

Safãa Loudyi

Forças de mordida e suas implicações imediatas e tardias na vida dos implantes: revisão
narrativa

Universidade Fernando Pessoa
Faculdade de Ciências de Saúde

Porto, 2020

Safãa Loudyi

Forças de mordida e suas implicações imediatas e tardias na vida dos implantes: revisão
narrativa

Universidade Fernando Pessoa
Faculdade de Ciências de Saúde

Porto, 2020

Safãa Loudyi

Forças de mordida e suas implicações imediatas e tardias na vida dos implantes: revisão
narrativa

Dissertação apresentada à Universidade Fernando Pessoa

Como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

RESUMO :

Na reabilitação dentária com implantes, estes são sujeitos a diferentes forças de mordida (funcionais e parafuncionais). Tem havido muito interesse na comunidade científica em criar estratégias para otimizar a funcionalidade dos dispositivos de implantes para assegurar uma osteointegração duradoura. O objetivo deste estudo, uma revisão narrativa, será de investigar como as características dos implantes influenciam a transmissão de forças aos seus componentes e ao ambiente peri implantar e se estas têm um impacto no prognóstico protético.

Materiais e métodos: pesquisa bibliográfica efetuada em diferentes bases de dados eletrónicas (*B-ON, PUBMED, Researchgate, science direct*). Critérios para inclusão: artigos completos respondendo a palavras-chave em combinações, revisões e trabalhos listados em sites de referência (*Pubmed, science direct, Researchgate, B-on*) em língua inglesa, portuguesa e francesa, sem critérios de exclusão relativos à data de publicação.

Palavras-chave: “forças oclusais”, “sobrecarga dos implantes”, “stress”, “reabsorção óssea”, “regeneração óssea” tribocorrosão”, “ biofilme”.

ABSTRACT:

In dental rehabilitation, implants are subjected to different biting forces (functional and parafunctional). There has been much interest in the scientific community in strategies to optimize the functionality of implant devices to ensure lasting osseointegration. The aim of this study will be to investigate how the characteristics of implants influence the transmission of forces to their components and to the peri-implant environment and whether these have an impact on prosthetic prognosis.

Materials and methods: bibliographic research carried out in different electronic databases (B-ON, PUBMED, Researchgate, science direct). Criteria for inclusion: full articles responding to keywords in combinations, reviews and papers listed in reference sites (Pubmed, science direct, Researchgate, B-on) in English, Portuguese and French, with no exclusion criteria for publication date.

Keywords: “occlusal forces”, “implant overload”, “stress”, “bone resorption”, “bone regeneration”, “tribocorrosion”, “biofilm”.

REMERCIEMENTS:

Je dédie ce travail à mes parents, ceux dont le soutien et l'amour ont toujours été sans faille. Cette réussite est la nôtre.

Merci à mon orientateur, le Professeur-Docteur José Paulo Macedo pour sa rigueur, sa réactivité et son investissement.

Merci à mes frères, Anas et Sami, et ma soeur, Salma; vous êtes une source de motivation impuisable.

A ceux qui ont été mes camarades, et qui deviennent mes meilleurs associés: Rayane et Elias. Notre amitié nous a portés jusqu'aux portes du diplôme.

A mes copines, les 2K, (Kawtar et Kellya), Samya, et Kayna et Fatima.

Kawtar, nous finissons ce cursus à deux, plus fortes de notre fraternité.

A tous ceux qui ont fait de cette expérience universitaire ce qu'elle a été. Ceux qui ont rendu les ramadans moins durs, ceux qui ont fait parti de mon quotidien. Mes souvenirs, c'est vous!

A mon soutien, de toujours, Celui qui ne te laisse jamais.

INDICE

I. INTRODUÇÃO	1
1. Materiais e métodos	2
II. DESENVOLVIMENTO	3
1. Distribuição das forças de mordida	3
1.1. Distribuição dentro do pilar	3
1.2. Distribuição no osso e no implante	3
2. Influência das características do sistema implantar sobre a resposta às forças	5
2.1. Diâmetro.....	5
2.2. Geometria	7
2.3. Comprimento.....	7
2.4. Prótese	8
2.5. Superfície do implante	9
2.6. Tipo de conexão	10
2.7. Número de implante na reabilitação múltipla	11
2.8. Localização/Inclinação	11
2.9. Distância interimplantar	12
3. A sobrecarga: um factor de perda óssea peri-implantar?.....	12
III. DISCUSSÃO	13
IV. CONCLUSÃO.....	15
V. ANEXOS	16
VI. BIBLIOGRAFIA.....	23

INDICE DE ABREVIATURAS

FEA – Finite Element Analysis

N - Newton

I. INTRODUÇÃO

A reabilitação dentária é um desafio que a humanidade tem vindo a tentar enfrentar há séculos, como o demonstram algumas escavações arqueológicas realizadas por Spiekermann H. (1995). Apesar das controvérsias, vários cientistas têm estado interessados em desenvolver protocolos clínicos que permitam a substituição de peças dentárias em falta. Por exemplo, Albucasis, um médico árabe andaluz dos anos 1100, foi o primeiro a realizar transplante e enxerto dentário para fins de reabilitação. (Arnaudow et al., 1972). A reabilitação dentária com implantes osteointegrados em casos de edentulismo parcial ou total tornou-se generalizada nas últimas três décadas devido aos seus aspetos estéticos e funcionais. (Simsek et al., 2006; Branemark et al., 1969; Lekholm et al., 1994; Adell et al., 1981). O sucesso deste tipo de reabilitação depende muito da integração do parafuso nos tecidos duros e moles circundantes. Ao contrário dos dentes naturais, que são integrados no osso através do ligamento periodontal, os implantes são anquilosados no osso circundante. (Schulte, 1995; Albrektsson et al., 1986). O ligamento periodontal desempenha um papel na absorção do stress e na propriocepção. Assim, no caso de implantes, as forças mastigatórias submetidas ao dispositivo protético são diretamente transmitidas ao osso na interface osso/implante, o que implica que as cargas transmitidas ao osso no caso de um implante são maiores do que as transmitidas no caso de um dente natural (Junquera et al., 2017). O implante suporta tensões da ordem dos 10 a 35 Kg/cm² e em direções diferentes, assim, é crucial considerar o impacto destas forças na viabilidade do dispositivo. A fase de osteointegração, que é uma condição indispensável para o sucesso dos implantes, tem sido objeto de múltiplas publicações que abordam diretamente os fatores que a condicionam; as características do parafuso implantado têm sido objeto de experiências que têm visado otimizar o desenvolvimento funcional dos implantes. (Kayabasi O et al., 2006). A sua funcionalidade é altamente dependente da resistência às forças que lhes são aplicadas e da sua capacidade de as transmitir ao ambiente circundante; as diferentes fontes de forças aplicadas ao dispositivo (funcionais e parafuncionais) são avaliadas utilizando modelos teóricos ou experimentais. (Duyck et al., 2000).

A ferramenta tecnológica que permite a simulação computadorizada (Análise de Elementos Finitos) é amplamente utilizada neste campo, facilitando a variação de parâmetros e a renovação de experiências sem problemas éticos. (Trivedi et al., 2014).

Esta ferramenta informática permite o desenvolvimento de um modelo matemático para simular e reproduzir o comportamento de um sistema físico. (Geng et al., 2001)

O objetivo desta revisão bibliográfica será o de fazer um balanço do conhecimento atual sobre o impacto imediato e tardio destas forças no sistema de implantes de acordo com diferentes parâmetros, tanto relacionados com o próprio sistema como com as forças. Será necessário informar sobre os diferentes fatores que influenciam a magnitude das forças funcionais no osso peri-implantar e abordar a resposta do osso às tensões. Isto envolverá vários estudos de avaliação do stress gerado tanto no osso como no dispositivo de implante, através da variação de certos parâmetros. (Petrie et al 2005, Quaresma et al 2008).

1. Materiais e métodos

Materiais e métodos: pesquisa bibliográfica efetuada em diferentes bases de dados eletrónicos (*B-ON, PUBMED, Researchgate, science direct*). Critérios para inclusão: artigos completos respondendo a palavras-chave em combinações, revisões e trabalhos listados em sites de referência (*Pubmed, science direct, Researchgate, B-on*) em língua inglesa, portuguesa e francesa, sem critérios de exclusão relativos à data de publicação.

II. DESENVOLVIMENTO

1. Distribuição das forças de mordida

A distribuição das tensões geradas pela mastigação é um tema que tem sido objeto de várias publicações. O dispositivo implante-abutment-prótese enfrenta forças multidirecionais que transmite ao osso circundante de forma diferente, dependendo da direção desta. As experiências realizadas por modelagem 3D, chamadas FEA, são amplamente utilizadas no estudo da distribuição de tensões entre diferentes estruturas de implantes e peri-implantares. (Raquel S Lotti et al., 2006, Cehreli MC et al., 2004, Bozkaya D et al 2004). Por exemplo, num estudo de Djebbar et al (2010) é realizada uma simulação das concentrações de forças seguindo a direção das forças aplicadas a fim de determinar as áreas mais sujeitas a tensões e, portanto, aquelas que poderiam estar envolvidas no fracasso da reabilitação. Em experiências deste tipo, várias cargas ao longo de um eixo diferente são sucessivamente aplicadas ao dispositivo de implante virtual, a fim de estabelecer um modelo de distribuição de tensão no pilar, no implante, e depois no osso. O interesse deste processo é apoiado por vários estudos que afirmam que a direção das cargas a que um implante é submetido pode variar de 0° a 180° em relação ao eixo do implante, de acordo com três grandes direções que são verticais, oblíquas e horizontais (Canay S et al., 1986; Tada S et al., 2003; Van Staden et al., 2006; Meijer HJ 1993). Estas forças de mordida ao longo de diferentes eixos estão distribuídas de forma heterogénea.

