

Bruno José Coelho Freitas

## **Complicações Mecânicas na Interface Implante-Pilar**

Universidade Fernando Pessoa

Porto, 2014



Bruno José Coelho Freitas

**Complicações Mecânicas na Interface Implante-Pilar**

Universidade Fernando Pessoa

Porto, 2014

Bruno José Coelho Freitas

**Complicações Mecânicas na Interface Implante-Pilar**

“Trabalho apresentado à  
Universidade Fernando Pessoa  
como parte dos requisitos para obtenção  
do grau de Mestre em Medicina Dentária”

---

## **RESUMO**

Com a evolução dos implantes osteointegráveis e dos sistemas de conexão com os respectivos pilares protéticos, a implantologia evoluiu de um conceito puramente funcional para um conceito funcional e estético. No entanto, apesar do aperfeiçoamento de que tem sido alvo, a reabilitação por meio destes dispositivos aloplásticos biocompatíveis não está livre de insucessos.

Por essa razão decidimos abordar neste trabalho um dos aspectos, reconhecidamente identificado como um factor chave, na reabilitação com implantes dentários. As complicações mecânicas, mais comuns, que podem ocorrer na interface implante-pilar, podem ser correlacionadas com um conjunto de factores, tais como, osteointegração, sistemas de implantes, perda óssea, micromovimentos e *stress*, infiltração bacteriana, torque de aperto e desaperto, efeitos de fadiga na articulação implante-pilar e concentração de forças de tensão. Dentro de cada parâmetro apresentamos o que os investigadores sugerem ser o melhor sistema de pilar ou implante.

## **ABSTRACT**

With the evolution of osseointegrated implants and connection with their abutments systems, implantology has evolved from a purely functional concept for a functional and aesthetic concept. However, despite the improvements that have been targeted, rehabilitation through these devices biocompatible alloplastic is not free of setbacks.

For this reason we decided to address one aspect of this work, admittedly identified as a key factor in rehabilitation with dental implants. The more common mechanical complications, which may occur at the implant-abutment interface, can be correlated to a number of factors, such as osseointegration, implant systems, bone loss, micromovements and stress, bacterial leakage, torque and loosening, effects of fatigue on joint implant-abutment and concentration of tensile forces. Within each parameter we present what researchers suggest be the best system of abutment or implant.

## **Dedicatórias**

Aos meus pais

Por todo o amor, compreensão e pelos bons princípios transmitidos ao longo de todos os dias que permanecemos juntos.

À minha esposa

Por todo o amor e apoio incondicional. Pela confiança e perseverança transmitidas nos momentos de maior dificuldade.

À minha filha Leonor

Pelo amor, pelo carinho e pela força que transmite.

## **Agradecimentos**

Ao meu orientador Dr. Jorge Pereira, pela paciência, orientação e ensinamentos durante todo o meu percurso acadêmico.

Aos restantes professores pelos ensinamentos dados ao longo da minha formação.

A toda a minha família pela ajuda e motivação.

A todas as pessoas que, de alguma maneira, contribuíram para a execução deste trabalho. Todas elas deram contributos diversos e fundamentais para a sua boa finalização.

A elas, expresso os meus mais sinceros agradecimentos.

## ÍNDICE GERAL

ÍNDICE DE FIGURAS .....	IX
ÍNDICE DE TABELAS .....	XII
I) INTRODUÇÃO .....	1
1) Métodos utilizados na pesquisa bibliográfica.....	2
II) DESENVOLVIMENTO.....	3
1) Implantes Dentários .....	3
2) Osteointegração .....	4
3) Interface Implante-Pilar .....	6
4) Sistemas de Implantes <i>Cone Morse</i> .....	13
5) Complicações na Interface Implante-Pilar.....	17
i) Perda Óssea.....	17
ii) Micromovimentos e Stress .....	20
iii) Infiltração Bacteriana.....	23
iv) Torque de Aperto e Desaperto.....	28
v) Efeitos de Fadiga na Articulação Implante-Pilar.....	32
vi) Concentração de Forças de Tensão.....	35
III) DISCUSSÃO.....	42
IV) CONCLUSÃO.....	51
V) REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	54



