidade de um implante é uma ferramenta valiosa para lograr ótimos resultados de forma consistente, e o mais importante, tem um papel relevante no alcance de resultados de êxito. Apesar da importância da estabilidade inicial de um implante dentário para a osteointegração, ainda há um método para medir diretamente o movimento relativo na interface entre o osso e implante.

Entre os métodos indiretos⁹ para medir a estabilidade primária, podemos incluir: a percepção do cirurgião, que se baseia na resistência à introdução do implante e ao torque de assentamento durante a inserção. Ainda não se pode quantificar, de forma alguma deve ser ignorada. Não obstante, nos casos de maior risco, apoiar-se nela com frequência não é suficiente para assegurar resultados positivos a um tratamento. A prova de percussão é um método que se baseia em uma ferramenta que prova a estabilidade do implante. Este método consiste em golpear suavemente o porta implantes como uma ferramenta (um espelho de mão) e escutar um (“bom”) som. Também existem ferramentas elétricas para esta finalidade, tais como o Periotest ou Valoração de Mobilidade

Dental. Este tipo de prova é muito subjetiva e há muito tempo já não tem créditos. A análise de frequência de ressonância é um método que proporciona medidas objetivas e confiáveis da micro-mobilidade lateral em várias etapas do processo do implante.

O método analisa a primeira frequência de ressonância de um transdutor pequeno ligado a um implante ou ponte.

A unidade de medida é o ISQ. O coeficiente de estabilidade do Implante (ISQ, siglas em inglês) é uma escala de medida desenvolvida por Osstell, para ser utilizada com o método de Análise de Frequência de Ressonância (RFA) na medida da estabilidade de um implante. É um método com um grande potencial para melhorar o tratamento e tranquilizar tanto os pacientes como os profissionais. O torque de inserção quando se coloca o implante é outro método para avaliar a estabilidade do implante. Uma desvantagem deste método é que o torque de inserção varia dependendo das propriedades do corte do implante e da presença de fluidos na preparação. Porém, o método obtém informação sobre a energia utilizada na inserção do implante. Quanto maior é o torque de inserção do implante, mais alta deve ser a estabilidade alcançada¹⁰. Particularmente, o torque de inserção e a análise de frequência da ressonância (RFA) parecem ser os mais dignos de confiança¹¹.

Foi demonstrado que a qualidade e quantidade do osso disponível também influi para que se possa conseguir taxas de êxito elevadas. Ainda que a quantidade do osso é, sem dúvidas, importante, parece que as técnicas de inxerto ósseo para aumentar a largura e a altura do osso foram um êxito na colocação dos implantes. Foram realizados inúmeros estudos que demonstram que as taxas de sobrevivência são similares aos colocados de forma natural no osso cicatrizado. Além disso, os implantes curtos também demonstraram impressionantes taxas de êxito em lugares apico coronalmente comprometidos, por exemplo, regiões posteriores, quando são necessários critérios de planificação de tratamentos cuidadosos. A qualidade dos ossos parece ter um papel ainda mais importante no êxito do implante.

Segundo a classificação de Misch¹² se descreveram 4 tipos de qualidade de osso, desde DI a DIV, onde o DI é o mais denso e o DIV é o de pior qualidade.

O osso mandibular, tipicamente de tipo D2, conduz aos melhores valores de torque de inserção e estabilidade do implante e, portanto, às maiores taxas de êxito. Na parte posterior do maxilar, onde a qualidade do osso é, normalmente, de tipo III ou tipo IV, conseguir uma boa estabilidade primária com valores de torque de inserção alto não é previsível e as taxas de êxito não se podem comparar com os da zona anterior mandibular. Muitos estudos apoiam esta associação entre a qualidade do osso e as taxas de êxito a longo prazo. Nos últimos anos, os avanços no desenho dos implantes e as modificações das superfícies deram lugar a maiores taxas de êxito em todos os tipos de ossos. Porém, o osso tipo I segue mostrando taxas de êxito mais previsíveis a longo prazo em comparação com o tipo IV².

Objetivos:

Os objetivos deste trabalho são:

- Determinar o torque de inserção idôneo, conseguindo a estabilidade primária dos implantes.
- Determinar se existe uma relação entre o torque de inserção e a qualidade óssea.
- Conhecer se existe uma correlação positiva entre a estabilidade primária e a geometria do implante (longitude e diâmetro).
- Determinar se a idade e o sexo dos pacientes estão relacionados com o torque de inserção e o êxito dos implantes.
- Conhecer se existe uma relação direta do torque de inserção e a área cirúrgica onde se insere o implante.

Material e métodos:

Foi realizada uma busca via internet da literatura científica coletada na base de dados EBSCO, pubmed MEDLINE e Google acadêmico. Estudaram-se os artigos publicados em qualquer país, por qualquer instituição ou investigador individual e em qualquer idioma nos 10 últimos anos.