1.1 Distribuição dentro do pilar

No estudo de Djebbar et al. (2010), uma primeira força mecânica axial foi aplicada ao implante e isto gerou uma concentração de tensão ao nível distal do pilar. Estas tensões são de baixa intensidade ao nível coronal do pilar mas é observada uma zona localizada na secção apical do pilar que está sujeita a tensões mais intensas; essa zona corresponde ao sítio de contacto direto com o implante. (Anexo Figura 1 e 2a).

Ao carregar uma força horizontal ao longo do eixo 1 são geradas tensões de alta intensidade. Estão concentradas na interface entre o pilar e o implante (Anexo Figura 2b). Quando a tensão horizontal é aplicada ao longo do eixo 3, a extremidade apical do pilar é sujeita a uma tensão de concentração intensiva na zona de fixação do pilar. (Anexo

Figura 2c). Este estudo apoia a teoria de que a zona de fixação do pilar é a zona mais frágil do complexo implante-abutment. Por conseguinte, é muito provável que seja enfraquecido por sobrecarga e eventualmente fraturado.

Binon (2000), num estudo realizado através da FEA, demonstra que a área que concentra mais stress durante a aplicação de uma força é a porção apical do pilar. De facto, isto resultaria de um princípio físico que consiste em dizer que quando um sistema composto por duas partes é sujeito a uma carga, a área que concentra a maior tensão é a junção entre os dois elementos constituintes. O estudo de Kitamura et al. (2004) utilizando o sistema informático de simulação (FEA) vem apoiar esta teoria.

1.2. Distribuição do stress no osso e no implante

Ainda no estudo de Djebbar et al. (2010), quando uma força axial é aplicada ao implante, a zona com maior intensidade de tensão é aquela que corresponde à parte terminal do implante. (Anexo Figura 3a)

A aplicação de tensão nas superfícies laterais do pilar ao longo dos eixos 1 e 3 resulta numa tensão de maior intensidade concentrada proximalmente ao implante correspondente às áreas laterais do osso. (Anexo Figura 3b e 3c). As forças que geram mais tensão são as aplicadas ao longo do eixo horizontal, resultando numa tensão elevada ao nível proximal do implante. Este estudo demonstra também heterogeneidade na distribuição do stress no implante.

Este modelo teórico é apoiado por um estudo experimental de Kheiralla *et al.* (2014) que mostra que as forças aplicadas aos implantes causavam menos tensão quando eram axiais. A intensidade das tensões oclusais é duplicada quando o ângulo de incidência varia de 0° a 30°. As tensões poderão aumentar até 15 vezes se as forças forem cada vez mais horizontais. (Anexo Figura 4)

Isto pode ser facilmente explicado pela expressão algébrica do momento de flexão: esta é expressa como a força multiplicada pela distância entre a linha de direcção da força aplicada e o suporte de contra-acção (aqui o eixo do implante).

Quanto maior for esta distância, maior será o momento de flexão no osso. (Branco, 1994). A correlação entre o eixo de aplicação da força e as tensões que são geradas parece ser demonstrada aqui.

Vários estudos avaliando a distribuição das forças no osso afirmam que quando uma força é aplicada, a tensão máxima observada está localizada no osso cortical (Bozkaya D *et al.* 2004, Cehreli MC *et al.* 2004, Chen L *et al.* 2012).

Estes resultados são apoiados pelo estudo realizado por Macedo, (2018) utilizando simulação da FEA. De facto, afirma-se que as tensões Von Mises mais intensas estão na secção mais coronal do osso trabecular, bem como entre a interface entre o osso trabecular e o osso cortical. O mesmo estudo afirma que cargas oblíquas gerariam mais tensões ósseas do que cargas axiais.

Num estudo de Benaissa (2015) destinado a esquematizar a dispersão das tensões de Von Mises no osso, emerge o seguinte : a parte do osso que está em contacto com a parte apical do implante, localizada na zona esponjosa, está sujeita a um baixo nível de tensão em comparação com a parte cortical que está em contacto com o colo do implante. A concentração mais importante das tensões é localizada no osso cortical, na zona perto do colo implantar. Estas tensões tendem a reduzir-se progressivamente à medida que se afastam desta área óssea. (Anexo figura 5)

A carga lateral dos implantes provoca um aumento do stress no osso, especialmente nas camadas corticais de 2 mm e 3mm, mais marcante na cortical fina. (Istabrak Hasan *et al.* 2014).

2. Influência das características do sistema implantar sobre a sua resposta ao stress

Como relatado em alguns estudos, a distribuição das forças aplicadas ao dispositivo de implante estaria diretamente relacionada com as suas características específicas, tais como o seu diâmetro, tipo de conexão interna, comprimento, material, e características relacionadas com a sua localização no seu ambiente, tais como a sua profundidade no osso ou o número de implantes de suporte numa reabilitação múltipla. (Bighetti Toniollo *et al.* 2012).

2.1. Diâmetro

O diâmetro do implante é definido em vários estudos como sendo um factor importante para uma boa osteointegração (Petrie C.S. *et al.* 2005, Chun H-J. *et al.* 2002, Himmlová L. *et al.* 2004, Santiago Junior JF. 2013, Bozkaya D. *et al.* 2004, Benic GI *et al.* 2013,

Vairo G. 2013, Ku J-K 2016). Num estudo utilizando o FEA, foi observada uma diminuição linear das tensões e tensões máximas no osso em redor dos implantes quando o diâmetro do implante aumentou de 3,7 para 5,5 mm. Isto agiria independentemente do comprimento dos implantes. (Istabrak H. *et al.* 2014).

Himmovala L *et al.* (2004) e Petrie e Williams (2005) com base na FEA concluem que o aumento do diâmetro permitiria uma melhor distribuição das tensões. Demenko *et al.* (2014) afirma que a magnitude das tensões sentidas no osso cortical poderia ser reduzida para qualquer tipo de implante, aumentando o seu diâmetro. Vários estudos do osso Tipo II sugerem que o aumento do diâmetro do implante diminuiria a tensão gerada e aumentaria a estabilidade do dispositivo e a taxa de sucesso protético. (Chiapasco M. *et al.* 2001; Dilek O. *et al.* 2008, Horiuchi K. *et al.* 2000).

Santiago Junior *et al.* (2013) têm resultados mistos, afirmando que o aumento do diâmetro do implante aumentaria a transferência de cargas axiais mas diminuiria a transferência de cargas oblíquas, o que seria mais prejudicial.

Macedo *et al.* (2018) obtêm resultados mais matizados num estudo inovador da FEA porque avalia não só a zona de pico de stress no osso, mas também a distribuição do stress no osso; a noção de volume ósseo está incluída neste estudo. Observam sob carga axial uma menor tensão tanto no osso trabecular como na cortical quando o diâmetro do implante é aumentado. No caso de carga oblíqua, não foi possível estabelecer nenhum padrão, uma vez que no osso cortical, ao utilizar o implante de 4mm de diâmetro (grande), um grande volume de osso é sujeito a menos tensão, e no caso do implante de menor diâmetro (3,5mm), um maior volume de osso é sujeito a maior tensão. No osso trabecular, o implante de maior diâmetro é sujeito a tensões elevadas mas num volume de osso menor, enquanto que o implante de menor diâmetro é sujeito a tensões menores num volume de osso maior. O único padrão estabelecido é o da carga axial e corrobora os resultados dos estudos anteriores.

A teoria de que o aumento do diâmetro dos implantes reduz o stress é controversa, particularmente em estudos de Benic *et al.* (2013), Quyrinen *et al.* (2015) e Herrmann *et al.* (2016) que encontraram uma elevada taxa de sucesso para implantes de diâmetro mais pequeno. A escolha do diâmetro do implante deve sempre ter em consideração o volume ósseo disponível.

2.2. Geometria

Em comparação com um dente natural, o centro de rotação de um implante cilíndrico seria no terço cervical do dente, o que explicaria a concentração de forças oclusais no colo e na crista marginal do implante e indirectamente a perda óssea neste local durante a sobrecarga (Martinez *et al.* 2008). Os implantes cónicos, que têm uma forma próxima da anatomia dentária, permitiriam afastar o centro de rotação deste centro, localizando-se assim mais apicalmente ao longo da raiz artificial. Como resultado, as tensões seriam melhor distribuídas para o ambiente circundante. (Anexo Figura 6)

O estudo de Liang et al. (2014) que experimenta 12 geometrias de implantes por FEA argumenta que o implante de forma cilíndrica comporta-se melhor não só no osso cortical mas também no osso trabecular. Concluíram também que os implantes com um ápice plano mostraram melhores resultados em termos de distribuição do stress no osso circundante. Macedo (2018), num estudo com FEA, apoiam esta conclusão afirmando que os implantes cilíndricos teriam um melhor comportamento biomecânico, mas os resultados obtidos não seriam significativamente diferentes (Anexo Figura 7 e 8).

Uma forma rosqueada permite um aumento da superfície de contacto entre o implante e o osso, e indirectamente, na estabilidade inicial, na resistência às forças de cisalhamento e distribuição das forças no tecido ósseo. (Martinez et al., 2008).