## ÍNDICE DE FIGURAS

Fig.1) Designação de uma estrutura de implante dentário (Lee <i>et al.</i> , 2012).....	6
Fig.2) Pilares cônicos ITI Straumann e Astra Tech (Norton, 2000).....	7
Fig.3) Pilares em titânio utilizados no estudo, com as dimensões detalhadas (Dentaurum implantes, GmbH) A) Sistemas de pilar Tiolox <sup>®</sup> , em linha recta e com 20° B) Sistema de pilar TioLogic <sup>®</sup> , em linha recta e com 20° (Hasan <i>et al.</i> , 2012).....	8
Fig. 4) Micrografias eletrônicas de varrimento com uma ampliação de 400× da interface do implante conectado com um pilar em zircônia de peça única A) antes do carregamento cíclico B) após o carregamento cíclico (Stimmelmayer <i>et al.</i> , 2012).....	9
Fig. 5) Micrografias eletrônicas de varrimento com uma ampliação de 400× da interface implante conectado com um pilar em titânio A) antes do carregamento cíclico B) após o carregamento cíclico (Stimmelmayer <i>et al.</i> , 2012) .....	10
Fig. 6) Imagem de desenho assistido por computador obtida pela leitura de um pilar 4,1mm sobre o implante dentário analógico de 5,0mm (Bertolini <i>et al.</i> , 2014).....	11
Fig. 7) Imagem de microscopia eletrônica de varrimento da superfície de fractura do pilar Aadva CAD/CAM A) origem da fractura (ampliação 15x) B) <i>close-up</i> da origem da fractura (ampliação 50x) (Kim <i>et al.</i> , 2013) .....	12
Fig. 8) Imagem de microscopia eletrônica de varrimento da superfície de fractura do pilar Nobel ProCera <sup>®</sup> A) origem da fractura (ampliação 15x). B) <i>close-up</i> da origem da fractura (ampliação 35x) (Kim <i>et al.</i> , 2013).....	12
Fig. 9) Pilar Lava <sup>®</sup> exibindo uma separação entre a zircônia e titânio (Kim <i>et al.</i> , 2013) .....	13
Fig.10) Cone dentro de cone, os componentes “macho” e “fêmea” são igualmente cônicas formando uma conexão perfeita (Bozkaya e Muftu, 2003; Hernigou <i>et al.</i> , 2013) .....	14
Fig.11) Tensão máxima principal. Osso cortical -carregamento axial. Coroas 10 mm (A), 12,5 mm (B) e 15 mm (C) (Moraes <i>et al.</i> , 2013) .....	18

Fig. 12) Radiografias digitais intra-orais dos implantes colocados na loca pós-extracção com carga imediata em momentos diferentes de observação. (A) situação pré-operatória; (B) colocação do pilar e da coroa provisória; (C) 8 semanas após a cimentação de coroa definitiva; (D) após 1 ano; (E) após 3 anos; (F) após 5 anos (Berberi <i>et al.</i> , 2014).....	20
Fig. 13) Micromovimentos do pilar em relação do corpo do implante (Saidin <i>et al.</i> , 2012).....	21
Fig. 14) Presença de franjas fotoelásticas mostrando tensão gerada ao modelo após o aperto de todos os parafusos da infra-estrutura (Barbosa <i>et al.</i> , 2007) .....	22
Fig. 15) Amostra após a selagem superior. Setas mostram interface implante-pilar (Nascimento <i>et al.</i> , 2008) .....	25
Fig.16) Micrografia de microscopia electrónica de varrimento do hexágono externo com pilar universal. A) parte superior do parafuso do pilar perto da interface implante-pilar; B) maior ampliação da área apontada pela seta não mostra nenhum crescimento bacteriano na superfície (Ricomini Filho <i>et al.</i> , 2010).....	26
Fig.17) Sequência histológica (teste) dos campos dos tecidos moles peri-implante de apical a coronal que foram capturados digitalmente; a avaliação morfométrica do tecido peri-implante foi confinada ao tecido conjuntivo imediatamente adjacente à superfície do implante do epitélio gengival ao osso alveolar. Todas as células intersticiais não vascular foram avaliadas e designadas como neutrófilos ou células mononucleares. Colectivamente os linfócitos, células plasmáticas, monócitos e macrófagos foram considerados como uma única população de células (Broggini <i>et al.</i> , 2006).....	27
Fig.18) Fotomicrografias que representam os tecidos moles imediatamente adjacentes à interface implante-pilar. Embora os neutrófilos sejam abundantes na amostra na zona ao nível e abaixo da crista óssea, estas células foram pouco frequentes na zona superior da crista óssea. A) Pilar; AB) osso alveolar; BC) crista óssea; CT) tecido conjuntivo; GE) epitélio gengival; IAI) interface implante-pilar; R) parte áspera do implante (superfície SLA); S) colar liso maquinado do implante (Broggini <i>et al.</i> , 2006) .....	27