O estudo se concretizou mediante a utilização das palavras: torque inserção, implante, tipo osso, estabilidade primária e geometria implante. Isto garantiu a consecução de artigos mais pertinentes, eliminando aqueles não relacionados com a temática principal da busca. Obtiveram 79 artigos, dos quais 32 foram utilizados por este estudo.

O estudo se realizou entre setembro de 2013 à abril de 2014 em duas clínicas privadas. Cinquenta pacientes, 21 homens e 29 mulheres, de 35 a 80 anos, (idade média 57 anos), foram selecionados para este estudo.

Foram escolhidos os pacientes que necessitavam tratamentos de implantes unitários ou múltiplos. Os implantes foram colocados nos 4 diferentes tipos de ossos, em todas as áreas da cavidade oral, com ou sem inxerto ósseo simultâneo.

O exame pré-operatório incluiu uma radiografia panorâmica e a tomografia computadorizada (TC).

O uso da TC proporciona uma verdadeira informação sobre a largura-longitude do osso onde vamos inserir os implantes.

Apenas 28 eram fumadores habituais e nenhum destes pacientes apresentou doenças sistêmicas que poderiam ser obstáculos ou possíveis complicações para o procedimento cirúrgico. Os critérios de inclusão foram ter um mínimo de largura e altura óssea e uma boa higiene oral. Mesmo assim, foram excluídos aqueles pacientes que tinham insuficiente altura óssea e um histórico de radiação da cabeça e pescoço, pacientes imunodeprimidos e mulheres grávidas.

O consentimento informado foi assinado por cada um dos pacientes antes da cirurgia dos implantes. Todos receberam 1000/125 mg de amoxicilina+ac. clavulânico para a profilaxia antimicrobiana, 2 vezes ao dia (a cada 12 horas) durante 7 dias e analgésicos pós-cirúrgicos, utilizando ibuprofeno 600mg via oral, a cada 8 horas durante 3-4 dias. Para realizar a cirurgia, a anestesia local utilizada foi articaína. Por último, foi mostrado aos pacientes as instruções de higiene oral que deveriam seguir.

Os implantes empregados foram das marcas Straumann, Phibo, Klockner, Nobel, Mis y Zimmer. Todos foram inseridos por um único cirurgião de acordo com um protocolo restrito e seguindo as instruções dos fabricantes.

O toque de inserção foi medido e documentado cuidadosamente em todos os casos, utilizando o motor eletrônico Kavo Intrasurg 300 desenvolvido para a perfuração do osso, a colocação do implante e o pilar de conexão. Este motor tem tres modos: cirurgia de alta velocidade, cirurgia de baixa velocidade e a prótese. Os valores do torque podem medir até 50 Ncm.

A qualidade dos ossos (DI a DIV) também foi documentada durante a colocação. A literatura demonstrou que é muito difícil diferenciar corretamente entre o osso tipo II e III com os critérios de avaliação subjetiva e que é muito previsível as diferenças entre as qualidades ósseas extremas (osso tipo I e IV). Por isso, se utilizou a tomografia axial computadorizada para determinar as unidades Hounsfield (HU) de cada região óssea em que se insertaram os implantes.

As correlações entre os valores de torque de inserção e o tipo de osso (I-IV) foram analisados mediante a prova de correlação de Pearson, assim como as demais correlações do torque de inserção com a longitude e diâmetro dos implantes, as idades dos pacientes e a área cirúrgica onde se insertaram os implantes.

Finalmente se registraram os implantes fracassados em uma etapa precoce (entre 4-6 meses a partir da cirurgia de inserção). Tais implantes se eliminaram segundo os critérios clínicos de mobilidade, dor e inflamação das gengivas.

RESULTADOS

Neste estudo foram incluídos um total de 50 pacientes (29 mulheres e 21 homens) de idades entre 35 e 80 anos. Foi inserido um total de 83 implantes distribuídos do seguinte modo:

-5 no maxilar anterior, 42 no maxilar posterior, 5 na mandíbula anterior e 31 na mandíbula posterior (Tabela1, Anexo1). Dos 83 implantes insertados fracassaram 8.

De todos os implantes, 7 se insertaram com carga imediata e 76 com carga precoce e diferida, ou seja, em apenas 7 dos implantes insertados foi colocada a

prótese no mesmo dia e a 75 colocaram-se 3-6 meses depois da inserção do implante.

Isto é porque, ainda que a aplicação dos implantes de carga imediata supõe vantagens a respeito dos tratamentos diferidos (se realizam em uma única fase cirúrgica, incrementa o confort do paciente e implica uma gestão facilitada das próteses provisórias, produz um suporte imediato para os tecidos peri-implantares e idealiza a forma e o contorno do mesmo) , existem muitos requisitos excluídos para poder realizar a carga imediata: apresentar boa saúde boa higiene oral, atitude de colaboração com o implantólogo, ausência de hábitos parafuncionais como poderia ser o bruXismo, possuir um estado gengival correto, periodontal e periapical dos tecidos adjacentes à zona de aplicação do implante e apresentar normoclusão (uma relação correta entre as arcadas dentárias) e o volume e a densidade do osso em questão.

