

Lara Melina Leite Lima de Paula

**INFLUÊNCIA DE MÚLTIPLOS PARÂMETROS DO OSSO, DO IMPLANTE E DA
PRÓTESE SOBRE AS TENSÕES EM IMPLANTES CURTOS**

**Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Minas Gerais
Belo Horizonte**

2015

Lara Melina Leite Lima de Paula

**INFLUÊNCIA DE MÚLTIPLOS PARÂMETROS DO OSSO, DO IMPLANTE E DA
PRÓTESE SOBRE AS TENSÕES EM IMPLANTES CURTOS**

Monografia apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do grau de Especialista em Odontologia – área de concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Wellington M. S. Rocha

Faculdade de Odontologia – UFMG

Belo Horizonte

2015

FICHA CATALOGRÁFICA

P324i
2015
MP

Paula, Lara Melina Leite Lima de
Influência de múltiplos parâmetros do osso, do implante e da
prótese sobre as tensões em implantes curtos / Lara Melina Leite
Lima de Paula. – 2015.

39 f. : il.

Orientador: Wellington Márcio dos Santos Rocha

Monografia (Especialização) – Universidade Federal de Minas
Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Implantes dentários. 2. Prótese dentária. I. Rocha, Wellington
Márcio dos Santos. II. Faculdade de Odontologia. III. Título.

BLACK D74

RESUMO

O propósito deste trabalho consiste em uma revisão de literatura tendo como principal foco investigar os efeitos de diversos parâmetros como diâmetro e comprimento do implante, proporção coroa- implante, bem como quantidade e qualidade do osso, na intensidade e distribuição das tensões nos implantes curtos. Diversos estudos retrospectivos de coorte e análises biomecânicas reforçaram as evidências iniciais da alta previsibilidade dos implantes curtos, reduzindo as indicações de cirurgias mais complexas, por proporcionar menor tempo de tratamento, redução do risco de complicações pós-operatórias e pouca invasividade. Através dos resultados das análises de elemento finito e fotoelasticidade revistos neste estudo, podemos obter uma melhor compreensão da distribuição das tensões no complexo implante-osso e como podem ser influenciadas pelos diversos parâmetros do osso, do implante e da prótese, colaborando assim para uma melhor seleção do implante e otimização dos resultados clínicos.

Palavras-chave: Estresse em implantes curtos dentais posteriores.

ABSTRACT

The purpose of this study consists of a literature review focusing mainly on investigating the effects of various parameters such as diameter and length of the implant, crown-implant ratio, as well as quantity and quality of bone, in the intensity and distribution of tensions in short implants. The various retrospective cohort studies and biomechanical analyzes reinforced early evidence of high predictability of short implants, reducing the signs of more complex surgery, for providing shorter treatment time, reduced risk of postoperative complications and little invasiveness. From the results of finite element analyzes and photoelasticity reviewed in this study, we get a better compression stress distribution in the implant-bone complex and how they can be influenced by many bone parameters, implant and the prosthesis, thus contributing to better implant selection and optimization of clinical outcomes.

Keywords: short implants dental posterior stress.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	6
2 OBJETIVO.....	7
3 METODOLOGIA.....	8
4 REVISÃO DE LITERATURA.....	9
4.1 INDICAÇÕES CLÍNICAS PARA IMPLANTES CURTOS.....	9
4.2 INFLUÊNCIA DA PROPORÇÃO COROA-IMPLANTE NA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NO IMPLANTE CURTO.	13
4.3 INFLUÊNCIA DOS PARÂMETROS DO OSSO E DO IMPLANTE NA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NO IMPLANTE CURTO.	17
5 DISCUSSÃO.....	30
6 CONCLUSÃO.....	34
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	35

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação oral em pacientes com reabsorção óssea severa constitui um desafio cirúrgico e protético. Os implantes dentários necessitam de quantidade óssea suficiente para serem estabilizados, tornando um desafio em regiões onde o osso alveolar sofreu atrofia ao longo do tempo devido à perda dos dentes (SEKER *et al.*, 2014). As restrições de altura óssea são mais comuns na região posterior da mandíbula e da maxila devido à reabsorção óssea resultante da perda de dentes bem como limitações anatômicas, tais como posição do nervo alveolar inferior e do seio maxilar. Nestes casos o volume de osso é frequentemente insuficiente para a instalação de implantes com dimensões adequadas.

Diversas técnicas cirúrgicas avançadas vêm sendo desenvolvidas para restaurar o volume ósseo, permitindo a instalação de implantes mais longos, melhorar a proporção coroa-implante e otimizar o posicionamento do implante para distribuição de carga adequada (NISAND; RENOUEAU, 2014). Embora amplamente utilizadas, estas técnicas implicam em maior morbidade, custos mais elevados e maior tempo de tratamento.

O uso de implantes curtos deve ser considerado como alternativa em detrimento às cirurgias complexas. Juntamente com a simplicidade de instalação, os implantes de menor comprimento proporcionam tratamento rápido e menos dispendioso, bem como morbidade reduzida (ESPOSITO *et al.*, 2011).

As desvantagens dos implantes curtos consistem em redução da área de superfície do implante e um aumento da proporção coroa-implante, levando à redução da área de contato entre o osso e o implante e aumento das concentrações de tensões no osso alveolar (MORAND; IRINAKIS, 2007). Uma vez que o comprimento do implante está correlacionado com a interface implante-osso, implantes mais curtos podem gerar maior tensão no osso (TADA *et al.*, 2003).

Campos de tensão e deformação em tornos de implantes osseointegrados estão relacionados com múltiplos parâmetros do osso e do implante (com diversos fatores biomecânicos), tais como, tipo de carga, geometria dos implantes, propriedades estruturais do implante e da prótese, qualidade e quantidade do osso circundante e a natureza da interface osso-implante (WATZEK, 1996; BRUNSKI, 1997).

2 OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi rever os resultados publicados sobre tensões que envolvem os implantes curtos. Este trabalho teve como principal foco investigar os efeitos dos diversos parâmetros como diâmetro e comprimento do implante, proporção coroa-implante, bem como quantidade e qualidade do osso, na intensidade e distribuição das tensões, através da obtenção de resultados das análises de elemento finito e fotoelasticidade.

3 METODOLOGIA

Nesta revisão buscamos a literatura através dos sites Pubmed e Portal Capes no período de outubro e novembro de 2015. As buscas basearam-se nas palavras-chave “short implants dental posterior stress” no Pubmed, onde foram obtidos 48 artigos como resultado. Os cruzamentos realizados foram, short[All Fields] AND implants[All Fields] AND ("dental health services"[MeSH Terms] OR ("dental"[All Fields] AND "health"[All Fields] AND "services"[All Fields]) OR "dental health services"[All Fields] OR "dental"[All Fields]) AND posterior[All Fields] AND ("Stress"[Journal] OR "stress"[All Fields]). Optamos por usar descritores em inglês por considerar que nos levaria a uma busca mais ampla. Os artigos considerados de maior relevância após leitura dos resumos e mais recentes foram pesquisados no Portal Capes, por fornecer acesso ao artigo completo aos alunos da UFMG. Durante a leitura completa dos trabalhos citados, alguns desses escolhidos foram eliminados por não satisfazerem a busca e foi detectada a necessidade de complementação de informações.

Os demais artigos foram escolhidos por autores e títulos considerados clássicos e por serem muito citados nos artigos já lidos e considerados pertinentes.

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 Indicações clínicas para implantes curtos

Devido às restrições anatômicas e à grande perda óssea observada na região posterior da maxila e da mandíbula após a perda dos dentes, diversas técnicas cirúrgicas avançadas vêm sendo aplicadas com o intuito de restaurar a dimensão óssea para a instalação de implantes mais longos. Estas técnicas incluem enxerto ósseo e transposição do nervo alveolar inferior na mandíbula, e distração osteogênica e levantamento de seio maxilar para aumentar altura óssea na maxila.

Apoiada por evidências crescentes, a indicação de implantes curtos se tornou uma alternativa viável nestas áreas de pouco remanescente ósseo (MISCH *et al.*, 2006), e quando as cirurgias não são viáveis, quer seja por causa de maior morbidade, custos mais elevados e maior tempo de tratamento, ou por problemas sistêmicos que impossibilite o paciente a se submeter a tais cirurgias.

Não existe consenso sobre a definição de implantes curtos, podendo ser considerados os implantes ≤ 7 mm (HAGI *et al.*, 2004), ≤ 8 mm (RENOUARD; NISAND, 2006) ou ≤ 10 mm de comprimento (das NEVES *et al.*, 2006).

Misch *et al.* (2006) fizeram uma avaliação retrospectiva e investigaram a sobrevida de implantes curtos quando uma abordagem biomecânica através da espiantagem das restaurações sem nenhuma carga de cantilever foi usada para diminuir a tensão na interface osso-implante. Foram analisados 273 pacientes parcialmente desdentados posteriores tratados com 745 implantes de comprimento entre 7 a 9 mm, suportando 338 restaurações por um período de 1 a 5 anos. Dados de sobrevivência de implantes foram coletados em relação ao estágio I para o estágio de cicatrização II, fase II até a instalação de próteses, instalação das próteses até 6 anos de carregamento. As restaurações seguiram a orientação de oclusão mutuamente protegida e foram selecionados implantes projetados para aumentar a área de superfície de contato osso-implante. A taxa de sobrevivência dos implantes a partir da fase cirúrgica I foi de 98,9%, sustentando a hipótese de que implantes curtos podem previsivelmente ser utilizados para apoiar as restaurações fixas em edentulismo parcial posterior.

Anitua e Orive (2010) através de estudo de coorte retrospectivo avaliaram 661 indivíduos com 1.287 implantes curtos (<8,5 milímetros), com diâmetro de 2,5 a 6 mm, durante um período médio de 47,9 - 24,46 meses. As taxas de sobrevida global de implantes curtos foram 99,3%. Sugeriram que o tratamento com implantes curtos pode ser considerado seguro e previsível se for utilizado ao abrigo de protocolos clínicos rigorosos.

Pieri *et al.* (2012) através de avaliação prospectiva clínica e radiográfica de 61 implantes ultracurtos (4,0 x 6,0 mm) instalados em 25 pacientes desdentados posteriores na mandíbula com 7 a 8 mm de ossos residual acima do canal mandibular (Figura1). Os implantes foram instalados submersos e receberam cargas depois de 5 a 6 meses. Os pacientes foram acompanhados por 2 anos após a instalação das próteses através de exames radiográficos e de Análise de Frequência de Ressonância (RFA). Houve perda de dois implantes em um paciente antes do carregamento, enquanto todos os outros implantes obtiveram bons resultados clínico e radiográfico durante todo o período de observação (2 anos de sobrevivência e taxa de sucesso de 96,8%). As médias de alterações nos níveis de osso marginal mantiveram-se estáveis ($0,40 \pm 0,23$, $0,51 \pm 0,38$, e $0,60 \pm 0,13$ mm após 6 meses, 1 e 2 anos, respectivamente) e não foram afetados pela proporção coroa-implante (Figura 2). Os valores médios de aumento da RFA da colocação do implante ($67,35 \pm 6,67$) para 2 anos ($72,91 \pm 5,07$, $P < 0,0001$). Observaram que dentro das limitações de um curto período de seguimento, o uso de implantes de 6 mm de comprimento foi um método de tratamento previsível para pacientes com mandíbulas atróficas posterior e aumentada proporção coroa-implante.