Fig.19) Distribuição da probabilidade de falha para os implantes GMI 3,75 mm, Lifecore 3,75 mm e Avinent 3,75 milímetros (1–quase fracassado; 0–probabilidade nula de falha) (Peréz, 2012).....	34
Fig.20) Distribuição da probabilidade de falha para os implantes GMI 3,75 mm vs GMI 5 mm (1– quase fracassado; 0– probabilidade numa de falha) (Peréz, 2012).....	34
Fig. 21) Diagrama da probabilidade de falha para um ponto localizado na linha de parafuso superior de cada implante comercial (Peréz, 2012).....	35
Fig.22) Carregamento axial em coroas de 10 mm (A), 12,5 mm (B) e 15 mm (C) (Moraes <i>et al.</i> , 2013) .....	36
Fig.23) Carregamento oblíquo em coroas de 10 mm (A), 12,5 mm (B) e 15 mm (C) (Moraes <i>et al.</i> , 2013) .....	37
Fig.24) Secção de parafuso -carregamento axial. Coroas de 10 mm (A), 12,5 mm (B) e 15 mm (C) (Moraes <i>et al.</i> , 2013).....	38
Fig.25) Secção de parafuso -carregamento oblíquo. Coroas de 10 mm (A), 12,5 mm (B) e 15 mm (C) (Moraes <i>et al.</i> , 2013) .....	38
Fig.26) Distribuição do stress no implante e osso (Amornvit <i>et al.</i> , 2013).....	39
Fig.27) A angulação do implante leva a um aumento da tensão na região cervical aquando da aplicação de cargas sobre o mesmo (Haddad <i>et al.</i> , 2008) .....	39
Fig. 28) Concentração de tensões na região das três primeiras roscas (Haddad <i>et al.</i> , 2008).....	40

## **ÍNDICE DE TABELAS**

Tabela 1) Valor máximo de deslocamento (nível de coroas) (Moraes <i>et al.</i> , 2013) .....	37
Tabela 2) Valor máximo de deslocamento (nível de osso) (Moraes <i>et al.</i> , 2013).....	38

## I) INTRODUÇÃO

A estética adquiriu no século XXI um grande impacto nos modelos pessoais e interpessoais.

Para o paciente a perda de um órgão dentário pode trazer problemas funcionais, psicológicos e estéticos. O desenvolvimento tecnológico na implantologia propiciou novas alternativas de reabilitação. No mercado existe uma panóplia de implantes, com variados desenhos, macro e micro estruturas para diferentes tipos de osso e componentes protéticos diferentes, com o intuito de atender às necessidades clínicas de cada caso.

Recentemente Lee *et al.* (2012), fizeram referência aos benefícios dos dentes naturais remanescentes decorrentes da colocação de implantes que estão para além de proporcionar excelentes resultados funcionais e estéticos.

Tsumita *et al.* (2013), afirmaram que uma reabilitação com implantes na região anterior da cavidade oral é um desafio cirúrgico e protético, porque o melhoramento estético dos tecidos moles circundantes e a correspondência entre dentes artificiais e naturais em relação à cor, forma e durabilidade, são factores essenciais na manutenção da área estética.

Numa publicação Alqahtani e Flinton (2014), acrescentam a osteointegração como outro factor importante na reabilitação, bem como as qualidades dos materiais dos componentes protéticos. Os pilares em titânio são um exemplo, porque podem ser expostos após a recessão do tecido gengival, criando a sua descoloração na presença de um biótipo gengival fino, comprometendo toda a estética alcançada até ao momento.

Assim sendo, o grande desafio da reabilitação com implantes reside na obtenção de uma harmonia entre função, estética e integridade dos tecidos de suporte, respondendo aos requisitos biológicos e mecânicos.

Uma multiplicidade de sistemas de implantes é constantemente apresentado ao profissional de saúde, acabando por este não saber muita das vezes qual a melhor escolha para determinado caso, optando por um protocolo, implantes e componentes, por longos anos. Como os insucessos (falha de um implante, destorção /fracturas do

parafuso, perda óssea e da arquitectura dos tecidos moles) são também, uma inevitabilidade na prática clínica, esta revisão tem como objectivo proporcionar uma visão mais clara desta problemática.

O que pode acontecer mecânicamente na interface implante-pilar com prejuízo para um caso clínico?

É pretendido neste trabalho responder à questão em supra mencionada de uma forma clara e sucinta. Pois parece-nos ser pertinente a sua resposta, visto que o mundo do trabalho em Medicina Dentária se avizinha e uma correcta planificação de um caso clínico é crucial para um sucesso a longo prazo, na implantologia.

Esta revisão sugere que a osteointegração não é mais uma problemática maior ao contrário das complicações mecânicas entre implante-pilar, que consideram diversos factores, entre eles: biológicos, torque de aperto e desaperto, micromovimentos, infiltração bacteriana na interface implante-pilar decorrentes da *gap* e concentrações de forças de tensão nos implantes. O desenvolvimento deste trabalho procura dar enfoque a estas condições identificadas.

## **1) Métodos utilizados na pesquisa bibliográfica**

Para a realização deste trabalho foi realizada uma pesquisa *online*, pelos motores de busca, *Pubmed*, *Science direct* e *Google Academic*. As palavras-chave utilizadas foram: *dental implant*, *implant-abutment interface*, *osseointegration*. Dos artigos encontrados foram seleccionados para o trabalho 65, escritos em inglês e português, publicados entre 1996 e 2014.

## II) DESENVOLVIMENTO

### 1) Implantes Dentários

Desde muito cedo que a estética obedece a padrões e regras bem definidos, que de alguma forma nos são impostos permanente e agressivamente, pressionando o ser humano na sua vida pessoal, inter-pessoal e sócio-económica.