2.3.Comprimento

O comprimento dos implantes tem revelado uma importância crítica na distribuição das forças, particularmente durante a instalação de uma prótese do tipo cantiliver. Observou-se que quando o comprimento do implante foi reduzido de um terço (por exemplo, de 15 para 10 mm), o comprimento possível da extensão foi reduzido de metade. (Hobo S. et al. 1991).

Num outro estudo FEA que avalia a distribuição de tensão na interface osso-implante por comprimento de implante, observou-se que quando uma força estática de 176N é aplicada a 120 graus no eixo longitudinal, o aumento progressivo do comprimento do implante resulta numa redução progressiva da tensão na região cortical peri-implantar. É importante notar que este estudo foi realizado em condições de carga estática e na região anterior maxilar. (Lee JS et al., 2013).

Demenko et al. (2014) chegaram às mesmas conclusões num estudo da FEA para determinar as dimensões ideais do implante.

Em 2016, Sotto Maior et al. qualificaram os resultados anteriores afirmando que o comprimento do implante não influenciaria a remodelação do osso periimplantar no primeiro ano.

No estudo de Macedo et al. (2018), é observada uma melhor repartição das tensões em carga axial quando o comprimento aumenta mas, em carga oblíqua, o aumento do comprimento cria um efeito alavanca e aumenta as tensões de Von Mises.

2.4. Prótese

Numa série de estudos, verificou-se que as forças de fechamento e de mastigação aumentaram distalmente ao longo dos pilares numa oclusão com dentadura completa e diminuíram distalmente numa oclusão com dentadura parcial fixa. (Falk et al., 1989, 1990; Lundgren et al., 1989).

A presença de uma extensão protética ou cantilever induz que o número de raízes não corresponde ao número de dentes substituídos. Assim, a presença de uma extensão aumentaria consideravelmente a carga sobre os implantes. Relativamente ao comprimento do cantilever (comprimento do cantilever), foi demonstrado em alguns estudos que os cantilevers longos (15mm) induziam mais falhas de implantes do que os cantilevers com menos de 15mm. Isto poderia ser explicado pela criação de um efeito de braço de alavanca no implante quando a força é aplicada à prótese. É ainda mais importante quando o número de implantes de suporte diminui. (Shackleton et al., 1994). O estudo de Van zyl et al. (1995) apoia esta teoria ao concluir, numa análise do stress do cantiléver na mandíbula, que o stress peri-implantar aumentaria à medida que o comprimento do cantiléver aumenta.

A abordagem esquemática de Richter em 1987, relativa a uma extensão de cantilever, mostra a distribuição das cargas aplicadas ao implante distal e mesial. Esta abordagem é semelhante à abordagem "swing" descrita por Rangert et al (1989).

Dubruille et al (1999) descreveram um método de cálculo do comprimento do cantilever para próteses curvilíneas. Foram estabelecidos dois métodos de cálculo: segundo ele, a extensão não deve exceder metade do comprimento do vão que une os implantes ($<L/2$), o comprimento da extensão deve ser inferior ao dobro da dimensão anteroposterior b do arranjo curvilíneo $2b$ ($<2b$). (Anexo Figura 9)

Malhotra et al. (2012), informam que não haveria diferença significativa entre os comprimentos dos cantileveres de 4mm e 12mm.

Quando a prótese é cimentada ao implante, a superfície oclusal está livre de furos de parafusos e a oclusão pode ser adaptada de forma óptima para lidar com cargas axiais. Próteses fixas aparafusadas ou overdentures são sujeitas a cargas escalonadas que causariam um aumento significativo dos momentos de flexão (Jemt T et al., 1991; Hebel KS, 1997). Quanto às proporções entre a coroa e o implante, parece importante que a relação altura da coroa/comprimento do implante seja inferior a 1 para não criar uma força de alavanca sobre o implante (Denes M., 2009).

2.5. Superfície do implante

Num estudo de Buser et al. (1998), foi demonstrado que os implantes com uma superfície rugosa permitiram um aumento da área total de contacto entre o osso e o implante. Isto actua favoravelmente para a transferência das forças que lhes são aplicadas, reduzindo assim o stress que o implante subiu. Também permitem um melhor bloqueio mecânico em comparação com os implantes com uma superfície maquinada.

Num estudo de Menini et al. (2015) para analisar o impacto da condição da superfície do implante na evolução dos implantes (um implante de controlo com condição de superfície maquinada e um implante de teste com condição de superfície gravada), foi demonstrado que a condição da superfície do implante influenciaria a remodelação óssea após trauma cirúrgico, mas não teria impacto na evolução do nível ósseo após a integração. Implantes com uma superfície lisa devido à sua menor área de contacto com o osso circundante transfeririam menos stress para o osso circundante, resultando numa maior reabsorção óssea.

Em 2014, Bahrami et al. afirmaram num estudo de FEA que o aumento do coeficiente de fricção na superfície do implante aumentaria o stress no osso cortical e diminuiria o stress no osso trabecular. Propõem portanto a utilização de implantes com dois tipos de superfícies: uma com um baixo coeficiente de fricção no osso cortical e outra com um elevado coeficiente de fricção no osso trabecular. Isto optimizaria as tensões na interface entre o osso e o implante.

De acordo com um estudo de Piliar de 1991 que apoia esta teoria, a reabsorção óssea marginal deve-se à falta de acoplamento mecânico entre a região coronal maquinada do implante e o osso; assim as forças oclusais não são efectivamente transmitidas ao osso. É importante salientar que tensões intra-ósseas demasiado baixas também causam reabsorção óssea devido à obsolescência. A rugosidade da superfície do implante

desempenha um papel no equilíbrio ósseo, remodelando a interface osso-implante e assim a osteointegração.

2.6. Tipo de conexão interna

A geometria da conexão interna desempenha um papel decisivo no que diz respeito ao comportamento da carga mecânica e ao sucesso a longo prazo dos implantes. O estudo de Bighetti Toniollo M. *et al.* (2012) sobre os diferentes tipos de conexão internas mostrou que o stress dissipado é menor quando se usa um cone Morse em comparação com a ligação hexagonal interna e a ligação hexagonal externa. O cone Morse reduziria a contaminação bacteriana entre o implante e o abutment protético (devido à microlitografia), teria uma estética mais previsível e apresentaria um menor risco de perda óssea periimplantar (Piattelli *et al.* 2003). Isto deve-se à ausência virtual de um microgap neste sistema e do seu sistema de ancoragem, o que lhe confere estabilidade duradoura. (Weigl P 2004). Dois outros estudos afirmam que as conexões internas teriam menos complicações graves com os parafusos em comparação com as conexões externas e permitiriam uma melhor absorção das sobrecargas e uma distribuição mais homogênea das tensões em torno dos implantes. (Norton MR, 1997; Hansson S, 2003).

No estudo de Macedo (2018) comparam as tensões ósseas ao carregar implantes com conexões externas do tipo hexagonal e cone Morse. As maiores tensões foram observadas no osso que rodeia o implante com uma conexão externa hexagonal. (Anexo Figura 10). O volume de osso sujeito a stress também é maior. É de notar que se observa que o osso cortical está sujeito a mais stress que o osso trabecular.

No entanto, o trabalho de Gurgel-Juarez *et al.* em 2011 apoia o valor da utilização da ligação hexagonal, afirmando que ela geraria menos stress externo no pilar e na plataforma do que a ligação interna.

2.7. Número de implantes na reabilitação múltipla

Num estudo de Duyck *et al.* (2000), a distribuição e magnitude das forças oclusais sobre implantes com próteses fixas foram estudadas quando apoiadas por 5-6 implantes e 3-4 implantes. Foram observadas forças maiores com um número decrescente de implantes. Os momentos de maior flexão foram registados quando apenas três implantes suportavam a prótese. Isto sugere que, por exemplo, para uma prótese parcial fixa de três unidades, a

utilização de três implantes em linha teria concentrações de tensão mais baixas em comparação com dois implantes de suporte terminal. (Stegaroiu et al., 1998).

Por outro lado, parece que quando uma força de mordida é aplicada na extensão distal do cantilever, as maiores forças axiais e momentos de flexão são registados nos implantes distais, e são ainda mais pronunciados nas próteses suportadas por apenas três implantes em comparação com as próteses com cinco ou seis implantes. (Falk et al., 1989, 1990; Lundgren et al., 1989). Assim, o aumento do número de implantes suportados poderia fazer parte das precauções que promovem a durabilidade da reabilitação. (Korioth et al., 1998)

2.8. Localização/Inclinação

As instruções de utilização dos implantes cone Morse quando são utilizados com um pilar Platform switching e uma conexão bicônica é que devem ser posicionados 1 a 2 mm abaixo da crista óssea. Tal permitiria manter os tecidos moles à volta do implante. (Calvo-Guirado et al., 2014; Negri et al., 2015; Boquete-Castro et al., 2015; Fetner et al., 2015) Num estudo de Macedo (2018) estudando o comportamento dos cones Morse, foi observado que não há diferença no stress durante a carga axial de implantes subcrestais e equi-crestais no osso trabecular. No osso cortical, observam-se tensões mais elevadas para implantes colocados de forma equicrestal.