FIGURA 1: Radiografia periapical pós-operatória de implantes de 6 mm

Fonte: Pieri *et al.* (2012)

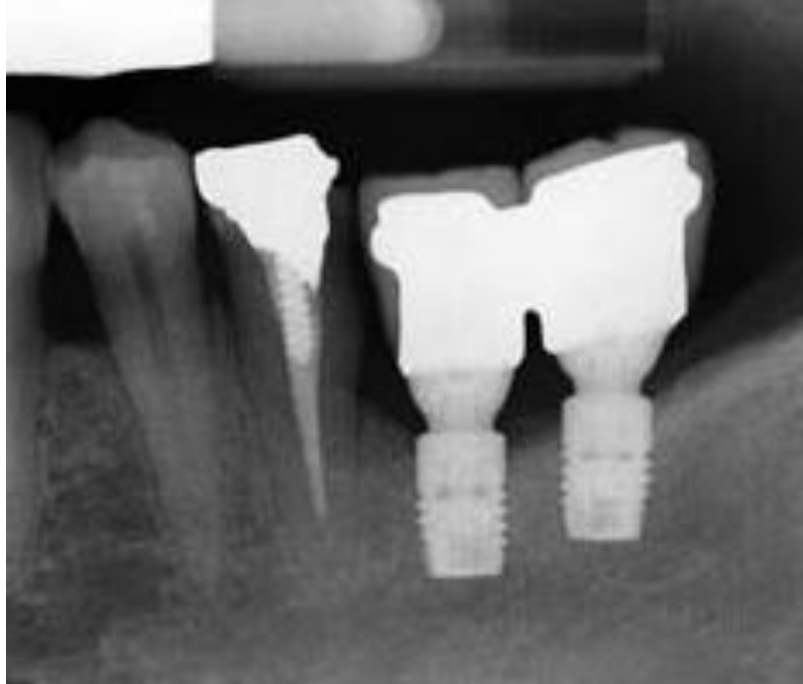


FIGURA 2: Imagem radiográfica periapical após 2 anos de carregamento funcional mostrando mínima perda da crista óssea

Fonte: Pieri *et al.* (2012)

Sánchez-garcés *et al.* (2012) através de um estudo descritivo, avaliaram o desempenho de 273 implantes curtos em 136 pacientes com reabsorção alveolar grave. Os implantes mediam 5, 6, 7, 8,5, 9, e 10 mm de comprimento. Todos os implantes foram carregados com prótese, após 4 meses para implantes colocados na mandíbula, e de 6 meses para os implantes localizados em maxila. O período de acompanhamento variou entre 18 meses e 12 anos (média de 81 meses). A taxa de sobrevivência foi de 92,7%. Dos 273 implantes avaliados, 20 falharam (7,3% do total). A taxa de sobrevivência para os implantes de 10 mm foi 92,82% versus 92,5% para os implantes menores que 10 mm. Observaram que a sobrevivência dos implantes curtos pode ser influenciada por vários fatores, incluindo a localização e qualidade óssea, assim como o projeto, tipo e diâmetro do implante.

Lai *et al.* (2013) adotaram um estudo retrospectivo para avaliar os resultados clínicos e radiográficos a longo prazo de implantes curtos apoiados em coroas individuais em regiões posteriores. Dados clínicos e radiográficos de 231 implantes curtos (8 mm de comprimento intraósseo), com coroas individuais em 168 pacientes, foram coletados após 5-10 anos de segmento (média de 7,22 anos). Falhas de implantes e próteses, perda óssea peri-implantar marginal, complicações técnicas e biológicas foram avaliadas. Foram estudados fatores de influência sobre as falhas dos implantes. Um total de 4 implantes e 11

próteses falharam. A taxa de sobrevivência cumulativa de 10 anos foi de 98,3% (98,7%) com base na análise dos implantes e 97,6% (98,2%) com base na análise dos pacientes. Os implantes curtos colocados em osso tipo IV obtiveram um fracasso maior do que no tipo I-III e apresentaram uma taxa de sobrevivência de 94,0%. A taxa de sobrevivência de 10 anos das próteses foi de 95,2%. A média da perda óssea marginal entre a instalação do implante e os 10 anos de acompanhamento foi de $0,63 \pm 0,68$ milímetros. A perda óssea marginal entre o primeiro e o quinto ano foi mínima ($0,05 \pm 0,10$ milímetros) e não estatisticamente significativa. Dezoito implantes (7,8%) foram expostos a complicações biológicas, enquanto que vinte e nove implantes (12,6%) foram envolvidos em complicações técnicas. As altas taxas de sobrevivência para implantes e próteses podem ser alcançadas após 5-10 anos para implantes curtos de apoio de coroas individuais, sem grave perda e complicações no osso marginal. Pode-se concluir que uma coroa única suportada por um implante curto é uma modalidade de tratamento previsível. No entanto, implantes curtos em osso tipo IV devem ser aplicados com cautela.

Taschieri *et al.* (2015) através de estudo de corte único avaliou a sobrevivência e o sucesso clínico de reabilitação implanto-suportada utilizando implantes de comprimento reduzido (< 10 mm) em maxila e mandíbula. Dados a partir de 53 implantes curtos colocados em 41 pacientes são apresentados. A altura do osso residual foi de $6,21 \pm 1,05$ mm na maxila e $10,73 \pm 1,63$ mm na mandíbula. Nenhum dos implantes falharam, e a taxa de sobrevivência foi de 100% em 1 ano após o carregamento protético. A média de perda óssea marginal foi de $0,69 \pm 0,24$ milímetros para implantes maxilares e $0,73 \pm 0,23$ mm para os implantes mandibulares. Estes resultados demonstram que implantes curtos devem ser considerados como uma alternativa viável para o tratamento de reabilitação de maxilares desdentados em casos de volume ósseo reduzido.

Os diversos estudos biomecânicos reforçaram as evidências iniciais da alta previsibilidade dos implantes curtos. A tensão máxima no osso é independente do comprimento do implante (PIERRISNARD *et al.*, 2003) e o diâmetro do implante é mais importante nas distribuições das tensões que o comprimento adicional (ANITUA *et al.*, 2010a). Com base nestes dados os implantes curtos podem desempenhar um papel de destaque na implantodontia oral, reduzindo as indicações de cirurgias mais complexas. Menor tempo de tratamento, redução do risco de complicações pós-operatórias e pouca invasividade são argumentos para uma maior utilização de implantes curtos.

4.2 Influência da proporção coroa-implante na distribuição das tensões em implantes curtos.

Geralmente os implantes curtos apresentam coroas protéticas mais longas, devido a maior distância entre os arcos maxilo-mandibulares (BLANES *et al.*, 2007). Esta condição gera risco biomecânico adicional, pois o braço de alavanca representado pelas coroas protéticas longas é superior ao braço de resistência representado pelo implante inserido no tecido ósseo (URDANETA *et al.*, 2010). Esse fator associado a um carregamento não axial gera um momento fletor com o fulcro na região do tecido ósseo marginal representado pelo primeiro contato entre o implante e o tecido ósseo (BLANES *et al.*, 2007). Dessa maneira uma maior concentração de tensão pode provocar reabsorção óssea devido à indução de microfraturas no osso estimulando a ação de osteoclastos ou falhas protéticas como fratura ou afrouxamento de parafusos protéticos, fratura de porcelana de cobertura ou até mesmo falha da osseointegração do implante (BLANES, 2009; KOZLOVSKY *et al.*, 2007; ROSSI *et al.*, 2010; THEOHARIDOU *et al.*, 2008).

Tawil *et al.* (2006) não relataram diferenças significativas na perda óssea periimplantar ao redor de duzentos e sessenta e dois implantes curtos que suportavam 123 próteses fixas de metalo-cerâmica quando a Proporção Coroa-Implante (C / IR) variava de 0,88 para 2,36. Foram avaliados os seguintes parâmetros protéticos: a altura da coroa, o comprimento do implante e a C / IR, o comprimento mesiodistal das restaurações protéticas, e o comprimento do cantiléver mesial ou distal. Complicações biomecânicas (incluindo afrouxamento do parafuso, fratura dos componentes, afrouxamento do parafuso de fixação ou do pilar protético, perda do implante ou perda da osseointegração) também foram registradas. Constataram que nenhum dos fatores medidos afetou a perda óssea periimplantar.

Schulte *et al.* (2007) realizaram um estudo retrospectivo de casos e encontraram em uma proporção coroa-implante de 1,3 em média, com uma taxa média de sobrevida de 2,3 anos para 889 implantes unitários. Destes 889 implantes, relataram 16 falhas e concluíram que não houve diferença clinicamente significativa entre a C / IR desses implantes que estavam em função com os implantes que falharam.

Birdi *et al.* (2010) através de um estudo retrospectivo de coorte, onde amostra de 309 implantes curtos de 5,7 a 6 mm de comprimento colocados 194 pacientes com proporção média coroa-implante de 2 (Figura 3), com uma média de acompanhamento de 20,9 meses, tiveram como objetivo determinar os índices de proporção coroa-implante em restaurações suportadas por implantes unitários e avaliar a saúde desses implantes através

dos níveis de contato primário proximal implante-osso. Não foi observada relação significativa entre aumento da proporção coroa-implante e diminuição dos níveis de contato primário implante-osso ao redor do implante, se encaixando dentro das diretrizes estabelecidas para o sucesso. Chegaram a conclusão que a proporção coroa-implante não afeta o sucesso de implantes curtos. A média de níveis de contato primário proximais 0,2 mm mesial e 0,2 mm distal, estabelecem a saúde e o sucesso dos implantes.

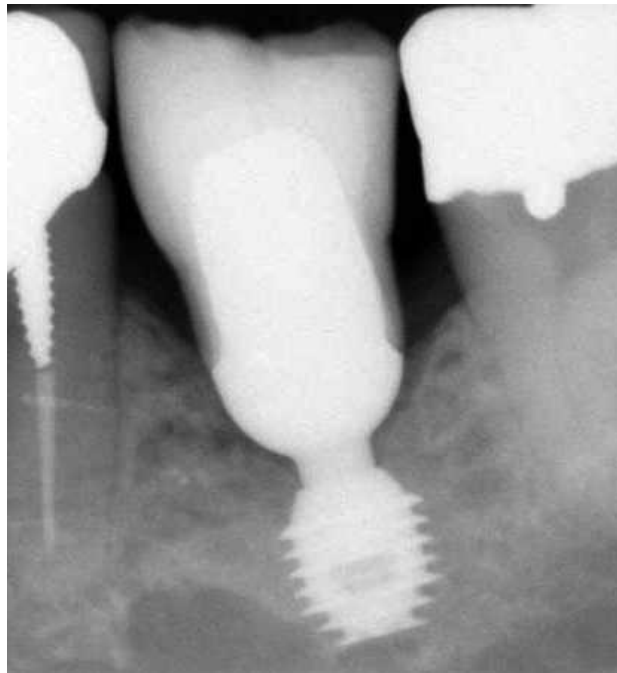


Figura 3: proporção coroa-implante superior a 2

Fonte: Birdi *et al.* (2010)

Urdaneta *et al.* (2010) em um estudo de coorte retrospectivo realizado entre julho de 2001 e agosto de 2003 tiveram como objetivo específico avaliar a possível associação entre proporção coroa-implante (C / IR) e perda da crista óssea. O grupo era composto por pacientes que tinham pelo menos um implante simples unitário Bicon restaurados com uma restauração cimentada. A coorte foi composta de 81 indivíduos que receberam 326 implantes Bicon. O tempo médio de acompanhamento foi de 70,7 meses. A média C / IR foi de 1,6 (variando de 0,79-4,95). Quarenta restaurações de implantes (16%) teve um C / IR \geq 2. Os pacientes foram chamados para uma reavaliação em 2004, 2005 e 2007. Os resultados da presente pesquisa suporta a hipótese de que o aumento do estresse causado pela maior C / IR leva a um maior número de complicações protéticas, como afrouxamento do parafuso do *abutment* do implante e fraturas; no entanto, ele não tem um efeito adverso

sobre os níveis de crista óssea em implantes unitários locking-taper. Estes resultados confirmaram que C / IR não foi um fator de risco significativo para a perda da crista óssea após a inserção de restaurações unitárias de implantes locking-taper. Um número positivo sugeriu um aumento nos níveis de crista óssea ao longo do tempo (Figura 4). O significado clínico desta observação é de que os implantes sem parafusos locking-taper podem ser restaurados com restaurações unitárias quando o comprimento da coroa proposto é até 4,95 vezes o comprimento do implante dentro do osso. Isto pode permitir o uso de implantes mais curtos em áreas que tenham quantidade limitada de osso disponível e pode reduzir a necessidade de procedimentos de enxerto ósseo antes da instalação do implante. Maior C / IR não levou a um aumento estatisticamente significativo de falhas de implantes ou coroa.