Gratton *et al.*, (2001) afirmavam que a substituição de um órgão dentário em falta continua a ser um desafio clínico desconcertante, porque a sua ausência causa danos estéticos e alterações fisiológicas, dependendo da localização e quantidade de peças dentárias perdidas.

Neste sentido, cada vez mais os pacientes em Medicina Dentária procuram soluções estéticas no sector anterior e posterior da cavidade oral, acabando os implantes por representarem uma excelente opção de tratamento (Tsumita *et al.*, 2013).

Intrinsecamente relacionado com o conhecimento e capacidade clínica dos profissionais, reside a aptidão na selecção e aplicação dos melhores materiais existentes no mercado, convertendo-se num verdadeiro desafio biológico, estrutural e estético, estando muitas vezes os pacientes expectantes por verem no trabalho final verdadeiras “obras de arte”, desconhecendo e até desvalorizando um grande percurso, desde o material disponível até à possível concretização clínica (Gratton *et al.*, 2001).

O conhecimento sobre o comportamento dos implantes na actualidade já não é uma incógnita como outrora, no entanto, Kerbs *et al.* (2013) afirmaram que é cada vez mais importante a realização de estudos a longo prazo (> 10 anos) que incluam um número suficientemente grande de exemplares (> 500) para permitir a confiança e a comparação de subgrupos.

Num artigo publicado por Schwarz (2000), relata que forças funcionais ou parafuncionais resultantes do contacto oclusal dos dentes naturais, advirá numa adaptação fisiológica dos tecidos de suporte. Uma vez que os implantes não têm ligamento periodontal ou algo que exerça a sua função, não pode existir trauma oclusal. Em substituição, forças negativas são geradas que podem resultar em complicações

mecânicas e micro biológicas dos componentes do implante, resultando assim numa peri-implantite.

Nesse sentido, as mudanças em curso no mercado de implantes são evidentes ao longo dos anos, porque a maioria dos dispositivos que estavam disponíveis há mais de duas décadas, são incomuns ou indisponíveis (Krebs *et al.*, 2013).

Partindo do pressuposto que o implante dentário é a melhor solução para uma determinada reabilitação oral, há que proporcionar uma correcta e eficiente mastigação, para tal é necessário dispôr de um ou mais implantes dentários, que são colocados no osso alveolar/cortical de um paciente como se de uma raíz dentária se tratasse e também de uma conexão que suporte a prótese.

## **2) Osteointegração**

A osteointegração representa um processo dinâmico, tanto durante a formação como na manutenção óssea (Abrahamsson *et al.*, 2004).

A necessidade do conhecimento dos comportamentos celulares é importante, porque superfícies diferentes nos implantes significam diferentes tipografias celulares. Para compreender estes comportamentos celulares, são realizados estudos laboratoriais usando cultura das células, a fim de avaliar entre outras características, a morfologia, orientação, proliferação e adesão delas. Uma avaliação histológica é realizada tanto em animais como em seres humanos para descrever a resposta fisiológica em diferentes tipos de superfícies (Piattelli *et al.*, 2011).

Martins *et al.* (2011), acreditam que a análise da estabilidade primária é importante, no entanto, uma irrigação sanguínea suficiente é necessária para que o metabolismo local não seja prejudicado, facilitando a cicatrização e conseqüente osteointegração.

Ao longo das últimas três décadas muitos estudos foram realizados a longo prazo, observando-se taxas de sucesso de 90% na osteointegração dos implantes (Mangano *et al.*, 2009; Hussaini *et al.*, 2010).



No entanto, Lazzara *et al.* (1996), analisando a osteointegração implantar e constataram que os implantes colocados particularmente na área anterior, têm uma maior taxa de sobrevivência do que os implantes colocados na zona posterior da maxila, acrescentando que a avaliação da densidade óssea torna-se crucial na escolha do protocolo de colocação de implantes, podendo condicionar o tipo de implantes a utilizar e a técnica cirúrgica.

Mais tarde, Ekfeldt *et al.* (2001), acrescentaram que para além da qualidade e quantidade do tipo de osso, o tipo de implante também influencia a técnica utilizada na colocação de implantes.

Quando a técnica de carga imediata começava a ser mais aplicada, Degidi *et al.* (2009), referiram que esta possui um efeito cinérgico na formação óssea e ausência de efeitos adversos na osteointegração.

Posteriormente, Martins *et al.* (2011), mencionaram como cuidados necessários, a execução de exames complementares pré-cirúrgicos e determinação da quantidade de osso disponível para a colocação de implantes. Os autores referiram ainda que um sobre aquecimento do osso durante a fresagem pode ser um factor determinante de insucesso na reabilitação.