Se utilizaram implantes de diferentes longitudes (6mm-8mm-10mm-11mm-11,5mm-12mm-13mm-14mm-15mm-16mm-18mm) e diâmetros (3mm-3,3mm-3,4mm-3,5mm-3,75mm-4mm-4,1mm-4,2mm-4,3mm-4,5mm-4,8mm-5mm-5,5mm) (Tabela 1; Anexo 1).

O torque médio para conseguir a estabilidade primária nesta investigação foi 33,265Ncm.

O número de implantes insertados segundo a densidade óssea (excluindo o implantes fracassados) foi (Tabela2; Anexo2): 4 implantes no osso D1; 43 no osso D2; 20 no osso D3; 8 no osso D4. O torque de inserção médio dos implantes que foram insertados foi (Tabela 2; Anexo 1): no osso D1 foi de 57,5Ncm; no osso D2 foi de 33,32Ncm; no osso D3 foi de 31,5Ncm e no osso D4 foi de 26,62Ncm.

O que demonstra que a maior densidade óssea, maior o torque de inserção.

O teste de correlação de Pearson mostra uma dependência entre o torque de inserção e qualidade óssea $r = 0,273$. Num estudo adicional, que foi analisado o torque de inserção dos implantes inseridos nas qualidades ósseas D1 e D2 um grupo e os implantes inseridos no D3 e D4 no outro grupo (excluindo os implantes falhados) O pico médio de inserção de implantes divididos deste modo resulta

num torque de inserção de 45,41Ncm no primeiro grupo e no segundo grupo 29,06Ncm.

Foi realizado uma análise valorizando o torque de inserção médio a respeito das diferentes longitudes dos implantes, excluindo os implantes falhados (Tabela 3; Anexo 1). O resultado foi:

- Um implante com comprimento de 18mm e torque de inserção médio 50Ncm -
- Dois implantes com 16 milímetros de comprimento e com 25Ncm de torque:
- Três implantes de 15mm a 23,33Ncm,
- Três implantes de 14mm a 28,33Ncm
- Quatro implantes de 13mm a 48,75Ncm
- Treze implantes de 12mm a 29Ncm
- Vinte e três implantes de 11,5mm a 38,5Ncm - Seis implantes de 11mm a 34,66Ncm
- Quinze implantes de 10mm a 30,53Ncm - Quatro implantes de 8mm a 22,5Ncm
- Um implante de 6 mm a 8Ncm.

O teste de Pearson mostra uma correlação positiva ($P = 0,164$) entre o comprimento do implante e o torque de inserção, embora não seja muito significativa.

Da mesma forma, foi analisado o diâmetro dos implantes em relação ao torque de inserção, o que resultou em (Tabela 3 Anexo 1):

- Um implante de diâmetro de 5,5mm com torque inserção médio 60Ncm
- Dois implantes con diâmetro 5mm a 32,5Ncm
- Dois implantes de 4,8mm a 16,5Ncm
- Três implantes de 4,5mm a 36,66Ncm
- Quatro implantes de 4,3mm a 26,5Ncm - Quatro implantes de 4,2mm a 30Ncm
- Vinte e dois implantes de 4,1mm a 30,63Ncm -Sete implantes de 4 mm a 37,85Ncm
- Dois implantes de 3,75mm a 30Ncm
- Cinco implantes de 3,5mm a 30Ncm
- Quatro implantes de 3,4mm a 38,25Ncm -Cinco implantes de 3,3mm a 30,2Ncm

- Quatorze implantes com um diâmetro de 3mm a 41,42Ncm de torque de inserção.

O teste de Pearson mostra uma correlação negativa ($r = -0,196$) entre o diâmetro e o torque de inserção do implante.

A média do torque de inserção dos implantes de acordo com a área cirúrgica na qual foram inseridos (excluindo implantes falharam) foi (Tabela 4; Anexo 1):

- 33,4Ncm nos 5 implantes inseridos na região anterior da maxila; 32,19Ncm em 37 implantes inseridos na região posterior da maxila; 34Ncm em 5 implantes inseridos na região anterior da mandíbula; 35,64Ncm em 28 implantes na região posterior da mandíbula.

O teste de Pearson mostrou uma correlação positiva ($r = 0,051$) entre o torque de inserção e a área cirúrgica onde colocar o implante, mas pouco significativa.

Foi realizado o teste de correlação para ver se havia relação entre o torque de inserção e a idade dos pacientes no estudo e o resultado foi uma correlação positiva ($r = 0,193$).

Dos cinquenta pacientes que participaram deste estudo, cinco pacientes obtiveram fracasso dos implantes inseridos e foram retirados em um período de 6 meses desde sua colocação.