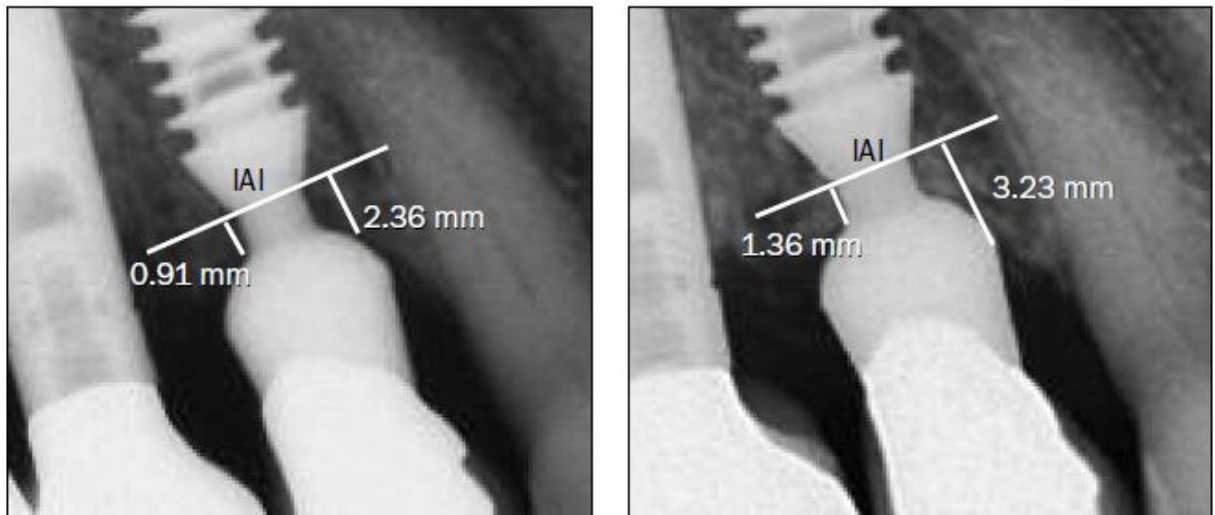


FIGURA 4: Crista óssea. Medição mesial e distal da interface implante-abutment ao nível mais alto do osso. À esquerda, quando inseriu a coroa (2000); à direita, quando foi feita a reavaliação (2007).

Fonte: Urdaneta *et al.* (2010)

Bulaqi *et al.* (2015) avaliaram, pela análise de elemento finito, o efeito do aumento da altura da coroa e proporção coroa-implante na concentração de tensão sob forças oblíquas. Foram feitas réplicas de implantes posicionados no lugar do segundo pré-molar inferior com valores de altura da coroa 8,8, 11,2 13,6 e 16 mm, sobre implante Straumann (4,1 x 8 mm). Ao investigarem a natureza dinâmica e o comportamento dos componentes protéticos e do osso peri-implantar observaram que sob cargas não axiais, o aumento da altura da coroa

não influenciou a diminuição da carga no parafuso. No entanto, contribuiu para afrouxamento e fratura do parafuso por fadiga ao distorcer a distribuição de tensões para as secções transversais do implante. A carga externa compressiva foi constante para todos os valores de altura da coroa, mas de acordo com o mecanismo de alavanca, um aumento do comprimento do braço ou altura da coroa, faz flexão e altera a distribuição das tensões nas secções transversais do complexo de implante. Ao aumentar a altura da coroa, a tensão aumenta no osso peri-implantar.

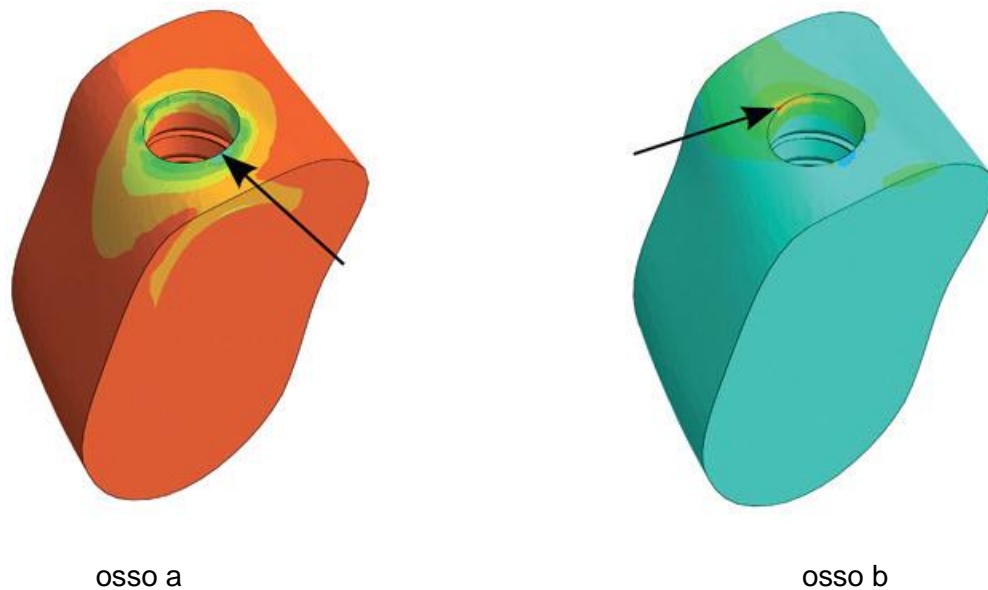


FIGURA 5: Tensão mínima principal (compressão) (a);
tensão máxima principal (tração) (b)

Fonte: Bulaqi *et al.* (2015)

Sotto-Maior *et al.* (2015) através da análise de tensão fotoelástica avaliaram os padrões de franjas fotoelásticas ao redor de réplicas de dois tipos de implantes curtos, com coroas metalo-cerâmicas unitárias com proporção coroa-implante (C / IR) 1:1 ou 2:1. Réplicas de implantes cilíndricos hexágono externo EH (5 x 7 mm) e implantes cônicos cone morse MT (5 x 6 mm) foram incorporados individualmente em blocos de resina fotoelástica. Foram aplicadas cargas axial (0,5 Kgf) e oblíqua (30°). A direção de carregamento mostrou uma importante influência sobre as tensões em torno de ambos os grupos de implantes. Sob carga axial, não houve diferença entre C / IR ou grupos de implantes, no entanto, foi observada maior tensão na região distal da crista óssea, Isto pode ser explicado pela relação estabelecida entre as coroas do implante e o dente antagonista, que permite pontos de contato no centro da região distal da superfície oclusal. Sob carga oblíqua, o grupo EH mostrou menor valores de tensão e uma maior distribuição das tensões que o grupo MT e C/

IR 2:1 mostrou concentração de tensão mais elevada em ambos os grupos de implantes. No entanto, essas tensões não se concentraram ao nível da crista em torno do implante MT, mostrando uma tendência deste grupo de implantes em dissipar as tensões em direção apical. A C / IR influencia a distribuição das tensões apenas no carregamento oblíquo.

Ramos Verri *et al.* (2015), ao avaliarem as tensões transmitidas ao tecido ósseo por coroas protéticas unitárias implanto-suportadas de diferentes alturas (10 mm, 12,5 mm e 15 mm) sob implantes curtos (4 x 8,5 mm) na região posterior da mandíbula (osso tipo III), puderam observar que, sob força de 200N aplicada em direção axial, com 50N em cada ponta de cúspide e 100N aplicada em direção oblíqua, com 50N em cada ponta de cúspide lingual, a tensão de von Mises tende a aumentar no parafuso, no implante e na interface pilar-implante proporcionalmente ao aumento da altura da coroa (10 a 15 mm). O aumento da proporção C/I, aumenta também a concentração de tensões nos parafusos. A coroa de 15 mm apresenta maior concentração de tensões no terço coronal do implante. Sob carga axial, o aumento da altura da coroa não faz piorar a distribuição das tensões. Analisando as tensões no tecido ósseo periimplantar, sob carga axial, o aumento da altura da coroa não apresentou diferença significativa na distribuição das tensões no osso cortical. No entanto, sob carga oblíqua, as coroas com altura de 12,5 mm e 15 mm apresentaram tensões significativamente maiores no tecido ósseo, quando comparadas com coroas de 10 mm de altura. Os autores desta pesquisa concluíram que a carga oblíqua é mais prejudicial para as estruturas analisadas que a carga axial. O aumento da altura da coroa protética aumenta consideravelmente o nível de microtensão do tecido ósseo sob cargas axial e oblíqua, bem como o aumento significativo da concentração de tensão sobre o parafuso protético e tecido ósseo.

4.3 Influência dos parâmetros do osso e do implante na distribuição das tensões em implantes curtos.

A Análise de Elementos Finitos (FEA) tornou-se uma ferramenta cada vez mais útil para a previsão dos efeitos das tensões e deformações sobre o implante, o osso circundante e nos componentes protéticos, devido à dificuldade clínica em quantificar a magnitude e a distribuição dessas tensões (RAMOS VERRI *et al.*, 2015). Um fator chave para o sucesso ou fracasso de um implante dentário é a maneira pela qual as tensões são transferidas para o osso circundante. Este método permite aos pesquisadores prever a distribuição de tensão na área de contato dos implantes com osso cortical e em torno das pontas dos implantes no osso trabecular, obtendo dados das estruturas internas do implante e tecido ósseo, que não

podem ser apresentados em outros testes biomecânicos, fornecendo evidências da opção clínica mais favorável para obter a longevidade do tratamento com implantes dentários (de MORAES *et al.*, 2015). FEA utiliza a resolução de sistemas de equações algébricas relacionando a aplicação de forças que promove deslocamentos da malha resultando em tensões e deformações de uma estrutura complexa (GENG *et al.*, 2001).