Martins *et al.* (2011), acrescentam ainda que para uma boa osteointegração seria ideal a colocação de implantes num osso tipo II, encontrando-se apenas na região anterior mandibular quando não muito reabsorvida. O osso tipo III, apesar de ser melhor do que o osso tipo IV, muitas vezes apresenta dificuldades na estabilização do implante. Os ossos tipos I e IV não são bons candidatos à colocação de implantes. Subscrevendo ainda outras conclusões publicadas até à data, os autores confirmam que a hipótese de ocorrer um insucesso na osteointegração é baixo, se todos os passos forem executados correctamente, porque diferentes factores interagem entre si interferindo no processo da osteointegração, tais como: saúde geral do paciente, tipo de osso, tipo de implante utilizado, técnica e assépsia utilizada.

Abrahamsson *et al.* (2004), publicaram um artigo onde analisaram a osteointegração de dois implantes de conexão interna cónica com e sem uma superfície SLA (Sandblasted, Large-grit, Acid-etched) e afirmam que o implante que foi jateado e atacado com ácido obteve uma taxa e grau de osteointegração mais elevada.

Mais recentemente, Brogini *et al.* (2006), analisaram trinta implantes com conexão interna só com uma superfície SLA e constataram que uma boa osteointegração não é sinónimo de ausência de infiltrações bacterianas, a infiltração ocorrida resultou numa perda óssea significativa, mesmo com colocação do implante justa, supra ou infra-óssea. Os autores concluíram que não há uma relação directa entre a configuração do implante e a resposta dos tecidos peri-implantares.

Martins *et al.* (2011), acrescentam ainda que o crescimento ósseo normal de um ser humano, também é um factor importante a ter em conta aquando da colocação de implantes, porque uma colocação de implantes antes do término da fase de crescimento ósseo, pode impedir o desenvolvimento normal do complexo crâneo-facial, conduzindo o paciente a problemas futuros de desarmonia das bases craneanas (más oclusões).

### 3) Interface Implante-Pilar

Rodriguez e Rosenstiel (2012), afirmam que o conceito de estética e altas expectativas coexistem com os avanços no *design* dos implantes, peças protéticas e técnica clínica.

Lee *et al.* (2012), publicaram um artigo onde afirmavam que uma reabilitação com implantes inicia-se com o estabelecimento de um plano de tratamento e a realização de fotografias da cavidade oral. Quando é tomada a decisão de realizar a cirurgia de colocação de implantes, devem ser verificadas as condições do osso onde os implantes serão colocados. Cerca de seis a doze semanas após a cirurgia, é necessário verificar se o dispositivo está ou não bem integrado no osso, e só depois o pilar será ligado ao implante. Após a conclusão deste processo, o trabalho estético mais visível é iniciado na cavidade oral, anexando a coroa sobre o pilar (Fig.1).

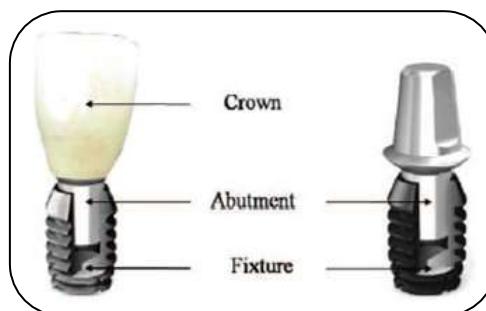


Fig.1) Designação de uma estrutura de implante dentário (Lee *et al.*, 2012)

Muitas empresas, baseando-se no desenho de hexágono externo, fabricam implantes e componentes compatíveis com o Sistema Branemark<sup>®</sup>. Esta similariedade permite o intercâmbio de componentes entre as várias empresas. No entanto, é importante verificar a informação fornecida por cada fabricante relativo ao seu produto, tais como: as tolerâncias e a precisão no fabrico dos seus componentes e o seu controle de qualidade, uma vez que, pequenas variações dentro destes limites podem levar a problemas de desajuste entre o implante e o pilar, prejudicando a estabilidade do conjunto (Mendonça *et al.*, 2004).

Os principais factores de risco para o insucesso de um tratamento unitário implanto-suportado, são: zonas edêntulas longas (> 10 mm), reabilitação com *cantileveres* longos (> 6 mm) e torques iniciais elevados (depende do fabricante) (Montero *et al.*, 2012).

Através de um estudo *in vitro*, Norton (2000) comparou a força relativa do pilar dos sistemas de implantes com conexão cônica interna 8° (Straumann ITI) e conexão cônica interna 11° (Astra Tech) (Fig.2). Os autores concluíram que para níveis clinicamente relevantes de flexão, não houve problemas na falha dos componentes dos dois sistemas. A incorporação de um *design* de pilar cônico, otimiza a capacidade de articulação do pilar ao implante para resistir a forças de flexão.



Fig.2) Pilares cônicos ITI Straumann e Astra Tech (Norton, 2000)

Hasan *et al.* (2012), propuseram como objetivo investigar experimentalmente e numericamente a influência de uma região cervical lisa e outra tratada de implantes com conexão cônica interna e externa, imediatamente carregados em combinação com pilares com angulação de 20° e rectos sobre a estabilidade primária do implante (Fig.3).