O total de implantes que não conseguiram estabilidade primária foram 8 (nenhum deles eram de carga imediata): quatro implantes inseridos no osso tipo IV a 25Ncm, com diâmetros de implante de 3 y 4 mm e comprimento de 10 e 11,5mm , em um homem de 80 anos, nas peças 12, 22, 24 e 14; um implante no osso tipo IV a 40Ncm, com um diâmetro de 4mm e um comprimento de 10mm, em uma mulher de 59 anos na peça 27; três implantes no osso tipo III, de diâmetros e comprimento do implante 4x10, 4,5x15 e 3,4x15, em duas mulheres e um homem de 56, 65 e 38 anos, nas peças 17, 23 e 36 respectivamente.

DISCUSSÃO

Quando se trata de estabilidade primária é necessário considerar a densidade óssea. A estabilidade do implante após a inserção é o factor mais importante para o sucesso osteointegração.

A estabilidade primária dos implantes é inicialmente determinada pela densidade óssea, estrutura trabecular óssea, técnica cirúrgica, o número e design dos implantes utilizados e sua distribuição na arcada dentária.

Posteriormente, é favorecida por um correto desenho oclusal que controle as cargas mastigatórias, a falta de extensões e a junção rígida de todos os implantes pela prótese provisória.

Se utilizam diferentes métodos para obter uma medição da estabilidade primária, entre eles, os mais dignos de confiança são: o torque de inserção do implante e a análise de frequência de ressonância.

Foram realizados alguns estudos para demonstrar qual é o valor do torque e o momento de inserir o implante e a importância das propriedades biomecânicas do osso e do implante¹³. Este estudo trata de responder a estas perguntas e como relacionar também o torque de inserção a respeito da idade e sexo dos pacientes e a área cirúrgica.

Neste estudo, o valor médio do torque de inserção dos implantes para conseguir uma boa estabilidade primária foi de 33,26Ncm. Ainda assim, existem estudos que apresentam outros resultados para conseguir a estabilidade primária, como: Schliephake (2009), considera como valor umbral para indicar a estabilidade primária nos implantes, um torque de inserção de 30Ncm; Degidi *et al.* (2006), Testori *et al.* (2007) e Neusgebauer *et al.* (2006) conseguiram taxas de êxito acima dos 97% com torques de inserção superiores a 25Ncm; Wentaschek *et al.* (2008) reportou torques de inserção promédio de 37,5Ncm; Degidi *et al.* (2007) lograram estabilidade primária com um torque de inserção de 34,82Ncm; Irinakis *et al.* (2006) consideram como valor do torque de inserção 50,8 para conseguir o êxito.

Por outro lado, é muito importante saber a densidade do osso para selecionar a técnica cirúrgica adequada para garantir um mínimo de estabilidade primária.

O protocolo de tomografia computadorizada dental tornou-se o procedimento padrão para avaliação da densidade óssea e a anatomia de cada paciente.

A densidade óssea foi classificada em função da relação entre o osso cortical e o esponjoso das diferentes regiões do processo alveolar por Misch¹²; D1: O osso se compõe quase exclusivamente de osso cortical homogêneo; D2: O osso cortical amplo rodeia o osso esponjoso denso; D3: A cortical compacta rodeia o osso esponjoso denso; D4: A cortical compacta ou inexistente rodeia o osso esponjoso pouco denso.

Neste estudo foi concluído que para conseguir a estabilidade primária o valor médio do torque deveria ser de (Tabela2, Anexo1):

-57,5Ncm no osso D1

-33,32Ncm no osso D2

-31,5Ncm no osso D3

-26,62Ncm no osso D4

Estes valores são similares aos de outro estudo realizado por Degidi *et. al.*¹¹, cujo resultados são:

-48,07Ncm no osso D1

-38,45Ncm no osso D2

-31,44Ncm no osso D3

-21,08Ncm no osso D4

Não obstante, são significativamente diferentes aos realizados por Cheng Liu *et. al.*⁹, cujo valores são:

-56,2Ncm no osso D1

-45,6Ncm no osso D2

-43,3Ncm no osso D3

-38,3Ncm no osso D4

Além disso, o número de mulheres e homens e suas idades foram considerados (29 mulheres e 21 homens com idade entre 35-80 anos foram incluídas) para realizar o teste Pearson e determinar se o valor de torque de inserção foi relacionado à idade e sexo dos pacientes. O resultado foi que sim, existia uma ligeira correlação positiva da idade com o torque de inserção ($r=0,193$), porém não foi encontrada uma correlação com o sexo dos pacientes.

Em inúmeros estudos 11-13 se afirma também que a distribuição da qualidade óssea no processo alveolar é dependente da idade do paciente, sexo, tempo que a área onde colocaremos o implante se permaneceu edêntula e condição médica prévia à colocação do implante. Mas, de forma genética, sua distribuição está principalmente influenciada pela zona anatômica do osso alveolar que vamos tratar.

La presencia de hueso D4 es inusual en el mandíbula y el hueso D1 puede encontrarse en la región anterior de la mandíbula.