Baggi *et al.* (2008) por meio de simulação de elemento finito tridimensional, analisaram a influência do diâmetro e comprimento do implante na distribuição das tensões, e sua correlação com a perda da crista óssea no colo do implante em regiões de maxila e mandíbula. Instalaram 5 réplicas de implantes unitários (2 implantes ITI standard (2), 2 implantes Nobel Biocare e 1 implante Ankylos) de 3,3 mm a 4,5 mm de diâmetro, e 7,5 mm a 12 mm de comprimento, sob cargas verticais de 250N e oblíquas de 100N em osso de qualidade tipo II. Foram observadas áreas localizadas de concentração de tensões na cortical óssea em torno do colo do implante. Valores mais altos de tensão de von Mises e tensão de compressão foram registrados nos implantes instalados na maxila. Os picos de tensão de tração foram menores que os picos de compressão tanto para maxila como para a mandíbula. O implante Ankylos induziu a valores menores de picos de tensão (tanto em tração e em compressão) no osso cortical. Os níveis mais altos de tensão foram observados nos implantes ITI e Nobel Biocare no segmento mandibular e ITI no segmento da maxila. Além disso, no implante ITI os valores de todas as tensões (von Mises, compressão e tração) na cortical óssea da maxila foram consideravelmente maiores quando comparado com o implante Ankylos. Os resultados desta pesquisa mostraram que o desenho do implante (diâmetro e comprimento), a geometria da crista óssea e o local de colocação do implante afetam os mecanismos de transmissão de carga. A sobrecarga nas áreas pericorticais foi afetada principalmente pelo diâmetro do implante, independente do comprimento do implante. No entanto um aumento no comprimento do implante reduziu os níveis de tensão na região peri-implantar do osso esponjoso. A geometria da crista óssea caracterizada por baixo nível de perda óssea, associada à plataforma *switching*, resultaram numa redução de sobrecarga no pescoço do implante que poderia ocasionar formação de crateras na crista óssea (Figura 6). Níveis de sobrecarga ocorreram para tensão de compressão no osso compacto devido aos componentes laterais da carga oclusal e em tensão de tração na interface cortical-trabecular devido aos componentes laterais da carga intrusiva. Além disso, risco de insucesso são maiores para implantes na maxila do que implantes instalados na mandíbula.

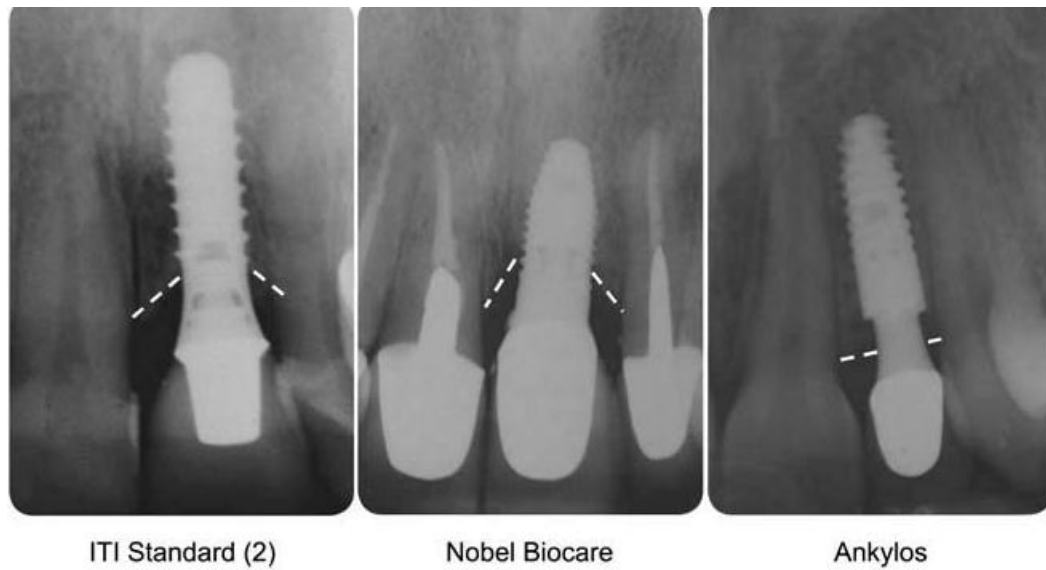


FIGURA 6: Modelagem geométrica da perda da crista óssea induzida pela forma do implante, após, aproximadamente, 1 ano de carregamento.

Fonte: Baggi *et al.* (2008)

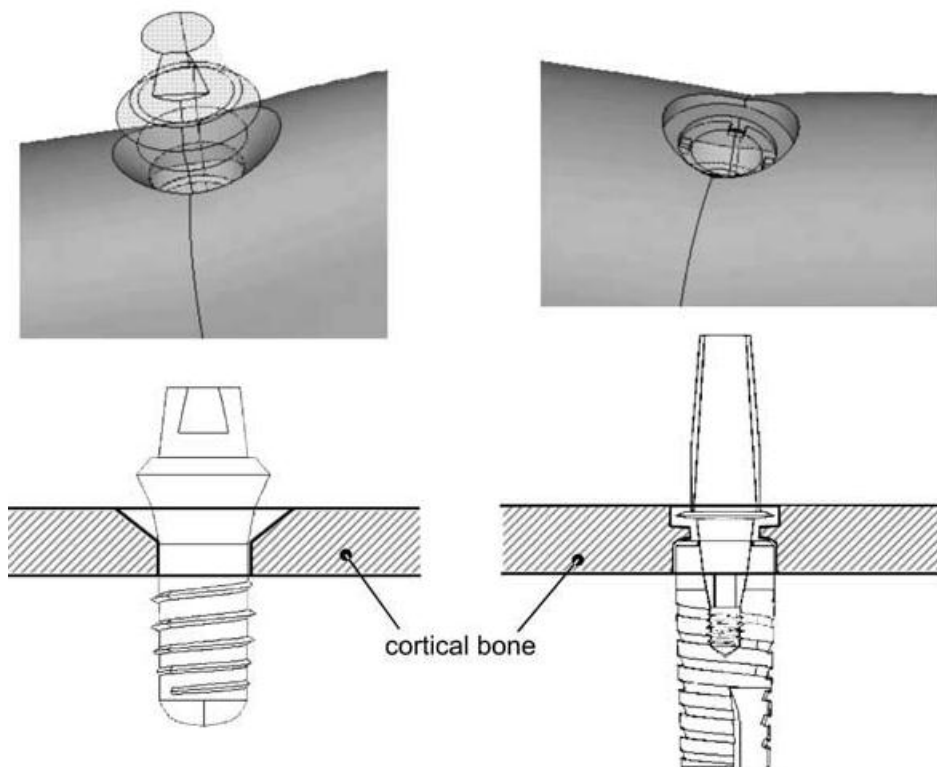


FIGURA 7: modelos demonstrando situação de crateras na perda óssea da crista à esquerda; e situação de baixa perda óssea à direita devido à plataforma *switching* e colocação subcrestal do implante.

Fonte: Baggi *et al.* (2008)

Okumura *et al.* (2010) em uma análise de elemento finito compararam a distribuição de tensões no osso ao redor de 12 réplicas de implantes de diferentes *designs* (cilíndricos e parafusados) e diâmetros de 4,1 mm e 4,8 mm, colocados na região posterior da maxila com espessura de osso cortical da crista alveolar de 1,5 mm, 1,0 mm, 0,5 mm e 0 mm em modelos 1-4 respectivamente (Figura 8). Em todos os modelos, a profundidade de instalação dos implantes foi de 8 mm. Através deste estudo observaram que, independente do *design*, diâmetro, espessura do osso cortical e direção da carga (100N axial e 50 N vestibulo-lingual), uma maior concentração de tensão foi observada no osso cortical ao redor do pescoço dos implantes para os modelos 1-3. No entanto, na ausência de cortical óssea da crista alveolar (modelo 4), sob carga axial, observaram áreas de concentração de tensão na cortical do assoalho do seio maxilar e, sob carga vestibulo-lingual, as tensões foram bastante dispersas em grande áreas da cortical vestibular e lingual. No osso esponjoso foi observada maior concentração de esforço em torno da parte inferior dos implantes nos modelos 1 e 2, e em torno do colo do implante nos modelos 3 e 4. Em relação ao *design* do implante, em modelos 1-3 sob cargas vestibulo-lingual, as tensões mais elevadas foram registradas no implante tipo parafuso do que em implantes cilíndricos. Em modelos 4, as tensões em ambos os modelos de implante foram semelhantes. Adicionalmente, em modelos de implante tipo parafuso, altas tensões se concentravam nas extremidades das roscas. A influência do diâmetro de implante foi mais significativa em cargas vestibulo-lingual. Além disso, a influência deste fator está intimamente relacionada com a presença ou ausência de osso cortical. Portanto, na presença de osso cortical ao redor do pescoço do implante, o implante mais fino (4,1 mm de diâmetro) transfere maior tensão ao osso que o implante de corpo mais largo (4,8 mm de diâmetro). Puderam concluir que na ausência de osso cortical na região da crista alveolar não se espera que a escolha do *design* do implante (parafuso ou cilindro) possa influenciar consideravelmente o ambiente biomecânico ao redor do implante. Pacientes com componentes de carga vestibulo-lingual elevados e na presença de osso cortical na crista alveolar apresentam uma ligeira melhoria nas condições biomecânicas com implantes mais largos. No entanto, a diferença de diâmetro do implante não poderia compensar a ausência de osso duro na região do pescoço do implante. Além disso, a ausência de camada cortical alveolar aumenta consideravelmente as tensões no osso esponjoso, principalmente sob cargas vestibulo-linguais. Enfim, do ponto de vista biomecânico, para uma melhor probabilidade de sucesso do implante na região posterior da maxila, mais importante que a seleção do implante (diâmetro ou *design*), é recomendada uma avaliação criteriosa, no pré-operatório, da espessura do osso cortical no local a ser instalado o implante.

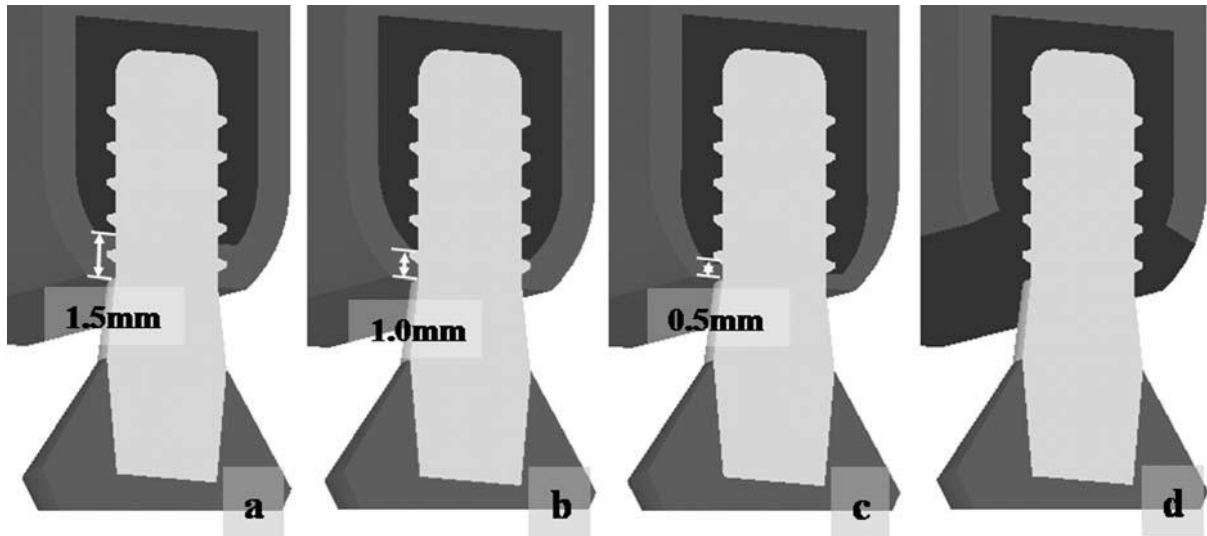


FIGURA 8: Vista em corte transversal da espessura do osso cortical no nível da crista alveolar: (a) Modelo 1: 1,5 mm; (b) Modelo 2: 1,0 mm; (c) Modelo 3: 0,5 mm; e (d) Modelo 4: 0 mm. (Modelos de implante com 4,8 mm, tipo parafusado).