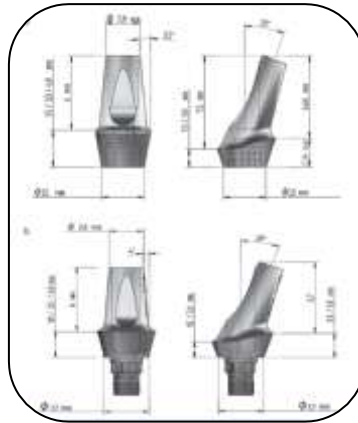


Fig.3) Pilares em titânio utilizados no estudo, com as dimensões detalhadas (Dentaurum implantes, GmbH) A) Sistemas de pilar Tiolox<sup>®</sup>, em linha recta e com 20° B) Sistema de pilar TioLogic<sup>®</sup>, em linha recta e com 20° (Hasan *et al.*, 2012)

Os resultados obtidos demonstram que os implantes Tiolox<sup>®</sup> que têm segmentos cervicais finos podem ser recomendados em especial com pilares angulados. Valores mais elevados foram obtidos em osso esponjoso com implantes rugosos conectados a pilares angulados (Tiolox<sup>®</sup>) (Hasan *et al.*, 2012).

Apesar dos objetivos serem interessantes, os resultados experimentais e numéricos obtidos por Hasan *et al.* (2012), necessitam de ser confirmados clinicamente. Porque uma das limitações deste artigo de análise de elementos finitos (FEM) foi considerar um comportamento homogêneo e isotrópico do osso trabecular.

Lee *et al.* (2012), debruçaram-se sobre um novo sistema 3D, afirmando que um sistema especialista, é um sistema de tomada de decisão em que de um conhecimento específico, as experiências são projectadas para um computador. Isto torna possível que um “não-especialista” adquira resultados de inferência através do conhecimento de um “perito”. Para além de alcançarem resultados de inferência, podem ser explicados os tipos de dados que são necessários para obter soluções para resolução de problemas, quanto ao seu uso e os caminhos pelos quais são transferidos.

Assim sendo, Lee *et al.* (2012), propuseram um método de construção de um sistema de tomada de decisão baseada na Web que permite a selecção de um tipo apropriado de pilar, tendo em conta dados anatômicos do paciente e preferências que são baseadas num conhecimento especializado e experiente para os pacientes. Este sistema fornece informações integradas e correctas não só ao clínico como também aos fabricantes. Um

sistema flexível de tomada de decisão é construído com resultados que são visualizados pela forma de 3D.

As novas tecnologias estão a evoluir para que num futuro próximo possam abranger uma grande parte do trabalho e minimizar ao máximo os possíveis erros. Há ainda quem não se esqueça do que existe no mercado e questione o que se faz na actualidade, interrogando-se sobre os tipos de conexões, angulações e a rugosidade dos materiais.

Com o avanço da tecnologia, esta tem demonstrado que é possível fabricar um sem número de componentes (coifas, pilares, implantes, parafusos e componentes protéticos) nos mais variados materiais. Assim sendo, interessante será saber qual o comportamento que existe quando se juntam diferentes tipos de materiais entre implante-pilar. Numa tentativa de aumentar a qualidade da estética, cada vez mais são frequentemente utilizados materiais em cerâmica, existindo uma grande tentativa de mudar os pilares de titânio para zircônia, os quais têm uma alta translucidez e resistência mecânica criando um perfil de emergência ideal (Tsumita *et al.*, 2013).

Num estudo realizado por Stimmelmayer *et al.* (2012), os autores questionaram se o desgaste da interface após o carregamento cíclico seria maior na conexão de implantes trípode interno em titânio com pilares em zircônia de peça única, do que com pilares em titânio. Durante o carregamento cíclico, não foi observado fracturas do implante ou do pilar nem afrouxamento da conexão implante-pilar.

Comparando as micrografias eletrônicas de varrimento antes e após o carregamento cíclico, observou-se um maior desgaste e danos na interface implante-pilar em zircônia, em comparação com os pilares de titânio, que apenas foi perceptível um pequeno desgaste (Fig.4) (Fig.5) (Stimmelmayer *et al.*, 2012).