Segundo as investigações estruturais²² realizadas no maxilar, o osso D3 (podendo encontrar D2 às vezes) predomina na região anterior e pré molar e o osso D4 na região molar. Os tipos D1 e D2 são menos frequentes no maxilar.

Na mandíbula, o osso D2 é o predominante na região interforaminal, enquanto o D3 costuma caracterizar a região molar. Também na mandíbula há diferenças específicas segundo o sexo, sendo o osso D3 mais frequente nas mulheres e o D2 em homens.

A presença do osso D4 não é comum na mandíbula e o osso D1 pode encontrar-se na região interior da mandíbula.

Independente da classificação de Misch¹², a estrutura trabecular do osso é crucial na estabilidade dos implantes no processo alveolar²².

O volume do osso trabecular é maior de forma geral na mandíbula que no maxilar; e o osso na região molar, mais particularmente do maxilar, é mais pobre no osso esponjoso que na região anterior.

A estrutura trabecular do osso está influenciada pela idade e sexo, sendo seu volume e conectividade menor na mulher que no homem de idade avançada.

O osso alveolar feminino em especial o pós-menopausico é estruturalmente mais pobre que o masculino²².

A importância da densidade óssea em determinar os valores do torque de inserção foi confirmada pelos resultados apresentados na Tabela 4 (Tabela 4; Anexo 1). A distribuição dos valores de torque mostra que se pode alcançar uma maior estabilidade primária em áreas onde uma melhor densidade óssea, razão pela qual a análise estatística é relevante.

Por outro lado, podemos mencionar que a diversidade de reabilitações protésicas implanto assistidas foram logradas, entre outras coisas, pela variação de desenhos de implantes, e suas diferentes larguras e comprimentos²³. As limitações anatômicas da borda alveolar e a presença de estruturas nobres como o seno maxilar e o nervo alveolar inferior também influenciaram no desenvolvimento de mudanças de largura e comprimento de implantes.

Em alguns estudos foi observado a redução da sobrevida dos implantes curtos²⁴. Implantes mais longos de 13mm não apresentam mais sobrevida ou melhores indicadores de êxito ao serem comparados com implantes de comprimento regular²⁴⁻²⁵.

A indicação incorreta e o trabalho em ossos deficientes são causas importantes da perda de implantes curtos²⁶.

Desde o ponto de vista biomecânico existe o consenso de que o ter maior comprimento não é sinônimo de maior rendimento clínico;

De fato, na análise por elementos finitos foi observado que as pressões por cisalhamento com forças oblíquas se concentram nos primeiros 7mm do implante sem diferenças associadas ao comprimento do implante²⁷. Ainda assim, consideramos que a perda óssea normal, no nível cervical, é próxima ao 0,2mm ao ano. É possível que implantes curtos apresentem menos contato ósseo com o passar do anos.

Um dos maiores indicadores do fracasso de implantes longos (próximo a 18%) foi apresentado por Ivanoff *et al.*²⁸, provavelmente devido a que sendo um

estudo retrospectivo, ainda não apresentava a evolução da técnica e dos materiais.

A partir do ano 2000, Polizi *et al.*²⁹ sugeriram que quanto maior fosse o diâmetro do implante, maior seria a superfície de contato e por isso, maiores as possibilidades de sucesso do tratamento; também é real o aumento da superfície de contato, não devemos esquecer que nestes dispositivos existe menos contato com o tecido ósseo esponjoso e maior contato com tecido ósseo cortical, por definição menos vascularizado, no qual poderia alterar a osteointegração do implante. Do ponto de vista biomecânico, Vigolo & Givani³² (2000) determinaram que implantes estreitos apresentam 25% menos de resistência a fraturas que os implantes de diâmetro regular. Os estudos retrospectivos mostram índices de fracasso de 5% a 7% maior que os implantes regulares. Sendo que, neste estudo, o diâmetro dos implantes fracassados é de 3mm a 4,5mm e a longitude daqueles que não conseguiram estabilidade primária é de 10mm a 15mm, foi considerado que não se podia estabelecer nenhuma relação entre os fracassos e a geometria do implante.

Para confirmar isso, foi realizada uma análise estatística (teste de Pearson), no qual se comprovou se a estabilidade primária conseguida pelos implantes tinha relação com a longitude e diâmetro dos mesmos. Esta análise resultou em uma correlação negativa entre o torque de inserção e o diâmetro dos implantes, e uma correlação pouco significativa com a longitude do implante ($r=0,164$).

Os implantes que não conseguiram a estabilidade primária foram os tipos D3 e D4.

Foram analisados os implantes fracassados e observados que se registraram tanto nos valores altos do torque de inserção (40Ncm), como em valores baixos (25Ncm).

É por isso que a baixa incidência de falhas e a análise dos implantes fracassados confirmaram a impressão clínica de que não é obrigatório um torque de inserção alto para a osteointegração dos implantes.