Fonte: Okumura *et al.* (2010)

Guan *et al.* (2010) utilizaram a análise de elemento finito para avaliar a inter-relação de vários parâmetros do implante e do osso na influência da distribuição das tensões na mandíbula sob condições de carga traumática (carga horizontal 250N e carga vertical 500N). Estes parâmetros incluem diâmetro do implante (3,5, 4,0, 4,5, e 5,5 mm), comprimento do implante (7, 9, 11, 13 e 15 mm), módulo de Young do osso esponjoso (E_{can}) e do osso cortical (E_{cor}), bem como a espessura do osso cortical (T_{cor}). Este estudo demonstrou que o comprimento do implante é mais influente dentro do osso esponjoso do que o diâmetro. Contudo, o diâmetro do implante é mais influente no osso cortical. Quando diminuiu T_{cor} , o osso cortical suportou menos carga, causando um ligeiro aumento das tensões no osso esponjoso. À medida que E_{cor} aumentou, as tensões no interior do osso cortical também aumentou, isso porque o osso cortical ofereceu mais resistência à carga. Descobriram que as tensões mais elevadas se localizaram no colo do implante para todas as combinações de parâmetros. A força mastigatória aplicada teve uma influência mais significativa sobre a diferença de tensões, tanto no osso esponjoso e cortical, do que todos os outros parâmetros. Sob cargas traumáticas, o osso esponjoso fraturou para todas as combinações de parâmetro. No entanto, quando se definiu valores médios para todos os parâmetros, o osso cortical não fraturou sob carga traumática.

Anitua *et al.* (2010 a) através de modelos de elementos finitos tridimensionais de implantes dentários osseointegrados de titânio avaliaram a influência do comprimento, diâmetro e geometria de implantes dentários sobre a distribuição de tensão no osso. Uma força de 150 N foi aplicada a um ângulo de 30 graus. Quatro sistemas de implantes comerciais foram utilizados. Comprimentos de implante de 8,5, 10,0, 11,5, 13,0, e 15,0 mm e diâmetros de 2,5, 3,3, 3,75, 4,0, 4,5 e 5,0 mm foram avaliados. Os resultados mostraram que o diâmetro do implante na distribuição de tensões no osso foi mais significativa do que o comprimento do implante ou a sua geometria. A tensão máxima foi localizada em torno do pescoço do implante e a maior parte do esforço, independente do parâmetro estudado, foi distribuído no osso adjacente aos seis primeiros filamentos do implante. Com base neste estudo, o uso de implantes mais largos podem dissipar melhor as forças que atuam sobre eles e, assim, reduzir a tensão no osso circundante ao implante. Além disso, o uso de implantes mais largos e mais curtos pode ser uma alternativa razoável em locais com altura limitada de rebordo.

Yang *et al.* (2011) avaliaram o desempenho biomecânico através de uma experiência de sete implantes de titânio. Seis implantes curtos de 7 mm de comprimento, sendo 2 exemplares de cada com mesmo diâmetro (3,8, 4,4, 5,0 mm), e 1 exemplar de implante 4,4 x 12 mm, foram dispostos formando um hexágono onde o implante longo ficou no centro. Os exemplares de mesmo diâmetro foram ferulizados em conjunto (implantes curto-curto, SS), e um exemplar de implante curto foi ferulizado com o implante longo (implantes curto-longo, SL). Foi aplicada uma carga oblíqua de 50N para cada conjunto ferulizado. Eles observaram que a tensão foi diminuindo consideravelmente com o aumento do diâmetro do implante em ambas as restaurações SS e SL e as tensões entre implantes ferulizados do mesmo diâmetro e os ferulizados com o implante longo foram idênticas, sugerindo que a imobilização de dois implantes curtos tem a mesma eficácia biomecânica que quando é ferulizado um implante curto com um implante longo.

Bourauel *et al.* (2012) analisaram, através do método de elementos finito, 8 implantes curtos comercialmente disponíveis. Investigaram o comportamento do material e a transferência de carga para o osso alveolar, quando em estado de osseointegração, inseridos no segmento ósseo posterior da maxila e da mandíbula e sob carga oclusal de 300 N. Constataram que o diâmetro do implante e a geometria tiveram um efeito pronunciado sobre as tensões na placa cortical ao redor do implante curto, bem como deformação no osso esponjoso.

Vidya Bhat *et al.* (2014) em estudo de análise de elemento finito verificaram a distribuição das tensões e seus valores em torno de implantes de diferentes comprimentos

instalados na região posterior da mandíbula. As tensões no implante foram calculadas usando como base os critérios de Von Mises. Foi feita uma análise por elemento finito para investigar a tensão no osso e comparar os resultados em implante de 6 mm de comprimento com implantes de 8, 10 e 13mm. Neste estudo foram instalados 4 implantes na região de molar da mandíbula, (um implante de 6 mm de comprimento, um de 8 mm de comprimento, um implante de 10 mm de comprimentos e um de 13 mm de comprimento), todos eles com 4,3 mm de diâmetro, e seus pilares, todos com 5mm de altura. Não foram instaladas coroas protéticas. Os implantes e pilares eram de liga de titânio. O osso mandibular na região posterior foi classificado como tipo 2. Foram aplicadas cargas para simular uma situação clínica real. O componente de força lateral ao longo do eixo vestibulo-lingual foi de 100 N e o componente vertical intrusivo foi de 250 N. Observou-se que a medida que o comprimento do implante diminuiu de 13 mm a 6 mm, a tensão aumentou, tanto na cortical óssea e como no osso esponjoso, com carga vertical de 250 N e carga horizontal de 100 N. A tensão máxima e mínima na cortical óssea foi 33,77 MPa (implante de 6mm) e 24,83 (implante de 13 mm) respectivamente, empregando carga vertical. A tensão máxima e mínima no osso esponjoso foi de 3,04 MPa (implante de 6mm) e 2,15 MPa (implante de 13mm) respectivamente, também para cargas verticais. A tensão máxima e mínima na cortical óssea foi de 41,93 MPa (implante de 6mm) e 37,00 MPa (implante de 13mm), respectivamente, para cargas horizontais. A tensão máxima e mínima no osso esponjoso foi de 2,80 MPa (implante de 6mm) e 1,83 MPa (implante de 10 mm), respectivamente, empregando cargas horizontais. A tensão de Von Mises sobre um implante 6 milímetros sob carga estática vertical de 250 N pareceu ser quase na mesma gama que implantes de 8 e 10 mm, sendo maior quando comparado a implante de 13mm. A partir disso concluiu-se que sob forças verticais os implantes curtos recebem mais tensão, assim transferem menos tensões para o osso circundante. Tensão de Von Mises sobre um implante 6 milímetros sob uma carga estática horizontal parecia ser menor quando comparado a implantes de 8, 10 e 13mm. A partir disso, pode-se inferir que sob carga horizontal, os implantes curtos recebem menor tensão, transferindo assim mais tensão no osso peri-implantar.

Kim *et al.* (2014), utilizando o método de elemento finito tridimensional, estimaram a altura mínima necessária de osso residual e comprimento ideal do implante, simulando a região posterior da maxila com osso tipo 4, pobre em qualidade, onde o primeiro e segundo molares estavam faltando e foram substituídos por dois implantes curtos e largos, e suas coroas esplintadas com ouro fundido. Foram confeccionados cinco modelos com altura óssea residual de 4, 5, 6, 7 e 13 mm. No modelo da altura óssea residual de 13 mm foram instalados dois implantes idênticos (4,5x 11 mm; Osseo Speed, Astra Tech) e *abutment* (6 x 2,5 mm; Direct Abutment, Astra Tech). Nos demais modelos foram instalados, em cada um,

dois complexos idênticos de implante (6 x 5,7 mm; Bicon) e *abutment* (6 x 5 mm Non-Shouldered Abutment). Para todos foram confeccionadas coroas de porte médio de primeiro e segundo molares esquerdos. Foram aplicadas cargas oblíquas de 187 N (total 374 N) na fossa central com incidência para vestibular, ângulo de 30 graus com inclinação vertical. Foram utilizados para análise, a tensão máxima de von Mises, a tensão máxima principal (tensão de tração) e tensão mínima principal (tensão de compressão). Como resultado obtido para o modelo de 13 mm, a tensão de von Mises se concentrou na cortical da crista óssea da parede vestibular, com a máxima de von Mises de 220,7 MPa. Enquanto a tensão principal mínima convergiu para o lado vestibular, a máxima (tensão de tração) incidiu sobre o osso lingual. Para os demais modelos (7 mm, 6 mm, 5 mm e 4 mm), as tensões de von Mises também se concentraram na cortical óssea vestibular, embora as tensões máximas de von Mises tenha apresentado valores menores que o modelo de 13 mm. Nos modelos de 5 mm e 4 mm as tensões se convergiram muito mais para a cortical do seio maxilar do que para a cortical da crista óssea. O modelo de 7 mm apresentou o valor máximo de tensão de von Mises ligeiramente mais elevados que os modelos subsequentes. Dessa maneira chegaram a conclusão de que as tensões aplicadas sobre o osso alveolar podem ser distribuídas de forma eficaz, aumentando o diâmetro do implante no seio maxilar, sem enxerto ósseo, mesmo em áreas de massa óssea pobre e de baixa qualidade.

Van Staden *et al.* (2014), com o intuito de auxiliar na escolha adequada do implante na região posterior da maxila e melhorar a compreensão referente às tensões circundantes aos implantes curtos nesta região, através do método de elemento finito, analisaram quatro tipos de implante curtos, Bicon, Neodent, Nobel Biocare e Straumann. Observaram que, quando a Força Mastigatória (FM) foi aumentada, as tensões também aumentaram proporcionalmente no osso esponjoso. Este fenômeno se repetiu para as variações de tensão na cortical óssea. Aumentar a FM também causou aumento das oscilações de tensão ao longo do implante. Locais de pico de tensão no osso esponjoso são evidentes ao longo das roscas dos implantes, para todos os sistemas de implante. Em sua análise quanto aos passos de rosca e ao *design* das cristas das roscas dos quatro tipos de sistema, observou que, no osso esponjoso, o arredondamento das cristas das roscas do Nobel Biocare produziu uma tensão mais suave. O sistema Neodent apresentou menor tensão de von Mises quando submetido a cargas mastigatórias normais e traumáticas (de 200 a 1000 N). Nos sistemas Bicon e Straumann locais de pico de tensão apresentaram maiores variações devido as cristas das roscas serem mais estreitas. Para todos os sistemas analisados, as tensões eram mais concentradas na região da crista óssea ao redor do pescoço do implante. O presente estudo mostrou que aumentando a área de contato implante-osso, há uma redução das tensões na cortical óssea. A combinação da proporção

altura da coroa/comprimento do implante (C/IR) e da natureza da inclinação da força mastigatória resulta no aumento da tensão na região da crista óssea.