A literatura informa que não há diferença estatisticamente significativa entre implantes axiais e inclinados. Um estudo de coorte de Niedermaier et al. (2017) avaliou a taxa de sobrevivência de 7 anos de próteses completas transfixadas suportadas por implantes após carga imediata em 380 pacientes seleccionados de acordo com critérios específicos de selecção e exclusão. É realizada a colocação de implantes 2080, incluindo 866 axiais e 1215 em ângulo de 45°. O estudo relatou uma taxa de sobrevivência de 98,4% para implantes axiais (11 perdidos) e 96,1% para implantes inclinados (31 perdidos). Outros estudos obtiveram os mesmos resultados tais como Malhotra et al., (2012), Balshi et al., (2014), Takahashi et al., (2010), Del Fabbro et al., (2012).

2.9. Distância interimplantar

Rangert et al., (1989), num estudo da distância do implante, estabeleceram a expressão do momento de flexão como força multiplicada pelo comprimento do braço de alavanca.

Demonstra então que quando uma força vertical F é aplicada a uma das extensões, as três variáveis que actuam são o comprimento da extensão posterior " a ", a distância inter-implante " b " e a força F . Observa-se então: uma força compressiva no implante mais próxima do ponto de aplicação da força expressa da seguinte forma: $F \times (1-a/b)$. Para o implante mais afastado do ponto de aplicação da força a expressão algébrica é $F \times (a/b)$. Esta expressão algébrica estabelece uma relação inversamente proporcional entre as cargas no pilar e a distância inter-implante: as cargas aumentam à medida que a distância inter-implante diminui. Tarnow *et al.* (2000) estudaram os efeitos da distância entre os implantes na reabsorção óssea e concluíram que à medida que a distância entre os implantes diminui, a reabsorção óssea aumenta. Este estudo foi efetuado sobre implantes com uma conexão externa: pode explicar um fenómeno de saucerização mais importante. Isto poderia ser explicado pelos resultados dos estudos de 2008 e 2010 de Traini *et al.* que apoiam a teoria de que a vascularização é significativamente maior quando a distância interplantar é maior. A vascularização sendo um elemento crucial para a regeneração óssea, isso explicaria a menor reabsorção óssea no caso de implantes mais distantes. Esta teoria não é unanimemente aceite no panorama científico, uma vez que estudos que experimentam distâncias de 1mm, 2mm e 3mm referem que não haveria diferença estatisticamente significativa no comportamento ósseo. Aqui, os implantes testados têm uma conexão de tipo cone Morse. Esta subiu pouco o fenómeno de saucerização e estes resultados mostram a importância do tipo de conexão sobre todos os aspetos da evolução do implante. (Barros RRM 2010, Novaes AB 2006, Choi K-S 2010).

3. Sobrecarga: um factor de perda óssea perimplantar

A sobrecarga oclusal é objecto de múltiplos estudos para determinar o seu envolvimento na perda óssea perimplantar. Mas o que é a sobrecarga oclusal?

São observadas variações em cada indivíduo de acordo com a idade, sexo, características musculares, hábitos parafuncionais, e os dentes que têm e os que faltam. (Olmsted MJ *et al.* 2005). Frost *et al.* em 1994 chegaram às seguintes conclusões após experimentar 5 tipos de cargas: o osso sobrecarregado seria reabsorvido, a carga fisiológica permitiria a homeostase óssea, a carga moderada levaria a um aumento da quantidade de osso, uma carga dita "patológica" reabsorveria o osso, e uma carga excessiva fracturaria o osso.

Fu *et al.* em 2012 na sua revisão sistemática estabelecem uma ligação causal entre a sobrecarga oclusal e a perda óssea peri-implantar. O trabalho clínico de Quiryen *et al.*

(1992) apoia esta teoria com um estudo que associa a perda óssea marginal peri-implantar significativa com actividade parafuncional e oclusão posterior sem guia anterior.

Esta teoria da sobrecarga não é unanimemente aceite pela comunidade científica e é objecto de críticas em estudos conduzidos por Heckmann *et al.* (2006), ou Vigolo e Zaccaria em 2010. Alguns estudos qualificam estas conclusões estabelecendo não uma ligação directa entre situações de carga excessiva e perda óssea, mas uma correlação entre sobrecarga e peri-implantite. De facto, situações de carga excessiva facilitarão a progressão da inflamação, que por sua vez seria a causa da perda óssea. (Qian J 2012, Hürzeler MB 1998).

O desencadeamento de um processo inflamatório estava relacionado com o microgap entre o implante e o pilar. Este espaço seria propício à colonização bacteriana que resultaria na inflamação dos tecidos peri-implantares. No estudo, foi observada perda óssea adjacente ao local da microgap. (Lindhe J *et al.* 1992, Koka S *et al.* 2012). Este raciocínio sugere que os implantes cirúrgicos monoblocos sem este microgap são menos propícios ao desenvolvimento da inflamação e, portanto, a uma perda óssea. (Listgarten MA 1996). Noutras publicações, o processo inflamatório por si só não é considerado como uma causa de perda óssea. Pensa-se que seja a consequência de vários factores, dos quais a peri-implantite pode ser um. (Qian J *et al.* 2012, Albrektsson *et al.* 2012).

III. DISCUSSÃO

Esta revisão bibliográfica permite-nos analisar o envolvimento de certos factores na distribuição das forças de mordida. Na sua maioria, estes estudos foram realizados recorrendo a FEA, uma ferramenta de simulação física baseada em computador. Esta técnica tem vantagens tais como a previsão do desempenho biomecânico de diferentes implantes. (Macedo, 2018). A malha utilizada na simulação pode ter resoluções mais ou menos variáveis, o que permite obter um modelo que simula de forma mais rigorosa o tecido ósseo. Macedo assinala que a malha que utilizam no seu estudo é de maior resolução do que a utilizada por outros softwares da literatura. Ao estudar a geometria do implante, Macedo (2018), sugere uma classificação de acordo com a geometria macro do implante, com precisão sobre o tamanho da malha, o número de tetrahedros, o número de nós, a conexão e o tipo de superfície: sem isto, os estudos não podem ser comparados de forma significativa, uma vez que alguns utilizam modelos complexos que não comprometem a precisão e outros utilizam modelos muito simplificados que não têm em

conta o desenho da malha. (O'Mahony *et al.* 2001) Isto realça a dificuldade de comparar os resultados de vários estudos utilizando ferramentas de simulação mais ou menos precisas. É importante notar que o FEA não tem em conta variações interindividuais que possam existir na realidade clínica. Estas especificidades podem estar relacionadas com o tamanho e a qualidade do osso cortical ou com a anatomia da região óssea. Por exemplo, as cargas aplicadas nestes estudos são valores hipotéticos e não correspondem à realidade variável presente na natureza. De facto, foi relatado num estudo de várias mulheres que, dependendo da composição da sua dentição (próteses totais sobre implantes, dentição natural e próteses, e apenas dentição natural), as forças oclusais poderiam variar de 93,2N a 367,9N dependendo da composição da dentição (Haraldson *et al.* 1978). Um estudo de Lee *et al.* (2005) vai no mesmo sentido, expondo valores que vão de 40 a 400N. Bozayka *et al.* (2004) no seu estudo cita Brunski e afirma mesmo que as forças de compressão podem variar entre 77 e 2440N. Um estudo de Berkhus *et al.* (1941) comparando as forças de mordedura em homens e mulheres constatou que a força média de mordedura para as mulheres era inferior à dos homens. No mesmo indivíduo, as forças aplicadas aos dentes anteriores não seriam da mesma natureza ou intensidade que as aplicadas aos dentes posteriores. (Weinberg *et al.* 1996). Parece razoável supor que a aplicação de forças funcionais que induzem stress e deformação dentro do complexo implante-prótese afecta o processo de remodelação óssea em torno dos implantes (Bidez *et al.* 1992, Branemark *et al.* 1987). No entanto, a interpretação dos resultados continua a ser difícil devido à falta de provas clínicas que estabeleçam o nível de stress ósseo em que a remodelação óssea ocorre, e acaba por dar lugar a uma reabsorção. (Frost *et al.* 2003).

Os factores delineados nesta revisão não são os únicos factores relatados na literatura como estando envolvidos na distribuição de tensão aplicada ao dispositivo de implante; existem outros factores físicos e biológicos que se acredita agirem sobre o dispositivo de implante. Por exemplo, outros estudos centraram-se na localização do implante na mandíbula, onde o implante teria uma melhor integração na parte anterior da mandíbula do que na parte posterior da mandíbula. (Geng *et al.* 2001).

Em suma, a importância da sobrecarga oclusal na perda de um implante é difícil de estabelecer face a factores biológicos como a periimplantite ou o trauma cirúrgico. (Novaes *et al.* 2006, Morris *et al.* 2004). Apesar do desacordo da comunidade científica sobre as consequências das forças de mordida, por outras razões faz sentido afirmar que o estudo da oclusão e distribuição das forças na reabilitação protética é um passo essencial e determinante no sucesso protético (Quirynen 1992).

Tabela recapitulativa das posições científicas (Anexo 11).