CONCLUSÃO

Concluiu-se que:

- O valor médio do torque de inserção idôneo para conseguir a estabilidade primária dos implantes é de 33,265Ncm.
- O torque de inserção está influenciado pela densidade óssea, a maior densidade óssea (medida em unidades Hounsfield) maior torque de inserção para conseguir a estabilidade primária.
- O diâmetro do implante não é um parâmetro que influencie no torque de inserção, porém, a longitude do implante sim, tem influência.
- Existe relação direta entre a idade e o torque de inserção, quanto mais idade tem o paciente mais mole será o osso, e, portanto, o torque de inserção será menor. Neste estudo não se encontra relação direta entre o sexo dos pacientes e o torque de inserção.
- A área cirúrgica onde são inseridos os implantes está relacionada com o torque de inserção, o volume do osso trabecular é maior na mandíbula que na maxila e isto influencia que os valores do torque sejam ligeiramente mais elevados na mandíbula.

REFERÊNCIAS

1. Amilcar C. Freitas Jr, Estevam A. Bonfante, Gabriela Giro, Malvin N. Janal, Paulo G. Coelho. The effects of implants design on insertion torque and immediate micromotion. *Clinical oral implants research*. 2012;23:113-118.
2. Tassos Irinakis, DDS, MSc; Colin Wibe; DDS, MSc. Initial torque stability of a new bone condensing dental implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants. *Journal of oral implantology*. Vol. XXXV/No. Six/2009.
3. Sennerby L & Meredith N,. 'Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration', *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 2004 vol.19, pp.493-498.

4. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. II. Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 2003;106:721-764.
5. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000.2008;47:51-66.
6. Paolo Trisi, Giorgio Perfetti, Edoardo Baldoni, Davide Berardi, Marco Colagiovanni, Giuseppe Scogna. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin. Oral. Impl. Res.* 20, 2009; 467-471.
7. Giulio Menicucci, DDS^o/Emanuela Pachiè, DDS/Massimo Lorenzetti, MD, DDS/Giuseppe Migliaretti PhD/Stefano Carossa, MD, DDS. Comparison of primary stability of straight-walled and tapered implants using an insertion torque device. *Quintessence international*.2012;Volume 25;Numbre 5:465-471.
8. Momen A. Atieh, Nabeel H. M., Alan G.T. Payne, Donald R. Schwass, Warwick J Duncan. Insertion torque of immediate wide-diameter implants: A finite elements analysis. *Quintessence international*. 2012;43:9:115-127.
9. Cheng Liu, Ming-tzu Tsai, Heng-Li Huang, Michael Yuan-Chien Chen, Jui-Ting Hsu, Kuo-Chih Su, Chih-Han Chang, Aaron Yu-Jen Wu. Relation between insertion torque and bone-implant contact percentage: an artificial bone study. *Clin Oral Invest*. 2012; 16:1679-1684.
10. Paolo Trisi, Simona De Benedittis, Giorgio Perfetti, Davide Berardi. Primary stability torque and bone density of cylindrical implant ad modum Branemarc: is there a relationship an in vitro study. *Clinical Oral implants research*. 2011; 22;567-570.
11. Marco Degidi, MD, DDS; Giuseppe Daprile, Dmd; Adriano Piattelli, MD, DDS. Primary Stability Determination by means of insertion torque and RFA in a sample of 4.135 implants. *Clinical implants dentistry and related research*. 2012;14.4:501-508.
12. Misch C. Bone classification, training keys to implant success. *Dent Today* 1989 ;8:39-44
13. Liser Turkyilmaz, Celal Tumer , Esma Nida Ozbek, Tolga F. Tozum. Relations between the bone density values from computerized tomography, and implant stability parameters: a clinical study of 230 regular platform implants. *J Clin Periodontol*. 2007;34:716-722.

14. Schliephake H. Sofortbelastung und Sofortversorgung enossaler Implantate. *Z Zahnärztl Impl.* 2005;21:142-54.
15. Degidi M, Piattelli A, Gehrke P y Carinci F. Clinical outcome of 802 immediately loaded 2-stage submerged implants with a new grit-blasted and acid-etched surface: 12 month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:763-68.
16. Testori T, Galli F, Capelli M, Zuffetti F y Esposito M. Immediate non-occlusal versus early loading of dental implants in partially edentulous patients: 1-year results from a multicenter, randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22: 815-22.
17. Neugebauer J, Traini T, Thams U, Piattelli A y Zöller J E. Peri-implant bone organization under immediate loading state. Circularly polarized light analyses: a minipig study. *J Periodontol.* 2006;77:152-60.
18. Wentaschek S, Behneke N, Scheller H y Weibrich G. Sofortversorgung enossaler Schrauben-Implantate im teilbezahnten Kiefer mit Chairside-Provisorien.. *Dt. Zahnärztl Z.* 2008;63:258- 64.
19. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Brånemark system implants. *J Oral Rehabil* 2006; 33:754–759.
20. Scott Lee, DDS, Bernard Gantes, Matt Riggs, Max Crigger. Bone density assessments of dental implants sites : 3 bone quality evaluation during osteotomy and implants placement. *Quintessence.* 2007;22: 208-213.
21. Johansson B, Back T, Hirsch JM. Cutting torque measurements in conjunction with implant placement in grafted and nongrafted maxillas as an objective evaluation of bone density: a possible method for identifying early implant failure? *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6:9–14.
22. Carlos Navarro Vila. *Cirugía oral.* Aran ediciones S. A. Ed: Madrid 1/2008.
23. Starr, N. L. The distal extension case: An alternative restorative design for implant prosthetics. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, 2001.21(1):61-7,
24. Goodacre, C. J.; Bernal, G.; Rungcharassaeng, K. & Kan, J. Y. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, 2003;90(2):121-32.
25. Block, M. S.; Delgado, A. & Fontenot, M. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J. Oral. Maxillofac. Surg.*, 2000;48(2):174-8.