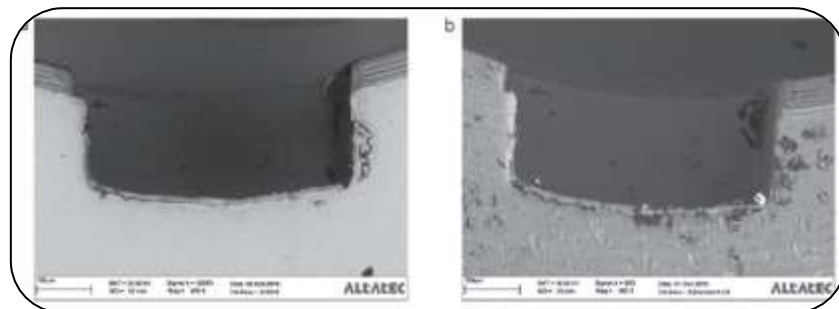


Fig. 4) Micrografias eletrônicas de varrimento com uma ampliação de 400× da interface do implante conectado com um pilar em zircônia de peça única A) antes do carregamento cíclico B) após o carregamento cíclico (Stimmelmayer *et al.*, 2012)

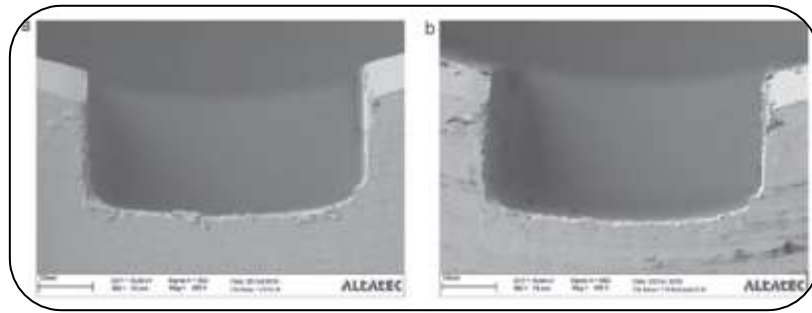


Fig. 5) Micrografias eletrônicas de varrimento com uma ampliação de 400× da interface implante conectado com um pilar em titânio A) antes do carregamento cíclico B) após o carregamento cíclico (Stimmelmayer *et al.*, 2012)

No entanto, Stimmelmayer *et al.*, (2012) verificaram uma discrepância significativa no desgaste causado pelos dois pilares.

Os pilares em titânio assumem assim algumas vantagens, como: boa estética (não em comparação com a zircônia), estabilidade mecânica, interface titânio com titânio sem quase nenhum desgaste (em comparação com os pilares em zircônia de peça única) e nenhuma falha na prótese (afrouxamento do parafuso ou pilar) foram observados durante o carregamento cíclico, embora houvesse maior desgaste na interface implante-pilar quando conectado com pilares em zircônia de peça única. Stimmelmayer *et al.* (2012), concluíram que se dois componentes com rigidez diferente estão em função, a energia de deformação é distribuída para o material com o menor módulo de elasticidade.

No entanto, a generalização dos resultados apresentados em supra merece ponderação e prudência, porque a utilização da mesma matéria-prima em duas fábricas distintas podem originar componentes com qualidades opostas. Verdade também é que o mercado CAD/CAM tem expandido e os seus resultados têm sido satisfatórios para a prática clínica. Actualmente, um pilar cerâmico personalizado pode ser uma alternativa ao uso de uma coroa metalo-cerâmica convencional cimentada ou aparafusada, num pilar em titânio (Stimmelmayer *et al.*, 2012).

Bertolini *et al.* (2014), num estudo *in vivo*, relata a descrição do uso bem-sucedido de um pilar cerâmico personalizado realizado em CAD/CAM (Fig.6).



Fig. 6) Imagem de desenho assistido por computador obtida pela leitura de um pilar 4,1mm sobre o implante dentário analógico de 5,0mm (Bertolini *et al.*, 2014)

Este pilar personalizado combina a força e ajuste precisos que são necessários num pilar para um implante com conexão de hexágono externo em titânio tendo como parceria as vantagens estéticas, porque quando estamos perante um biótipo gengival fino torna-se necessário ocultar a margem do pilar do implante dentário, embora a técnica cirúrgica e a manutenção dos tecidos periodontais logram bons resultados (Bertolini *et al.*, 2014).

Além de ser uma mais-valia nas zonas anteriores, ele pode ser usado para áreas posteriores onde o ombro do pilar pode ser visível, mesmo sob carga oclusal pesada (Bertolini *et al.*, 2014).

Devido a estas excelentes vantagens, o uso de CAD/CAM no fabrico de pilares tornou-se um pouco mais generalizado, no entanto, a precisão do ajuste na interface de sistemas de implantes com conexões internas diferentes é ainda algo questionável. Um estudo realizado por Sumi *et al.* (2012), observou a precisão de ajuste nas interfaces de pilares em titânio e em zircónia, nos sistemas Astra Tech (cone interno) e Replace Select (trilobo interno). Os resultados obtidos mostraram que a interface implante-pilar de ambos os sistemas foram seladas sob condições de não-carregamento. No entanto, foi observado um *microgap* invertido, que pode induzir à concentração de esforço excessivo em torno da interface do conjunto e potencialmente criar um nicho de acumulação bacteriana.