IV. CONCLUSÃO

As forças de mordida são distribuídas de forma heterogênea no implante, nos componentes da conexão e no osso circundante. Isto sugere que a parte coronal do implante é a que enfrenta mais stress quando as cargas são aplicadas. Forças aplicadas com direcção oblíqua geraram mais tensão do que as aplicadas axialmente. As cargas oblíquas geriam um stress do lado oposto à zona de aplicação da força. O osso cortical está mais sujeito a stress do que o osso trabecular, particularmente na zona de transição entre os dois tipos de osso. As teorias sugerem que o aumento do diâmetro do implante pode otimizar a transferência de carga, contudo não são conclusivas. Vários autores argumentam que a forma cilíndrica será a mais favorável. As características protéticas influenciam a natureza das tensões experimentadas pelos implantes. Aumentar o comprimento do implante pode permitir uma dissipação de stress por uma maior área, mas esta teoria não é unanimemente aceite pela comunidade científica, uma vez que com forças axiais o aumento do comprimento favorece a distribuição da tensão, não se podendo afirmar o mesmo quando a direcção da força é oblíqua. No caso de cargas oblíquas, o aumento do comprimento gera um efeito alavanca mais importante. A maioria dos estudos conclui que implantes sem tratamento de superfície (« lisos ») ou de superfície tratada teriam um impacto no processo de remodelação óssea: as superfícies rugosas estimulariam uma maior regeneração óssea. A conexão interna gera menos stress do que a conexão externa; ela tem uma vantagem que é de ter um microgap muito reduzido, que é uma zona de acumulação bacteriana. A conexão do tipo cone Morse em comparação com a conexão hexagonal externa é mais favorável. O tema da distância interimplantar permanece controverso, uma vez que algumas pessoas observam uma diminuição da reabsorção óssea quando esta distância é aumentada, mas estes resultados não seriam significativos para alguns. Assim, a variação de certos parâmetros permitiria a otimização da distribuição da força da mordida. O limiar de sobrecarga permanece difícil de estabelecer e depende de fatores interindividuais. A distância interimplantar poderá ter um impacto sobre a reabsorção óssea a volta dos implantes mas o nosso estudo não consegue estabelecer um modelo devido às controversas. A sobrecarga poderá ainda fazer parte de um conjunto de fatores que poderão influenciar a durabilidade da reabilitação protética mas não pode ser definida como uma causa única e isolada.

V. ANEXOS:

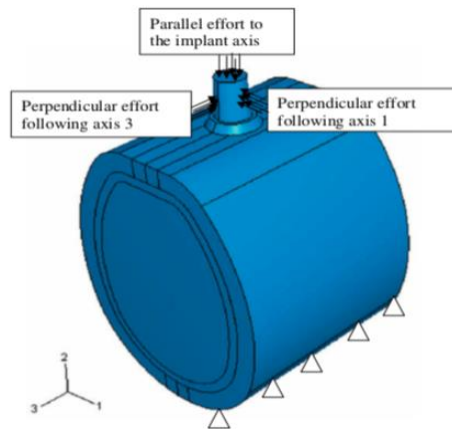


Figure 1: Representação das forças aplicadas ao dispositivo de simulação implantar (N. Djebbar *et al.* / Materials and Design 31 (2010) 2097–2101)

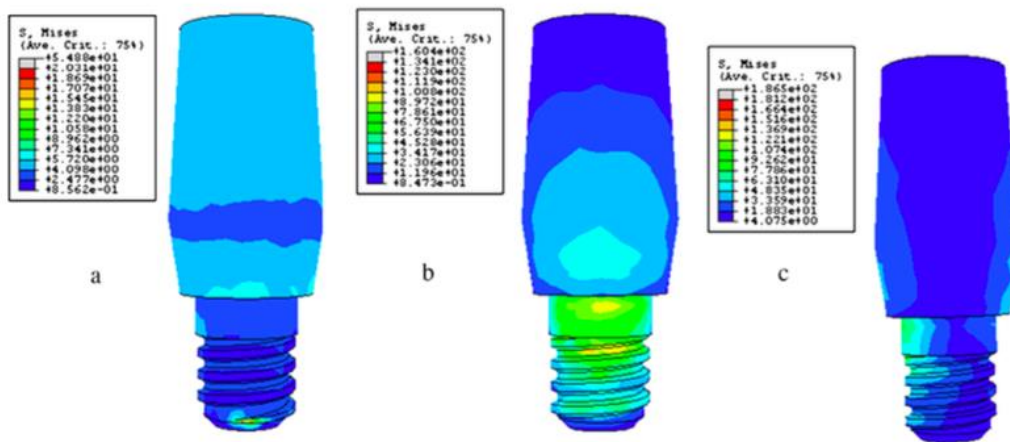


Figure 2: Repartição das tensões no pilar (N. Djebbar *et al.* / Materials and Design 31 (2010) 2097–2101)

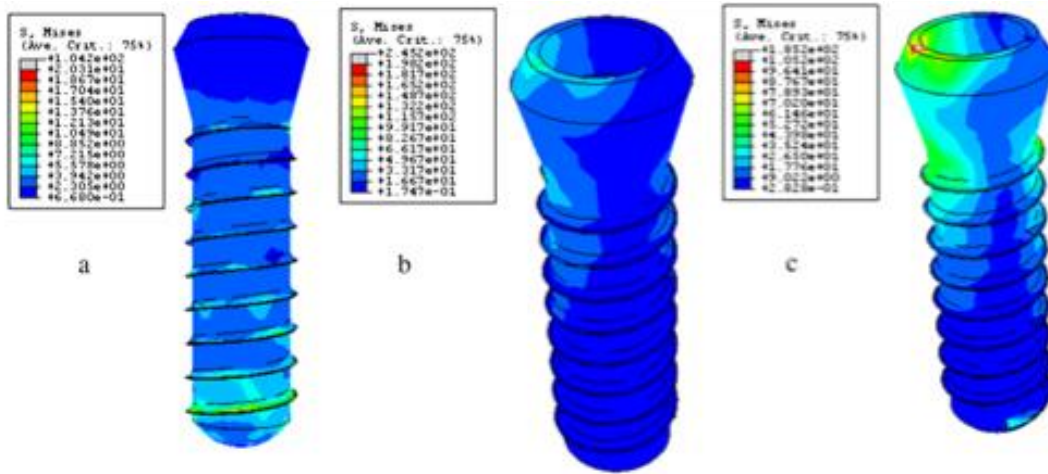


Figura 3: Repartição do stress no implante (N. Djebbar *et al.* / Materials and Design 31 (2010) 2097–2101))

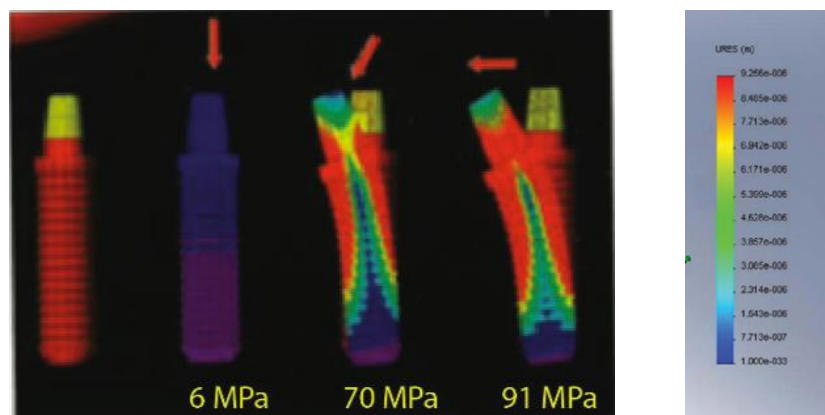


Figura 4: Representação do stress em função da direção da força aplicada (Duminil, G., Orthlieb, JD., e Slavicek, R. (2015))

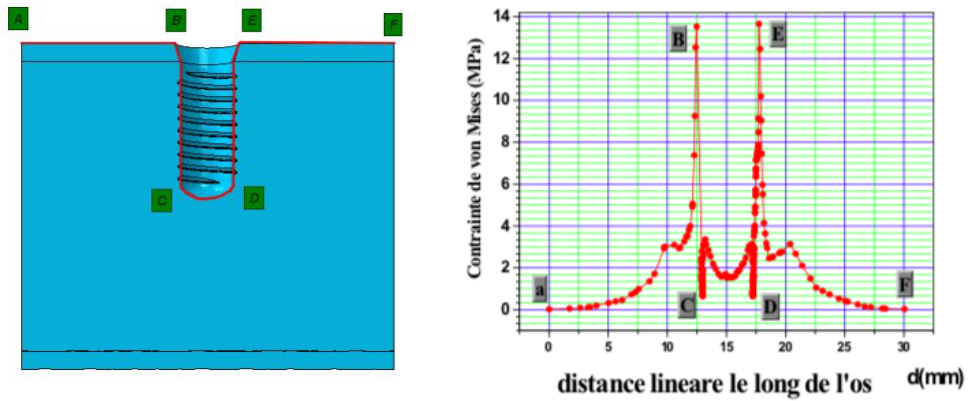


Figura 5: Representação do stress ósseo nas zonas peri-implantares (Benaissa 2015, Etude des effets du chargement mécanique sur la durabilité des implants dentaires)

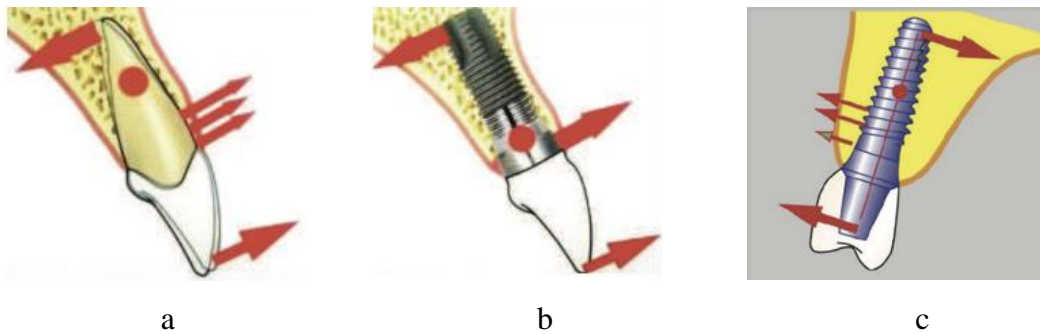


Figura 6: Localização de centro de rotação de um dente natural (a), implante cilíndrico (b), (Martinez H., Patrick Renault, Renault G., (2008), Centro de rotação dum implante cônico (c), Le Gall MG. (2015)