Seker *et al.* (2014) através de análise de elemento finito tridimensional, modelaram três cenários de tratamento em maxila posterior atrofiada, com altura total do osso natural simulado de 5 mm, onde instalou implantes curtos (6 X 5 mm) modelo 1, longos (5 x 11 mm) modelo 2, e angulados modelo 3, com e sem enxerto ósseo no seio maxilar. Pôde observar que, sob cargas oclusais, a tensão no osso natural é mais elevada que no osso enxertado. A tensão principal mínima (MPa) obteve maior valor dentro da cortical da crista óssea e menor tensão dentro do enxerto ósseo. A tensão no tecido ósseo cortical (tanto na crista como no seio) é maior que no osso circundante, sendo significativamente mais elevada quando envolve somente a cortical da crista óssea. Estes resultados foram obtidos em todos os modelos simulados. Apesar de implantes longos serem usados nos modelos 2 e 3, o modelo 1 apresentou menor tensão de compressão na cortical da crista óssea. Os resultados indicaram que as tensões mais elevadas ocorrem no osso mais duro em torno do implante. Para as tensões de von Mises, os valores maiores se concentraram no pescoço dos implantes para todos os modelos. O implante com 45 graus de inclinação apresentou o valor mais alto de tensão. Através destes resultados pode-se concluir que, em casos de altura óssea limitada na região posterior da maxila, a utilização de implantes curtos e largos com fixação bicortical pode ser a melhor opção para reduzir a tensão no osso circundante ao implante. Caso contrário, quando implantes longos forem utilizados, é mais apropriado fazer um enxerto ósseo que inclinar o implante.

Kang *et al.* (2014) simulou a instalação de implantes de 8 mm, com 6 diâmetros diferentes, em densidades ósseas de tipos I a IV, para determinar a influência do diâmetro do implante e a densidade óssea do osso circundante na distribuição das tensões na interface implante-osso em implantes curtos. Observou que a tensão de von Mises se concentrou mais na cortical óssea sob carga vertical em qualquer tipo de densidade óssea. Para o implante, um maior valor de tensão próximo ao pescoço do implante foi registrado, diminuindo gradualmente para a parte apical. A tensão máxima na interface implante-osso aumentou com a redução da densidade óssea. As tensões em cargas de inclinação de 45 graus foram maiores do que com cargas verticais. A tensão máxima de von Mises diminuiu com o aumento do diâmetro do implante em todos os tipos de densidade óssea, independente da direção da carga. Valores máximos de tensão foram observados no osso de densidade tipo IV, com diâmetro do implante de 3,3 mm, sob carga oblíqua. Este estudo concluiu que a tensão máxima de von Mises diminuiu na interface com a melhoria da densidade óssea. Do mesmo modo, a tensão máxima diminuiu com o aumento do diâmetro do implante para qualquer direção de carga. Isto demonstra que, ao utilizar implantes curtos

em situações clínicas, implantes de maior diâmetro devem ser preferidos. Contudo, não foram observadas vantagens significativas para o uso de implantes com diâmetro superior a 5,5 mm.

Almeida *et al.* (2015) em estudo de elemento finito, comparou o comportamento biomecânico de implantes longos inclinados e implantes curtos verticais apoiando prótese fixa em maxila atrófica. Três modelos geométricos foram construídos, sendo o modelo M4S - quatro implantes longos instalados verticalmente na maxila anterior (figura 9 A e D), o modelo M4T - dois implantes verticais mesiais e dois implantes distais inclinados para a mesial em 45° (figura 9 B e E) e o modelo M6S - quatro implantes longos instalados verticalmente na maxila anterior e dois implantes curtos verticais na maxila posterior (figura 9 C e F). Os modelos M4S e M4T apresentam 14 mm de comprimento de cantilever do lado direito e 18 mm do lado esquerdo, enquanto o modelo M6S apresenta 2 mm de cantilever de ambos os lados. A hipótese deste estudo em que o modelo M4T resultaria em maior tensão no osso maxilar que o modelo M4S foi aceita, já a hipótese de que M6S resultaria em menor tensão no osso que o modelo M4S foi rejeitada, isso se deve a causa de diferentes profundidades de inserção dos 6 implantes. Por outro lado a tensão nos implantes do modelo M6S foi menor que nos implantes dos modelos M4S e M4T, sendo considerada vantajosa a presença de implantes curtos para diminuir o cantilever no critério de tensão de von Mises.

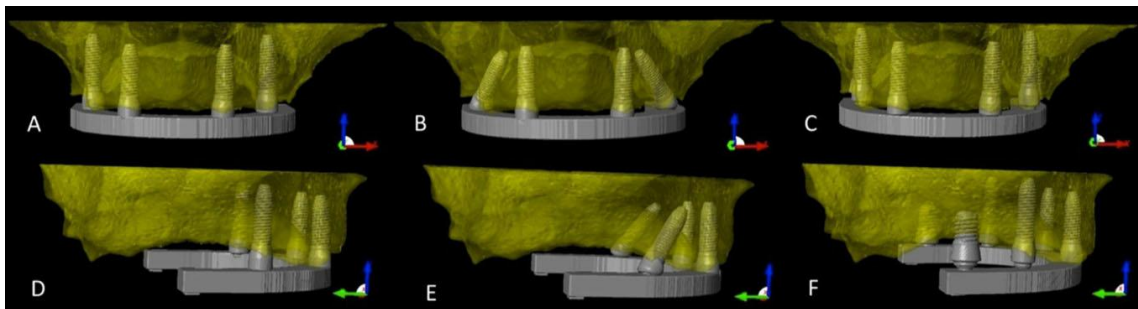


FIGURA 9: vistas frontal (A-C) e lateral direita (D-F) dos modelos M4S (A e D), M4T (B e E) e M6S (C e F)

Fonte: ALMEIDA *et al.* (2015)

Pellizzer *et al.* (2015) analisaram o comportamento biomecânico de implantes curtos (7 mm) em comparação com implantes de diferentes comprimentos (10 mm e 13 mm), com coroas unitárias ou ferulizadas e carregamento axial e oblíquo pelo método de fotoelasticidade. Foram feitos 4 tipos de modelos: A (implante 3,75 x 7 mm), B (3 implantes 3,75

x 7 mm), C (1 implante 3,75 x 10 mm e 2 implantes 3,75 x 7 mm), D (1 implante 3,75 x 13 mm e 2 implantes 3,75 x 7 mm). Cargas de 100 N nas direções axial e oblíqua foram aplicadas, num total de 380 aplicações. Foi realizada uma análise da intensidade das tensões (franjas ordem: 0, 1, 2, 3 ou 4) em diferentes regiões de cada modelo. Analisando o modelo A, houve uma maior concentração de franjas de alta intensidade na região coronal do implante, quando comparado com o terço médio, mas comparando o terço coronal com o terço apical, não houve diferença estatisticamente significativa, além disso, o carregamento oblíquo mostrou a maior intensidade de franjas na região coronária (FIG. 10 A). Analisando os modelos com três implantes (B, C e D), o efeito de imobilização foi significativamente eficaz na redução de tensões, especialmente para os modelos B e C, quando comparado com implantes unitários simples (FIG. 10 B-C), no entanto o modelo D não mostrou diferença significativa nas diferentes uniões (FIG.10 D). Estes resultados demonstram que não foram encontradas vantagens biomecânicas significativas em diferentes situações de união de implantes com comprimentos maiores. Ao analisar o efeito da carga de modelos B, C, e D, na condição de ferulização, foi realizada uma análise de variância dois critérios. A carga oblíqua mostrou uma distribuição mais eficaz das tensões para os implantes adjacentes, enquanto a carga axial mostrou uma tendência de centralização das tensões ao longo do eixo do implante na aplicação da carga (FIG. 11). Portanto, a carga axial mostrou uma diferença estatisticamente significativa quando em comparação com a carga oblíqua, principalmente para os modelos C e D. Na análise do efeito de aumentar o comprimento de modelos B, C e D, sob carregamento axial e oblíqua, o Modelo D apresentou o menor coeficiente de estresse quando comparado com modelos de B e C. Por esta pesquisa pôde-se concluir que a carga oblíqua foi significativamente mais prejudicial. O aumento no comprimento foi favorável para a distribuição de tensões. A imobilização foi benéfica principalmente para a transmissão das tensões. A imobilização das coroas, bem como o aumento do comprimento do primeiro implante e de carga axial foi mais benéfica na distribuição de tensões. Implantes curtos ferulizados se comportaram melhor do que os implantes unitários. O aumento do comprimento do primeiro implante melhorou significativamente a distribuição de tensão em todas as situações analisadas.

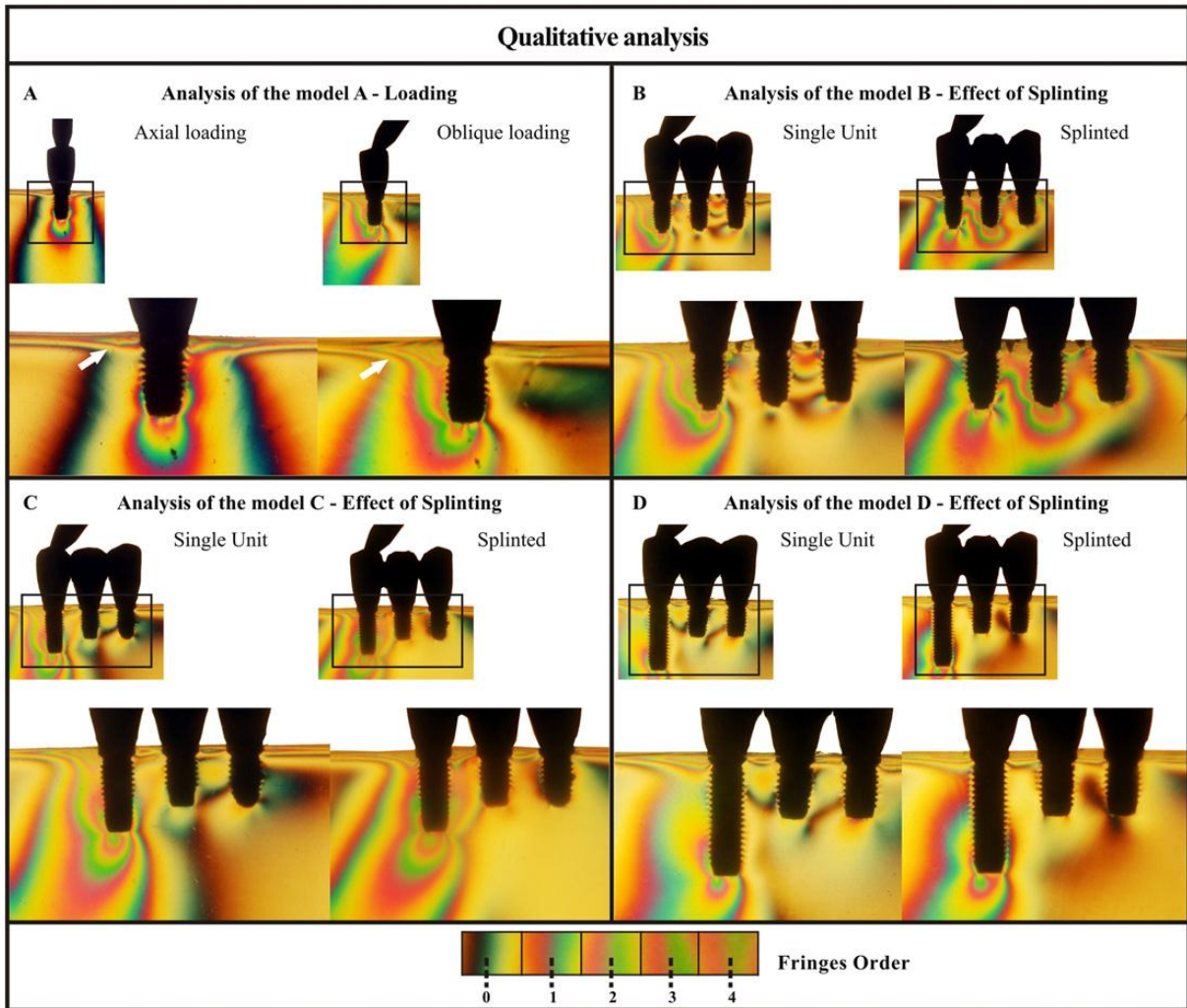


FIGURA 10 (A) As franjas de intensidades elevadas e muito elevadas (prejudiciais para o tecido ósseo) foram observados na carga oblíqua, na região coronal (setas). Os modelos com implantes ferulizados (especialmente os modelos B (B) e C (C)), apresentaram menor quantidade de tensão em comparação aos modelos com implantes unitários; no entanto para o modelo D (D), não foi observada diferença significativa nas diferentes uniões.