25. Renouard, F. & Rangert, B. Fatores de risco em implantodontia: Análise clínica simplificada para um tratamento previsível. São Paulo, Quintessence Editora Ltda., 2008.
26. Pierrisnard, L.; Augereau, D. & Barquins, M. Analyse comparative par la méthode des elements finis des contraintes osseuses induites par des implants de géométrie variée. 2. Influence relative de la longueur et de l'orientation des implants. *Implants*, 2000;6:93-105.
27. Ivanoff, C. J.; Gröndahl, K.; Sennerby, L.; Bergström, C. & Lekholm, U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1999;14(2):173-80.
28. Polizzi, G.; Rangert, B.; Lekholm, U.; Gualini, F. & Lindstrom, H. Brånemark System Wide Platform implants for single molar replacement: clinical evaluation of prospective and retrospective materials. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 2000;2(2):61-9,
29. Tada, S.; Stegaroiu, R.; Kitamura, E.; Miyakawa, O. & Kusakari, H. Influence of implant design and bone quality on stress/ strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2003;18(3):357-68.
30. Olate, S.; Lyrio, M. C.; de Moraes, M.; Mazzonetto, R. & Moreira, R. W. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2010;68(2):414-9.
31. Vigolo, P. & Givani, A. Clinical evaluation of single-tooth miniimplant restorations: a five-year retrospective study. *J. Prosthet. Dent.* 2000;84(1):50-4.

ANEXOS

ANEXO 1

TABELA 1: DADOS DO ESTUDO.

PACIENTE	DENTE	TORQUE	DENSIDADE	LONGITU	MARCA	IDADE	SEXO	POSICÃO	
DIÂMETRO				DE		/SEXO/POSICÃO			
1	24	30	D2	4,1	12	straumann	41	M	maxila posterior
2	26	31	D2	3,3	12	straumann	41	M	maxila posterior
3	15	35	D2	4,1	12	straumann	52	H	maxila posterior
4	12	40	D2	4,1	12	straumann	52	H	maxila anterior
5	22	32	D2	4,1	10	straumann	52	H	maxila anterior
6	25	36	D2	4,1	10	straumann	52	H	maxila posterior
7	23	25	D3	4,1	14	straumann	39	H	maxila anterior
8	24	25	D3	4,1	10	straumann	49	M	maxila posterior
9	26	10	D3	4,1	12	straumann	49	M	maxila posterior
10	27	8	D4	4,8	6	straumann	49	M	maxila posterior
11	17	5	D3	4,1	8	straumann	40	M	maxila posterior
12	15	10	D3	4,1	10	straumann	40	M	maxila posterior
13	36	25	D2	4,8	8	straumann	35	M	mandíbula posterior
14	32	35	D2	3,3	12	straumann	61	H	mandíbula anterior
15	42	25	D2	3,3	12	straumann	61	H	mandíbula anterior
16	32	35	D2	3,3	10	straumann	56	M	mandíbula anterior
17	42	25	D2	3,3	10	straumann	56	M	mandíbula anterior
18	25	36	D2	4,1	12	straumann	42	M	maxila posterior
19	26	20	D3	4,1	12	straumann	54	H	maxila posterior
20	37	30	D2	4,1	12	straumann	53	H	mandíbula posterior
21	35	25	D2	4,1	12	straumann	53	H	mandíbula posterior
22	44	30	D2	4,1	12	straumann	53	H	mandíbula posterior
23	46	30	D2	4,1	12	straumann	53	H	mandíbula posterior
24	24	30	D2	4,1	14	straumann	63	M	maxila posterior
25	44	30	D2	4,1	14	straumann	63	M	mandíbula posterior
26	17	35	D2	5	10	phibo	58	M	maxila posterior
27	47	30	D2	4	10	phibo	65	H	mandíbula posterior
28	12	45	D3	3	11,5	phibo	42	M	maxila anterior
29	15	45	D3	3	11,5	phibo	42	M	maxila posterior
30	24	45	D3	3	11,5	phibo	66	M	maxila posterior
31	25	45	D3	3	11,5	phibo	66	M	maxila posterior
32	34	60	D1	3	11,5	phibo	72	H	mandíbula posterior
33	45	50	D1	4	13	phibo	72	H	mandíbula posterior
34	16	35	D2	3	11,5	phibo	57	M	maxila posterior
35	44	30	D2	3,75	10	mis	53	M	mandíbula posterior