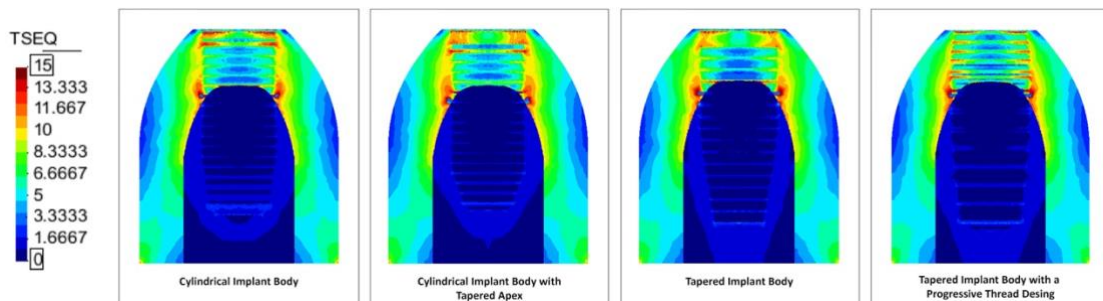


Figura 7: Distribuição do stress ao longo do implant-pilar de diferentes geometrias no caso de carga axial (Macedo, 2018)

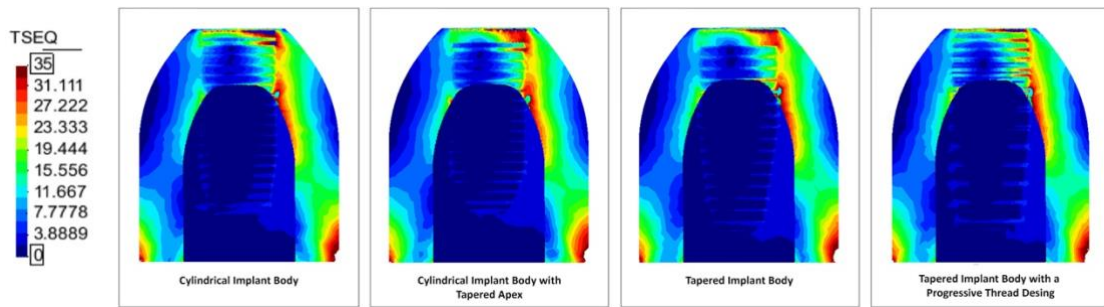
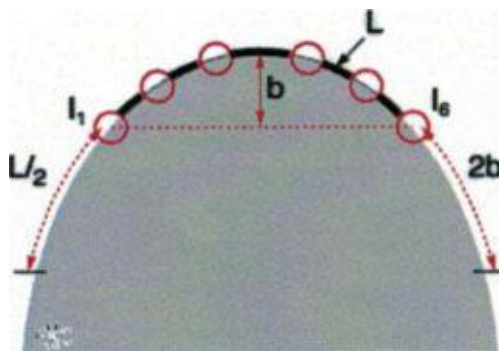


Figura 8: Distribuição do stress ao longo do implant-pilar de diferentes geometrias no caso de carga oblíqua. (Macedo, 2018)



$L/2$: Comprimento da extensão protética
 L : Comprimento do vão entre I1 e I6 ;
 $2b$: Arranjo curvilíneo
 b : dimensão anteroposterior

Figura 9: Método de cálculo para extensão protética (cantiliver). (Dubruille JH. et al. (1999))

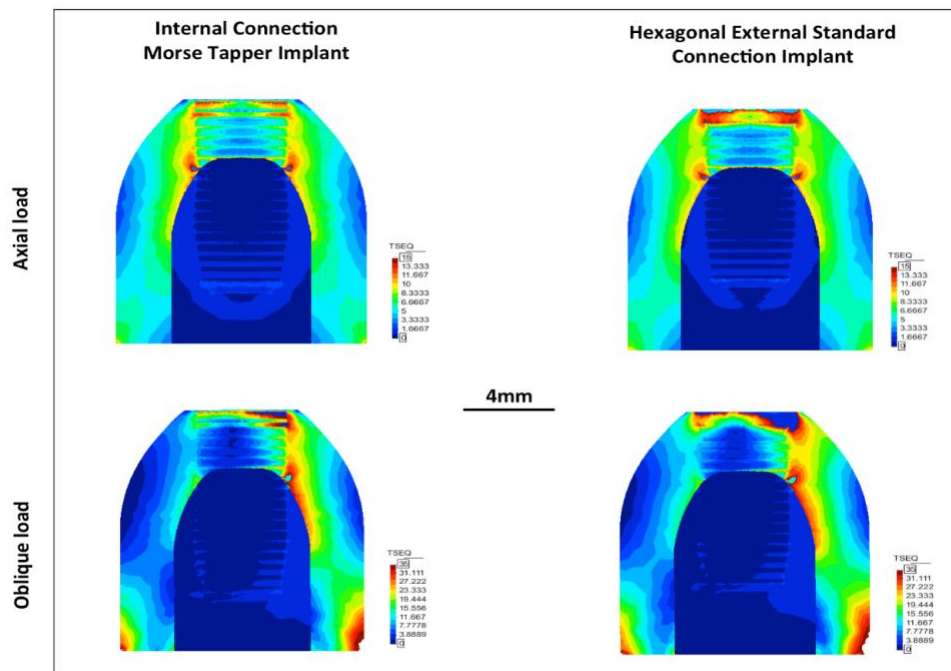


Figura 10: Distribuição do stress nos implantes de conexão interna e conexão externa (Macedo, 2018)

Anexo 11:

Distribuição do stress dentro do pilar	Zona mais sujeita às tensões é a zona de junção com o implante	Djebbar <i>et al.</i> (2010); Binon PP (2000); Kitamura E. <i>et al.</i> (2004);
Distribuição do stress no implante	Porção coronal concentra o stress	Bozkaya D <i>et al.</i> (2004); Cehreli MC <i>et al.</i> (2004); Benaissa (2015)
Distribuição do stress no osso	Osso cortical subiu mais tensões	Bozkaya D <i>et al.</i> (2004); Cehreli MC <i>et al.</i> (2004); Chen L <i>et al.</i> (2012) Istabrak Hasan <i>et al.</i> (2014); Benaissa (2015); Macedo, (2018)
Direção das forças	Forças oblíquas geram mais tensões	Branco, (1994); Djebbar <i>et al.</i> (2010); Kheiralla <i>et al.</i> (2014); Macedo, (2018)
Diâmetro	Aumento do diâmetro diminui tensões	Horiuchi K <i>et al.</i> (2000); Chiapasco M <i>et al.</i> (2001); Himmovala L <i>et al.</i> (2004); Petrie e Williams (2005); Dilek O <i>et al.</i> (2008); Demenko (2014); Istabrak Hasan <i>et al.</i> (2014)
	Aumento do diâmetro aumenta o stress no caso de cargas axiais mais diminui as tensões no caso de cargas oblíquas	Santiago Junior <i>et al.</i> (2013)
	Aumento do diâmetro permite diminuição das tensões no caso de cargas axiais mas não há modelo no caso de cargas oblíquas	Macedo, (2018)
	Aumento do diâmetro do implante não tem benefícios	Benic <i>et al.</i> (2013); Qyrinen <i>et al.</i> (2015); Herrmann <i>et al.</i> (2016)
Geometria	Implantes cónicos permitem uma melhor repartição das tensões	Martinez <i>et al.</i> (2008)
	Implantes cilíndricos com ápice plano têm melhor comportamento biomecânico	Liang <i>et al.</i> (2014)

	Implantes cilíndricos têm melhor comportamento biomecânico mas os resultados não são significativamente diferentes	Macedo, (2018)
Comprimento	Aumento do comprimento permite aumento da extensão protética e reduz tensões	Hobo S <i>et al.</i> (1991); Lee JS <i>et al.</i> (2013); Demenko <i>et al.</i> (2014)
	Aumento do comprimento não tem benefício	Sotto Maior <i>et al.</i> (2016)
Prótese	Stress aumenta quando o comprimento da extensão protética aumenta	Shackleton <i>et al.</i> (1994); Van zyl <i>et al.</i> (1995); Dubruille <i>et al.</i> (1999)
	Não há diferença significativa entre cantileveres de comprimentos diferentes (4 e 12mm)	Malhotra <i>et al.</i> (2012),
	Prótese cimentada gera menos tensões que a aparafusada ou overdentures	Jemt T <i>et al.</i> (1991); Hebel KS (1997).
	Proporção coroa/implante deve ser inferior a 1	Denes M (2009).
Superfície	Superfície rugosa mais favorável	Piliar (1991); Buser <i>et al.</i> (1998); Bahrami <i>et al.</i> (2014); Menini <i>et al.</i> (2015)
Tipo de conexão interna	Utilização de uma conexão interna é mais favorável	Norton M. (1997); Hansson S. (2003); Piattelli <i>et al.</i> (2003); Weigl P. (2004); Bighetti Toniollo M. <i>et al.</i> (2012); Macedo, (2018)
	Conexão externa gera menos stress que a conexão interna	Gurgel-Juarez <i>et al.</i> em 2011
Número de implantes	Aumento do número de implante favorece a repartição do stress	Falk <i>et al.</i> (1989, 1990); Lundgren <i>et al.</i> (1989); Stegarioiu <i>et al.</i> (1998); Korioth <i>et al.</i> 1998); Duyck <i>et al.</i> (2000)