Fonte: PELLIZZER *et al.*, (2015).

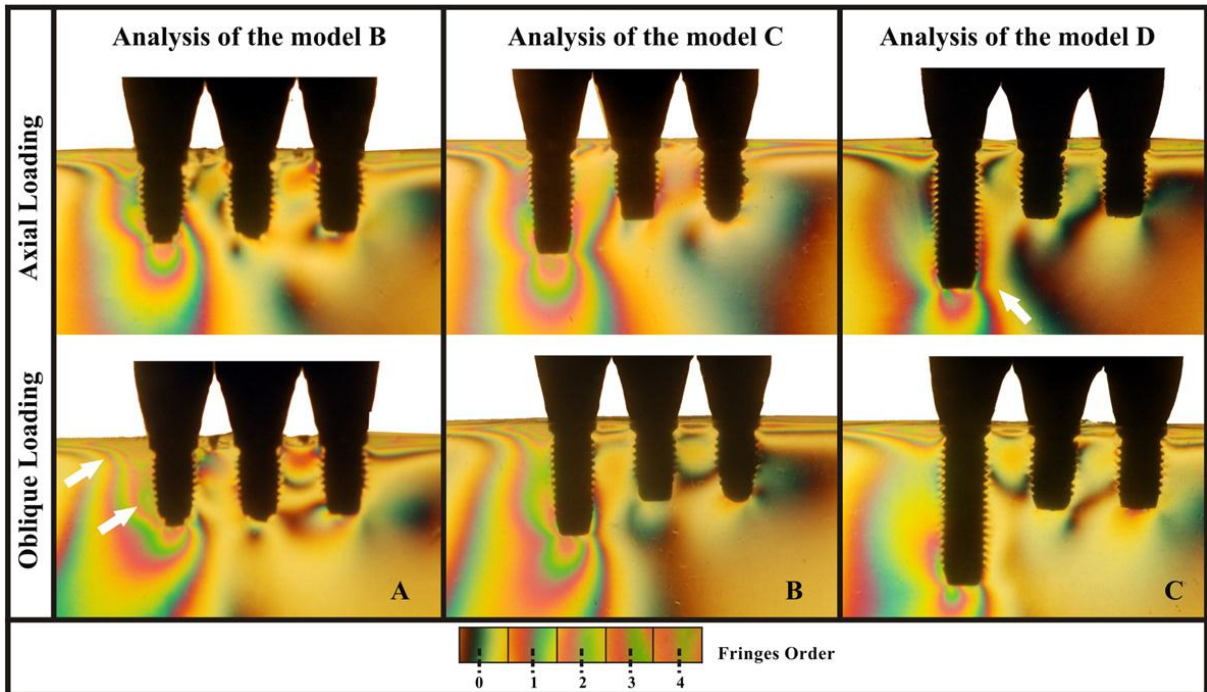


FIGURA 11 (A) A carga oblíqua foi o mais prejudicial para a distribuição de tensão no modelo B (setas). (B) Modelo C não mostrou diferença estatística entre as cargas. (C) Modelo D mostrou que a carga axial concentra uma maior quantidade de franjas nos terços coronal e apical.

Fonte: PELLIZZER *et al.*, (2015).

5 DISCUSSÃO

Não existe consenso sobre a definição de implantes curtos, podendo ser considerados os implantes ≤ 7 mm (HAGI *et al.*, 2004), ≤ 8 mm (RENOUARD; NISAND, 2006) ou ≤ 10 mm de comprimento (das NEVES *et al.*, 2006). Em uma recente revisão sistemática (TELLEMAN *et al.*, 2011) e em uma recente meta-análise (POMMER *et al.*, 2011), definiram como implantes curtos todos os implantes <10 mm.

A indicação de implantes curtos se tornou uma alternativa viável em áreas de pouco remanescente ósseo, podendo ser previsivelmente utilizados para apoiar as restaurações fixas em edentulismo parcial posterior (MISCH *et al.*, 2006; TASCHIERI *et al.*, 2015). Anitua e Orive (2010) sugeriram que o tratamento com implantes curtos pode ser considerado seguro e previsível se for utilizado ao abrigo de protocolos clínicos rigorosos. Também Pieri *et al.* (2012) observaram que uso de implantes de 6 mm de comprimento foi um método de tratamento previsível para pacientes com mandíbulas atróficas posterior e aumentada proporção coroa-implante. Implantes curtos podem ser usados a longo prazo por serem uma solução viável em locais com reduzida altura óssea (TAWIL *et al.*, 2006). Sánchez-garcés *et al.* (2012) obtiveram em sua pesquisa uma taxa de sobrevivência para os implantes 10 mm foi 92,82% versus 92,5% para os implantes menores que 10 mm. Lai *et al.* (2013) puderam concluir também que uma única coroa suportada por um implante curto é uma modalidade de tratamento previsível.

A transferência da carga do implante ao osso circundante depende do tipo de carga, a natureza da interface implante-osso, o comprimento e o diâmetro do implante, a angulação do implante no osso, a forma e características da superfície do implante, o tipo de prótese e a qualidade e quantidade do osso circundante (SÁNCHEZ-GARCÉS *et al.*, 2012). Baggi *et al.* (2008) acrescentam que a geometria da crista óssea e o local de colocação do implante também afetam os mecanismos de transmissão de carga. Sob carregamento vestibulo-lingual, os valores de tensão e deformação aumentam consideravelmente em comparação com carga vertical (RAMOS VERRI *et al.*, 2015). Vidya Bhat *et al.* (2014) indicam que, sob forças verticais os implantes curtos transferem menos tensões para o osso circundante e sob carga horizontal, os implantes curtos recebem menor tensão, transferindo assim mais tensão no osso peri-implantar. A tensão máxima na interface implante-osso aumenta com a redução da densidade óssea (KANG *et al.*, 2014). Lai *et al.* (2013) afirmam que implantes curtos colocados em osso tipo IV obtiveram um fracasso maior do que no tipo I-III, dessa forma sugere que implantes curtos em osso tipo IV deve ser aplicado com cautela. Baggi *et al.* (2008) observaram valores mais altos de tensão de von Mises e tensão de compressão nos implantes instalados na maxila em comparação com os implantes instalados na

mandíbula devido à menor densidade óssea da maxila, deduzindo que o risco de insucesso são maiores para implantes na maxila do que implantes instalados na mandíbula. Do ponto de vista biomecânico, mais importante que a seleção do implante (diâmetro ou *design*), é avaliar a espessura do osso cortical no local a ser instalado o implante, visto que a diferença de diâmetro do implante não poderia compensar a ausência de osso duro na região do pescoço do implante (OKUMURA *et al.*, 2010). No entanto, Kim *et al.* (2014), chegaram a conclusão de que mesmo em áreas de massa óssea pobre e de baixa qualidade as tensões aplicadas sobre o osso alveolar podem ser distribuídas de forma eficaz, desde que aumente o diâmetro do implante. Confirmando esta hipótese, Kang *et al.* (2014) observaram que a tensão máxima no implante diminuiu com o aumento do diâmetro do implante em todos os tipos de densidade óssea, para qualquer direção da carga, contudo, não foram observadas vantagens significativas para o uso de implantes com diâmetro superior a 5,5 mm. Segundo Ding *et al.* (2009), o aumento do diâmetro e comprimento do implante diminui a tensão e deformação na crista alveolar, mas o diâmetro tem um efeito muito mais significativo do que o comprimento para aliviar a tensão de crista e concentração de tensão. Tawil *et al.* (2006) indicaram que o diâmetro do implante é mais importante para a melhoria da distribuição das tensões que o comprimento do implante. Os resultados da pesquisa de Anitua *et al.* (2010 a) também demonstraram que o diâmetro do implante na distribuição de tensões no osso foi mais significativa do que o comprimento do implante ou a sua geometria. Yang *et al.* (2011) indica que a tensão diminui consideravelmente com o aumento do diâmetro em implantes curtos ferulizados. Baggi *et al.* (2008) disseram que a sobrecarga nas áreas pericorticais foi afetada principalmente pelo diâmetro do implante, independente do comprimento do implante, no entanto, um aumento no comprimento do implante reduziu os níveis de tensão na região peri-implantar do osso esponjoso. Guan *et al.* (2010) também afirma que o comprimento do implante é mais influente do que o diâmetro por fornecer um maior contato entre o osso esponjoso e o implante, reduzindo a tensão tanto no osso esponjoso quanto no osso cortical. Complementando esta análise Bahat (1993) observou que o aumento do comprimento do implante propicia um maior contato implante-osso, no entanto, o tipo de osso e o envolvimento da cortical óssea exercem maior estabilidade ao implante que o comprimento, principalmente para ancoragem bicortical. Em caso de atrofia da maxila, quando a fixação do implante envolve a cortical da crista óssea e a cortical do assoalho do seio maxilar, esta ancoragem bicortical proporciona estabilidade e fixação ideal, minimizando as taxas de falha durante a cicatrização e conduz para uma melhor osseointegração (SCHULLER-GOTZBURG, 2012). A utilização de implantes curtos e longos com fixação bicortical pode ser a melhor opção para reduzir a tensão no osso circundante ao implante (SEKER *et al.* 2014).