36	36	40	D2	4	10	phibo	73	H	mandíbula posterior
37	44	45	D2	4	13	phibo	73	H	mandíbula posterior
38	24	45	D2	3	11,5	phibo	73	H	maxila posterior
39	46	45	D2	3	11,5	phibo	73	H	mandíbula posterior
40	46	30	D2	4	11,5	phibo	68	H	mandíbula posterior
41	26	30	D3	5	11,5	mis	55	H	maxila posterior
42	24	30	D3	4,2	11,5	mis	55	H	maxila posterior

43	36	35	D3	4,2	11,5	mis	38	H	mandíbula posterior
44	37	30	D2	4,2	10	mis	43	H	mandíbula posterior
45	46	30	D2	3,75	11,5	mis	43	H	mandíbula posterior
46	15	25	D4	4,2	11,5	mis	50	H	maxila posterior
47	14	60	D3	4,1	11,5	zimmer	66	M	maxila posterior
48	15	45	D3	4,1	11,5	zimmer	66	M	maxila posterior
49	24	45	D3	4,1	11,5	zimmer	66	M	maxila posterior
50	25	45	D3	4,1	11,5	zimmer	66	M	maxila posterior
51	26	45	D4	4	10	klockner	59	M	maxila posterior
52	26	70	D2	4,5	11	straumann	41	M	maxila posterior
53	34	70	D1	3	13	straumann	50	H	mandíbula posterior
54	36	60	D2	5,5	11	straumann	46	M	mandíbula posterior
55	31	50	D1	3,4	18	straumann	40	H	mandíbula anterior
56	46	40	D4	3,4	11	straumann	38	H	mandíbula posterior
57	35	38	D2	3,4	11	straumann	46	M	mandíbula posterior
58	47	30	D2	3	15	straumann	50	M	mandíbula posterior
59	36	35	D3	3	11	straumann	61	M	mandíbula posterior
60	45	25	D2	3,4	11	straumann	65	H	mandíbula posterior
61	15	20	D4	4,5	15	straumann	54	H	maxila posterior
62	14	20	D3	4,5	15	straumann	50	M	maxila posterior
63	34	30	D3	3	11,5	phibo	56	H	mandíbula posterior
64	27	25	D4	4	10	phibo	80	H	maxila posterior
65	23	25	D4	3	11,5	phibo	80	H	maxila anterior
66	15	25	D4	3	11,5	phibo	80	H	maxila posterior
67	34	25	D2	4,3	16	nobel	43	M	mandíbula posterior
68	35	25	D2	4,3	16	nobel	47	M	mandíbula posterior
69	24	30	D2	3,5	13	nobel	53	M	maxila posterior
70	25	30	D2	3,5	10	nobel	50	M	maxila posterior
71	26	30	D2	3,5	10	nobel	51	M	maxila posterior
72	16	30	D2	3,5	8	nobel	47	M	maxila posterior
73	17	30	D2	3,5	8	nobel	47	M	maxila posterior
74	15	30	D2	4,3	11,5	nobel	47	M	maxila posterior
75	46	25	D2	4,3	11,5	nobel	49	M	mandíbula posterior

TABELA 2: TORQUE DE INSERÇÃO MÉDIO A RESPEITO ÀS DIFERENTES DENSIDADES ÓSSEAS

TIPO DE OSSO	TORQUE IMPLANTE	MEDIA TI
D1	4	57,5
D2	43	33,32
D3	20	31,5
D4	8	26,62

TABLA 3: TORQUE DE INSERÇÃO MÉDIO A RESPEITO AOS COMPRIMENTOS E DIÂMETROS DOS IMPLANTES UTILIZADOS

Longitude do implante	Número de implantes	Media TI
18	1	50
16	2	25
15	3	23,33
14	3	28,33
13	4	48,75
12	13	29
11,5	23	38,04
11	6	34,66
10	15	30,53
8	4	22,5
6	1	8
Diâmetro do implante	Número de implantes	Media TI
5,5	1	60
5	2	32,5
4,8	2	16,5
4,5	3	36,66
4,3	4	26,5
4,2	4	30
4,1	22	30,63
4	7	37,85
3,75	2	30
3,5	5	30
3,4	4	38,25
3,3	5	30,2
3	14	41,42

TABLA 4: TORQUE DE INSERÇÃO MEDIO A RESPEITO DAS DIFERENTES ÁREAS CIRÚRGICAS QUE SÃO INSERIDOS OS IMPLANTES

POSIÇÃO	NÚMERO DE IMPLANTES	MEDIA TI
Maxila anterior	5	33,4
Maxila posterior	37	32,19
Mandíbula anterior	5	34
mandíbula posterior	28	35,64