Localização	Cone morse devem ser posicionados 1 a 2mm subcrestais	Calvo-Guirado <i>et al.</i> (2014); Negri <i>et al.</i> (2015); Boquete-Castro <i>et al.</i> (2015); Fetner <i>et al.</i> (2015)
	Não há diferença significativa entre os implantes subcrestais e equicrestais no osso trabecular. No osso cortical a posição subcrestal é favorável	Macedo, (2018)
Inclinação	Não há diferença significativa entre implante colocados axialmente e inclinados.	Takahashi, T. <i>et al.</i> (2010), Malhotra <i>et al.</i> (2012), Del Fabbro <i>et al.</i> (2012); Balshi T. <i>et al.</i> (2014); Niedermaier <i>et al.</i> (2017);
Distancia inter-implantar	Distância inter-implantar importante é mais favorável.	Rangert <i>et al.</i> (1989), Tarnow <i>et al.</i> (2000); Traini <i>et al.</i> (2008, 2010);
	Não há diferença estatisticamente significativa entre diferentes distâncias interimplantares	Novaes AB (2006); Barros RRM (2010); Choi K-S (2010)
Sobrecarga	A sobrecarga é causa direta da perda óssea peri-implantar	Quiryen <i>et al.</i> (1992); Frost <i>et al.</i> (1994); Fu <i>et al.</i> (2012);
	A sobrecarga pode fazer parte de um conjunto de fatores que causam indiretamente a perda óssea	Lindhe J <i>et al.</i> (1992); Hürzeler MB (1998); Qian J. (2012); Koka S. <i>et al.</i> (2012);

VI. BIBLIOGRAFIA

- Adell, R. *et al.* (1981). A 15- year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw,” *International Journal of Oral Surgery*, 10(6), pp. 387–416.
- Albrektsson, T., Buser, D. e Sennerby, L. (2012). Crestal Bone Loss and Oral Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 30;14(6/ Nov), pp.783–791.
- Arnaudow, M., Garlichs, UA. (1972). Endo-osseous implantation method of artificial tooth roots. *ZWR*. 10;81(7), pp.313–8
- Assif, D., Marshak, B., Horowitz, A. (1996). Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 75, pp.285 – 91.
- Bahrami, B. *et al.* (2014). Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants- A 3D finite element analysis. *Dental Materials*. 30(4/Apr), pp.89–97.
- Balshi, T. J., *et al.* (2014). A Retrospective Analysis of 800 Brånemark System Implants Following the All-on-Four™ Protocol. *Journal of Prosthodontics*. 23(2), pp. 83-88.
- Barros RRM, et al. (2010). Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 1;21(4/Apr), pp. 371-378.
- Benic, GI. et al. (2013). Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 1-year results of a randomized controlled clinical study. *J Clin Periodontol*.40(11/Nov), pp.1052-1061.
- Bidez, MW., Misch, CE. (1992). Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *Journal of Oral Implantology*. 23, pp.264 – 74.
- Bighetti Toniollo M. *et al.*(2012). Morse taper implants at different bone levels: a finite element analysis of stress distribution , *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 11(4), pp. 440-444
- Bighetti Toniollo, M. *et al.* (2012). Morse taper implants at different bone levels: a finite element analysis of stress distribution ,*Brazilian Journal Of Oral Sciences*, 11(4).
- Binon, PP. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 15(1/Jan), pp.76–94.
- Boquete-Castro, A. (2015). Influence of the implant design on osseointegration and crestal bone resorption of immediate implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 26(8/August), pp.876–881
- Bozkaya, D., Müftü, S., Muftu, A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*.92(6/Dec), pp.523–530.
- Branemark, P-I. *et al.* (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*. 3, pp. 81-100.
- Branemark, P-I., Zarb, GA. e Albrektsson, T. (1987). *Tissue-integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago, Quintessence. p.129.
- Brekhus, PJ., Armstrong, WD. e Simon, WJ. Stimulation of the Muscles of Mastication. *J Dent Res*. 9;20(2/Nov), pp.87–92.
- Buser, D. *et al.* (1998). Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*.13, pp.611–619.
- Calvo-Guirado, JL. (2014) Crestal bone loss related to immediate implants in crestal and subcrestal position: a pilot study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 25(11/Nov) pp.1286–1294.
- Canay, S. *et al.* (1996). Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int*. ;27(9/Sep), pp.591-598.
- Cehreli, MC., Akça, K., İplikçioğlu, H. (2004). Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 15(4/Aug), pp.481-489
- Chen L. (2012). Finite Element Analysis of the Stress on the Implant-Bone Interface of Dental Implants with Different Structures. In: Finite Element Analysis - New Trends and Developments. *InTechOpen*
- Chiapasco, M. *et al.* (2001). Implant-retained mandibular overdentures with Brånemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 16(4/ Jul), pp.537–546.

- Choi K-S, *et al.* (2010). Study of an experimental microthreaded scalloped implant design: proximal bone healing at different interimplant distances in a canine model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 25(4/Jul), pp.681-689.
- Chun H-J, *et al.* (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 29(6/Jun), pp.565–574
- Daellenbach, K. *et al.* (1996). Biomechanics of in-line vs. offset implants supporting a partial prosthesis. *Journal of Dental Research*. 75, pp.183.
- Del Fabbro, M. *et al.* (2012). Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*, 14(A), pp.612-621.
- Demenko V, *et al.* (2014). Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: a methodological finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 17(4), pp. 443–449.
- Demenko, V. *et al.* (2014). FE study of bone quality effect on load-carrying ability of dental implants. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 17(16), pp.1751–761.
- Denes M. (2009). Gestion des échecs et complications post-opératoires en implantologie. (Universit[é]Henri Poincaré Nancy 1
- Dilek, O., Tezulas, E., Dincel, M. (2008). Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 105(2/Feb), pp. 20-27.
- Djebbar N. *et al.* (2010). Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant, *Materials & Design*, 31(4), pp.2097-2101.
- Dubruille JH. *et al.* (1999). Réhabilitation orale et implantologie. Encyl Med Chir (Paris), Odontologie; 23-330-A-1 0, 30p
- Duminil, G., Orthlieb, JD., e Slavicek, R. (2015). Le bruxisme tout simplement. Espace id. p. 336
- Duyck J. (2000). Biomechanical characterisation of in vivo load on oral implants. Thesis. Katholieke Universiteit Leuven. p. 8–49.
- Duyck, J. (2000). Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clinical Oral Implants Research*. 11, pp. 465–475.
- Duyck, J. *et al.* (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research*. 12, pp.207 – 218.
- Esposito, M. *et al.* (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (II) Etiopathogenesis. *European Journal of Oral Sciences*. 106, pp. 721 – 764.
- Falk, H., Laurell, L. e Lundgren, D. (1989) Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses oc- cluded with complete dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4, pp. 55–62.
- Falk, H., Laurell, L. e Lundgren, D. (1990) Occlusal interferences and cantilever joint stress in im- plant-supported prostheses occluding with com- plete dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5, pp.70–77.
- Fetner, M. *et al.* (2015). The Effects of Subcrestal Implant Placement on Crestal Bone Levels and Bone-to-Abutment Contact: A Microcomputed Tomographic and Histologic Study in Dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 30(5/September), pp.1068–1075
- Frost, HM. (1994). Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*. 64(3), pp-175–188.
- Frost, HM. (2003). Bone's mechanostat: A 2003 update. *Anat Rec*. 6;275A(2), pp.1081–1101.
- Fu, J-H., Hsu, Y-T., Wang, H-L (2012). Identifying occlusal overload and how to deal with it to avoid marginal bone loss around implants. *Eur J Oral Implantol*. 5 pp. 91-103.
- Geng, JP., Tan, KB. e Liu, GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 85(6/Jun), pp.585–98.
- Glantz, P-O. *et al.* (1993). On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research*. 4, pp.99 – 105.
- Gurgel-Juarez, NC. *et al.* (2012). Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. *J Prosthodont*. 21(3/Apr), pp.160–166.
- Hansson S. (2003). A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 14(3/Jun), pp-286–293
- Haraldson, T., Karlsson, U. e Carlsson, GE. (1979). Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil*. 6(1/Jan), pp. 41–48.