Implantes curtos geralmente apresentam as coroas protéticas com maior comprimento (BLANES *et al.*, 2007). Tawil *et al.* (2006) avaliaram diversos parâmetros protéticos e concluíram que nenhum dos fatores medidos afetaram na perda óssea peri-implantar. Schulte *et al.* (2007) em suas pesquisas não encontraram associação da perda de implantes com a C / IR. Birdi *et al.* (2010) também não observaram relação entre aumento da proporção coroa-implante e diminuição dos níveis de contato primário osso-implante ao redor do implante, concluindo que a proporção coroa-implante não afeta o sucesso de implantes curtos. Urdaneta *et al.* (2010) suportaram a hipótese de que a C / IR não tem efeito adverso sobre os níveis da crista óssea em implantes unitários locking-taper, ao contrário disso, observaram um aumento nos níveis de crista óssea ao longo do tempo. Porém salientaram que o aumento do estresse causado pela maior C / IR leva a um maior número de complicações protéticas. Bulaqi *et al.* (2015) confirma esta última afirmação observando que sob cargas não axiais, o aumento da C /IR contribui para afrouxamento e fratura do parafuso por fadiga ao distorcer a distribuição de tensões para as secções transversais do implante. Sotto-Maior *et al.* (2015) relata que a C / IR influencia a distribuição das tensões apenas no carregamento oblíquo. Contrários a estas afirmações Van Staden *et al.* (2014) indicaram que a combinação do proporção altura da coroa/comprimento do implante (C/IR) e da natureza da inclinação da força mastigatória resulta no aumento da tensão na região da crista óssea . Ramos Verri *et al.* (2015) disseram que o aumento da altura da coroa protética aumenta consideravelmente o nível de microtensões do tecido ósseo sob cargas axial e oblíqua, bem como o aumento significativo da concentração de tensão sobre o parafuso protético e tecido ósseo. Um aumento da C / IR ocasiona um braço de alavanca representado pela coroa protética maior que o braço de resistência representado pelo implante (URDANETA *et al.*, 2010). Associado a carregamento não axial, este fator gera um momento fletor com fulcro na crista óssea (BLANES *et al.*, 2007). Segundo Baggi *et al.* (2008), a geometria da crista óssea caracterizada por baixo nível de perda óssea, resultaram numa redução de sobrecarga no pescoço do implante, já que foram observadas áreas localizadas de concentração de tensões na cortical óssea em torno do colo de implantes curtos. Guan *et al.* (2010) indicaram que as tensões mais elevadas se localizaram no colo do implante para todas as combinações de parâmetros. Ainda Anitua *et al.* (2010 a) observaram que a tensão máxima se localizou em torno do pescoço do implante e a maior parte do esforço foi distribuído no osso adjacente aos seis primeiros filamentos do implante. Sob carga vertical foi registrado um maior valor de tensão próximo ao pescoço dos implantes curtos, diminuindo gradualmente para a parte apical (KANG *et al.* 2014). Pellizzer *et al.* (2015), demonstraram que a união de implantes curtos reduzia as tensões especialmente, quando comparado com implantes unitários simples. No entanto, quando os implantes de menor diâmetro foram

unidos a um implante de maior comprimento não houve vantagem biomecânica. Sugerindo ser uma boa opção quando da utilização de implantes curtos.

6 CONCLUSÃO

- Os implantes curtos podem ser uma alternativa bem sucedida para áreas atrofiadas da maxila e da mandíbula, evitando cirurgias complexas para aumento de osso;
- A proporção coroa-implante não afeta o sucesso de implantes curtos;
- Risco de insucesso são maiores para implantes instalados na maxila;
- As tensões mais elevadas se localizaram no colo do implante para todas as combinações de parâmetros;
- Evitar carregamentos laterais impróprios provocados por uma relação oclusal inadequada;
- União dos implantes curtos é uma opção vantajosa.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Almeida, E; Rocha, E; Freitas Júnior, A; Anchieta, R; Ronald Poveda, R; Gupta, N; Coelho, P. Tilted and Short Implants Supporting Fixed Prosthesis in an Atrophic Maxilla: A 3D-FEA Biomechanical Evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Volume 17, Supplement 1, 2015.
2. Anitua, E; Orive, G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *J Periodontol*, 81(6):819-26, jun. 2010.
3. Anitua, Eduardo ; Tapia, Raul ; Luzuriaga, Felipe ; Orive, Gorka. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, Vol.30(1), pp.89-95, 2010.
4. Baggi, L; Cappelloni, I; Di Girolamo, M; Maceri, F; Vairo, G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthetic Dent*, 100(6):422–431, 2008.
5. Bahat, O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: Report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Vol. 8:151–161, 1993.
6. Birdi, H; Schulte, J; Kovacs, A; Weed, M; Chuang, SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J Oral Implantol*, Vol. 36(6):425-33, 2010.
7. Blanes, RJ; Bernard, JP; Blanes, ZM; Belser, UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Dec;18(6):707-14. Epub 2007 Aug 13.
8. Bourauel, C ; Aitlahrach, M ; Heinemann, F ; Hasan, I. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*, Vol.57(1), pp.21-32, 2012.
9. Brunski, JB. Biomechanics of dental implants. In: Block MS, Kent JN, Guerra LR, editors. *Implants in dentistry: essentials of endosseous implants for maxillofacial reconstruction*. Philadelphia: W.B. Saunders; 1997. p. 63-71.
10. Bulaqi, HA; Mashhadi, MM; Safari, H; Samandari, MM; Geramipannah, F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their

surrounding bone: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 113, Issue 6, Pages 548–557, June 2015.

11. das Neves, FD; Fones, D; Bernardes, SR; do Prado, CJ; Neto, AJ. Short Implants--An Analysis of Longitudinal Studies. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, Vol. 21 Issue 1, p86-93, Jan./Feb. 2006.

12. de Moraes, SL; Verri, FR; Santiago Jr., JF; Almeida, DA; de Mello, CC; Pellizzer, EP. A 3-D Finite Element Study of the Influence of Crown-Implant ration on stress distribution. *Brazilian Dental Journal*, 24(6): 635-641, 2013.

13. Ding, Xi; Liao, Sheng-hui; Zhu, Xing-hao; Zhang, Xiu-hua; Zhang, Lin. Effect of Diameter and Length on Stress Distribution of the Alveolar Crest around Immediate Loading Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, Vol.11(4), pp.279-287, 2009.

14. Esposito, M; Pellegrino, G; Pistilli, R; Felice, P. Rehabilitation of posterior atrophic edentulous jaws: prostheses supported by 5 mm short implants or by longer implants in augmented bone? One-year results from a pilot randomized clinical trial. *Eur J Oral Implantol*, Vol. 4, 21–30, 2011.

15. Geng, JP; Tan, KB; Liu, GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, Vol. 85 (6):585-98, jun. 2001.

16. Guan, H; van Staden, R; Loo, YC; Johnson, NW; Ivanovski, S; Meredith, N. Evaluation of multiple implant-bone parameters on stress characteristics in mandible under traumatic loading condition. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Vol. 25, 461–472, 2010.

17. Hagi, D; Deporter , DA; Pilliar, RM; Arenovich, T. A targeted review of study outcomes with short (≤ 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *Journal of Periodontology*, Vol. 75 (6), 798-804, Jun. 2004.

18. Kang, N; Wu, YY ; Gong, P; Yue, L; Ou, GM. A study of force distribution of loading stresses on implant–bone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, Vol.118(5), pp.519-523, 2014,

19. Kim, S; Kim, S; Choi, H; Woo, D; Park, YB; Shim, JS; Kim, HS; Lee, KW. A three-dimensional finite element analysis of short dental implants in the posterior maxilla. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, Vol.29(2), pp.e155-64, 2014.

20. Kozlovsky, A; Tal, H; Laufer ,BZ; Leshem, R; Rohrer, MD; Weinreb, M. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and noninflamedperi-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res*, 18:601-610, 2007.
21. Lai, H-C; Si, M-S; Zhuang, L-F; Shen, H; Liu, Y-L; Wismeijern, D. Long-term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: A clinical retrospective study of 5 to 10 years. *Clinical oral implants research*, Vol. 24, Issue 2, 230–237, 2013.
22. Misch, CE; Steingga, J; Barboza, E; Misch-Dietsh, F; Cianciola, LJ; Kazor, C. “Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study,” *Journal of Periodontology*, 2006; vol. 77, no. 8, p. 1340–1347.
23. Moraes SL, Pellizzer EP, Verri FR, Santiago JF Jr, Silva JV. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2015; 18: 689-96.
24. Morand, M; Irinakis, T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: Providing a rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*, 2007; 33:257–266.
25. Nisand, D; Renouard, F. Short implant in limited bone Volume, *Periodontology 2000*, Vol. 66, 2014, 72–96 Printed in Singapore.
26. Okumura, N; Stegaroiu, R; Kitamura, E; Kurokawa, K; Nomura, S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 2010, Vol.54(3), pp.133-142.
27. Pieri, F; Aldini, NN; Fini, M; Marchetti, C; Corinaldesi, G. Preliminary 2-year report on treatment outcomes for 6-mm-long implants in posterior atrophic mandibles. *Int J Prosthodont*, 2012 May-Jun; 25 (3):279-89.
28. Pierrisnard, L; Renouard, F; Renault, P; Barquins, M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution.
29. Pommer, B; Frantal, S; Willer, J; Posch, M; Watzek, G; Tepper, G. Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies. *J ClinPeriodontol*, 2011; 38: 856–863.
30. Ramos Verri, F; Santiago Junior, JF; de Faria Almeida, DA; de Oliveira, GB; de Souza Batista, VE; Marques Honório, H; Yoshito Noritomi, P; Piza Pellizzer, E. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant:

3-D finite element analysis with statistical test. *Journal of Biomechanics*, 2 January 2015, Vol.48(1), pp.138-145.

31. Renouard, Franck ; Nisand, David. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical Oral Implants Research*, 2006, Vol.17(S2), pp.35-51.

32. Sánchez –garcés, MA; Costa-berenguer, X; Gay-escoda, C. Short Implants: A Descriptive Study of 273 Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2012, Vol. 14(4), pp.508-516.

33. Schuller-Gotzburg, P; Entacher, K; Petutschnigg, A; Pomwenger, W; Watzinger, F. Sinus elevation with a cortical bone graft block: A patient-specific three-dimensional finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012; 27:359–368.

34. Schulte, J; Flores, AM; Weed, M. Crown-to-implant ratios of single- tooth implant-supported restorations. *J ProsthetDent*, 2007; 98:1–5.

35. Seker, E; Ulusoy, M; Ozan, Oğ; Doğan, DO; Seker, BK. Biomechanical effects of different fixed partial denture designs planned on bicortically anchored short, graft-supported long, or 45-degree-inclined long implants in the posterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2014, Vol.29(1), pp.e1-9.

36. Sotto-Maior, BS; Senna, PM; da Silva-Neto, JP; de Arruda Nóbilo, MA; Del Bel Cury, AA. Influence of crown-to-implant ratio on stress around single short-wide implants: a photoelastic stress analysis. *J Prosthodont*, 2015 Jan; 24 (1):52-6.

37. 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 18:357–368

38. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006; 21:275-82.

39. Telleman, G; Raghoobar, GM; Vissink, A; den Hartog, L; Huddleston Slater, JJ; Meijer, HJ. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol*, 2011; 38: 667–676.

40. Theoharidou, A; Petridis, HP; Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2008; 23:681-690.

41. Urdaneta, RA; Rodriguez, S; Mcneil, DC; Weed, M ; Chuang, SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2010, Vol. 25(4), pp.729-43.
42. van Staden, RC ; Li, X; Guan, H; Johnson, NW ; Reher, P; Loo, Y. A finite element study of short dental implants in the posterior maxilla. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 2014, Vol.29(2), pp.e147-54.
43. Vidya Bhat, S; Premkumar, P; Kamala kanth Shenoy, K. Stress Distribution Around Single Short Dental Implants: A Finite Element Study. *J Indian Prosthodont Soc*, dec. 2014, 14(Suppl. 1):S161–S167.
44. Watzek G. *Endosseous implants: scientific and clinical aspects*. Chicago: Quintessence, 1996. p. 291-317.
45. Yang, TC; Maeda, Y; Gonda, T. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. *The International journal of prosthodontics*, 2011; Vol.24(2), pp.130-2.