- Heckmann SM *et al.* (2006). Stress and inflammation as a detrimental combination for peri-implant bone loss. *J Dent Res. SAGE Publications.* 85(8/Aug), pp-711–716
- Herrmann J, *et al.* (2016). Implant survival and patient satisfaction of reduced diameter implants made from a titanium-zirconium alloy: A retrospective cohort study with 550 implants in 311 patients. *J Craniomaxillofac Surg.* 44(12/Dec), pp.1940-1944.
- Himmlová, L. *et al.* (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 91(1/Jan), pp.20–25.
- Hobo, S., Ishida, E., Garcia, L., (1991). *Osteointegration and occlusal rehabilitation.* Quintessence books.
- Horiuchi K, *et al.* (2000). Immediate loading of Brånemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* ;15(6/ Nov), pp. 824-830.
- Hoshaw, SJ., Brunski, JB. e Cochran, GVB. (1994). Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modelling and remodeling. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 9, pp.345 – 360.
- Hürzeler, MB. *et al.* (1998). Changes in peri-implant tissues subjected to orthodontic forces and ligature breakdown in monkeys. *J Periodontol.* 69(3/Mar), pp.396-404.
- Isidor, F. (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical Oral Implants Research .* 7, pp.143 – 152.
- Istabrak H., *et al.* (2014), Biomechanical finite element analysis of self-tapping implants with different dimensions inserted in two bone qualities, *Biomed Tech,* 59(3), pp. 203-211
- Junqueira, LC. (2017). *Carneiro Histologia Básica.* Texto e Atlas (13ª Edição). Guanabara Koogan. p.568
- Kayabasi O., Yuzbasioglu E. e Erzincanli F. (2006) Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv Eng Softw.* 37, pp.649–658.
- Kayabasi, O., Yuzbasioglu E. e Erzincanli, F. (2006) Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Adv Eng Softw.* 37, pp. 649–658.
- Kheiralla, LS., Younis, JF. (2014). Peri-implant biomechanical responses to standard, short-wide, and mini implants supporting single crowns under axial and off-axial loading (an in vitro study). *J Oral Implantol.* 40(1/Feb), pp.42-52.
- Kitamura, E. *et al.* (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 15(4/Aug), pp.401–12.
- Koka, S., Zarb, G. (2012). On osseointegration: the healing adaptation principle in the context of osseosufficiency, osseoseparation, and dental implant failure. *Int J Prosthodont.* 25(1/Jan), pp.48–52.
- Korioth, TM., Chew, CBW. e Chung, DH. (1998). Effect of implant number on transverse bending moments during simulated unilateral loading of mandibular fixed-detachable prostheses. *Journal of Oral Implantology.* 24, pp.93–6.
- Ku J-K. *et al.* (2016). Retrospective clinical study of ultrawide implants more than 6 mm in diameter. *Maxillofac Plast Reconstr Surg.* 38(1/Dec), pp.30.
- Le Gall, MG., (2015) Biomechanics and specificities, The occlusal function.
- Disponível em <http://mastication.codeix.fr/en/implants/biomechanics-and-specificities/> [Consultado em 12/08/2020]
- Lee, J-H. *et al.* (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.* 94(4/Oct) pp.377–381.
- Lee, JS., Lim, YJ. (2013) Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering.* 16 ,pp.1143-1149.
- Lekholm U. *et al.* (1994). Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Inter- national Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 9, pp.627 –635.
- Li J., Li H. e Shi L. (2007) A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dent Mater.* 23 pp.1073–1078.
- Liang, R., *et al.* (2014). Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 4;18(12/ Apr), pp.1340–1348.
- Lindhe, J. *et al.* (1992). Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res*3(1/Mar), pp.9–16.

- Listgarten, MA. (1996). Soft and hard tissue response to endosseous dental implants. *Anat Rec.* 245(2/Jun), pp.410–425.
- Lundgren, D., Falk, H. e Laurell, L. (1989) Influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4, pp. 277–283.
- Macedo, (2018) Effect of the implant-abutment connection, geometry, diameter, length and placement of the implants, in the stress generated in the peri-implant bone.
- Malhotra, A. O., *et al.* (2012). Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Australian dental journal*, 57(4), pp. 440-445.
- Martinez, H., Patrick Renault, Renault G., (2008) *Les implants chirurgie et prothèse: choix thérapeutique stratégique*. Rueil-Malmaison, CdP.
- Meijer HJ. *et al.* (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol.* 38(6/Jun), pp.491
- Menini M, *et al.* (2015) Influence of Different Surface Characteristics on Peri-implant Tissue Behavior: A Six-Year Prospective Report. *Int J Prosthodont.* 28(4), pp.389-95.
- Miyata, T. *et al.* (1998). The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 13, pp.677 – 683.
- Mohammad Taghi Ahmadian, Keikhosrow Firoozbakhsh et Golsa Ghanati. (2010). The dynamic analysis of a novel dental implant with a viscoelastic internal damping layer. Proceedings of the 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering, 3-4 November 2010.
- Morris, HF. (2004). AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implant.* 30(3), pp.125–133.
- Negri, B. *et al.* (2015). Biological width formation to immediate implants placed at different level in relation to the crestal bone: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 26(7/July), pp.788–798.
- Niedermaier, R., *et al.* (2017). Implant-Supported Immediately Loaded Fixed Full-Arch Dentures: Evaluation of Implant Survival Rates in a Case Cohort of up to 7 Years. *Clinical implant dentistry and related research*, 19(1), pp.4-19.
- Norton, MR. (1997). An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 8(4/ Aug), pp.290–298.
- Novaes AB *et al.* (2006). Influence of interimplant distance on gingival papilla formation and bone resorption: clinical-radiographic study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 21(1/Jan), pp.45–51.
- O'Mahony AM., Williams, JL. e Spencer, P. (2001). Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res*12(6/Dec), pp.648–657.
- Oh TJ. *et al.* (2002). The causes of early implant bone loss: myth or science? *Journal Periodontol.* 73(3/Mar), pp. 322-33.
- Olmsted MJ, *et al.* (2005). Human bite force: the relation between EMG activity and bite force at a standardized gape. *Am J Phys Anthropol.*, 40, pp. 160-161.
- Petrie, CS., Williams, JL. (2005). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 16(4/Aug), pp.486–494
- Pilliar, RM. *et al.* (1991). Dental implant design-effect on bone remodelling. *Journal of Biomedical Materials Research.* 25, pp.467–483.
- Qian, J., Wennerberg, A. e Albrektsson, T. (2012). Reasons for Marginal Bone Loss around Oral Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* 30;14(6/Nov), pp. 792–807.
- Quirynen, M., *et al.* (2015). Small-diameter titanium Grade IV and titanium-zirconium implants in edentulous mandibles: three-year results from a double-blind, randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 26(7/Jul), pp.831–840.
- Quirynen, M., Naert, I., Van Steenberghe, D. (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res.*3(3/Sep), pp-104–11.

- Quirynen, M., Naert, I., Van Steenberghe, D. (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical Oral Implants Research*. 3, pp.104 – 111.
- Rangert, B., Jemt, T. e Jörneus, L. (1989). Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 4(3), pp.241-247.
- Rangert, B., Sullivan, R. (1993). Biomechanical principles. Preventing overload induced by bending. *Nobelpharma News*. 7, pp.4–5.
- Raquel S. et al. (2006). Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 11(2), pp.35–43.
- Richter E-J. (1989). Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 61, pp.602–9.
- Merickse-Stern, R., Assal, P. e Buegerin, W. (1996). Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. *Clinical Oral Implants Research*. 7, pp.378–86.
- Richter, E-J. (1998). In vivo horizontal bending moments on implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 13, pp.232 – 44.
- Richter, EJ. (1987). Biomécanique des implants dentaires: aspects théoriques. *Rev Belge Med Dent*. 42(6) pp. 186-190.
- Santiago Junior JF. et al. (2013). Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 1;33(8/Dec), pp.4700–4714
- Simsek, B., Erkmen, E. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. *J Med Eng Phys*. 28, pp.199–213.
- Smedberg, JI. et al. (1996). On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research*. 7, pp.55 – 63.
- Sotto-Maior BS, et al. (2016). Evaluation of bone remodeling around single dental implants of different lengths: a mechanobiological numerical simulation and validation using clinical data. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 19(7), pp.699-706
- Spiekermann, H., (1995). *Implantology*. New York. Thieme Medical Publishers. p.388.
- Stanford, CM., Brand, RA. (1999). Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modelling and remodelling. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 81, pp.553–561.
- Stegaroiu, R. et al. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 13, pp.82 – 90.
- Tada, S. et al. (2003). 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*. 18(3/May), pp.357–68.
- Takahashi, T., Shimamura, I., e Sakurai, K. (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *Journal of prosthodontic research*. 54(4), pp.179-184.
- Tarnow, DP., Cho, SC. e Wallace, SS. (2000). The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol*, 71pp.546-549.
- Tashkandi, EA., Lang, BR. e Edge, MJ. (1996). Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 76, pp.158–64.
- Taylor, TD., Agar, JR. e Vogiatzi, T. (2000). Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 15, pp.66–75.
- Traini, T. (2010). The relationship between interimplant distances and vascularization of the interimplant bone. *Clinical oral implants research*, 27(8), pp.822-829.
- Traini, T., et al. (2008). Influence of interimplant distance on bone microstructure: a histomorphometric study in dogs. *Clinical Implant Dentistry & Related Research*. 10, pp. 1-10.
- Trivedi S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. 4(3/Sep), pp.200–3.
- Vairo, G., Sannino, G. (2013). Comparative Evaluation of Osseointegrated Dental Implants Based on Platform-Switching Concept: Influence of Diameter, Length, Thread Shape, and In-Bone Positioning Depth on Stress-Based Performance. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. (1), pp.1–15.

Van Staden, RC., Guan, H., Loo, YC. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 9(4/Aug), pp.257–270.

Van Zyl, PP. *et al.* (1995). Three- dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 10, pp.51-57.

Vigolo, P., Zaccaria, M. (2010). Clinical evaluation of marginal bone level change of multiple adjacent implants restored with splinted and nonsplinted restorations: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 25(6/Nov), pp.1189–94.

Weigl, P. (2014). New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. *J Oral Implantol.* 30(3), pp.178–188.

Weinberg, LA., Kruger, B. (1996). An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 16(3/Jun), pp.252–65.

White, SN., Caputo, AA. e Anderkvist, TA. (1994). .Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 71, pp.493–499.