Perante a noção de que é possível fazer-se a junção de dois materiais distintos entre a conexão implante-pilar, Kim *et al.* (2013), desenvolveram um estudo com o intuito de comparar a capacidade de carga máxima de um número de pilares diferentes em zircônia com uma conexão tri-lobolada interna, avaliando o seu modo de falha. Não foi esperado que houvesse diferenças significativas, tanto na capacidade de carga máxima

como no modo de falha em cada um dos pilares, já que todos são em zircônia. O certo é que neste estudo onde foram comparados os pilares Aadva CAD/CAM, Nobel Procera® e Lava®, os pilares de Aadva exibiram fracturas com localização na área entre os lóbulos vestibulares e distais da conexão tri-lobolada, onde a espessura de zircônia é mais fina (Fig.7).

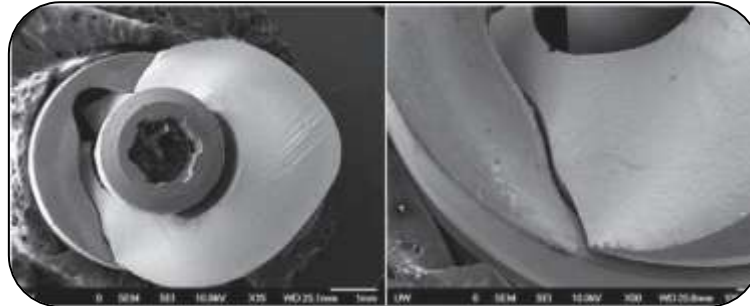


Fig. 7) Imagem de microscopia eletrônica de varrimento da superfície de fractura do pilar Aadva CAD/CAM A) origem da fractura (ampliação 15x) B) *close-up* da origem da fractura (ampliação 50x) (Kim *et al.*, 2013)

Nos pilares da Nobel Procera® ocorrem igualmente fracturas, no entanto, estas localizam-se na área interna, no contacto da zircônia com a cabeça do parafuso, lateral e posteriormente (Fig.8) (Kim *et al.*, 2013).

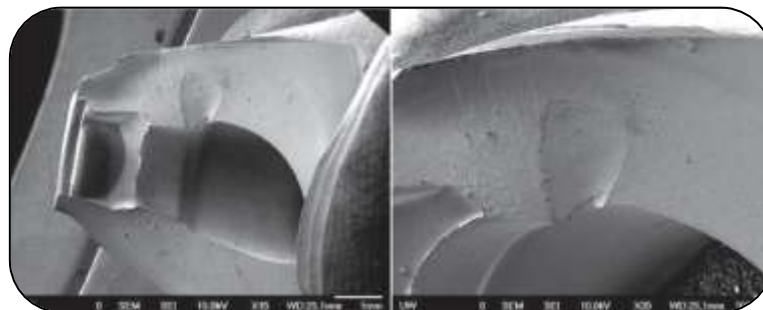


Fig. 8) Imagem de microscopia eletrônica de varrimento da superfície de fractura do pilar Nobel Procera® A) origem da fractura (ampliação 15x). B) *close-up* da origem da fractura (ampliação 35x) (Kim *et al.*, 2013)

Quanto aos pilares Lava® estes exibiram uma separação entre a zircônia e a inserção com o titânio (Fig.9), demonstrando uma maior capacidade de carga máxima sob carga estática relativamente aos demais pilares em zircônia. Pelo contrário os pilares Aadva® e Nobel Procera® não demonstraram qualquer diferença significativa na capacidade de carga máxima sob carga estática (Kim *et al.*, 2013).





Fig. 9) Pilar Lava® exibindo uma separação entre a zircônia e titânio (Kim *et al.*, 2013)

Assim sendo, Kim *et al.* (2013), concluíram que o modo de falha para todos os três tipos de pilares em zircônia foram diferentes, o que nos leva a dizer que diferentes marcas nos proporcionam diferentes produtos mesmo com a mesma matéria-prima.

#### **4) Sistemas de Implantes *Cone Morse***

Os implantes dentários ao longo do tempo têm sofrido muitas alterações, desde o material à sua forma geral, passando pelas conexões implante-pilar.

Muitas alterações na geometria interna dos implantes foram idealizadas, fabricadas e a maioria comercializadas, mas por vezes essas geometrias internas dificultam o processo de reabilitação protética e reduzem o número de fabricantes com sistemas compatíveis (Haddad *et al.*, 2008).

No início a função das conexões era o suporte de uma supra estrutura (Verri *et al.*, 2012). No entanto, ao longo dos tempos foram surgindo preocupações com este sistema de retenção. Tsumita *et al.* (2013), mencionaram que a posição e direção inadequada dos implantes, a adaptação e recessão dos tecidos moles e a estabilidade do conjunto implante-pilar-parafuso, são problemas de sempre e que devem ser resolvidos.

Em concordância com as afirmações de Tsumita *et al.* (2013), temos o artigo publicado por Bozkaya e Muftu (2003), no qual já mencionavam existirem problemas biomecânicos, e que para além desses, surgiam os problemas estéticos, adicionando assim a necessidade de resolução dos mesmos.

Tudo se iniciou em 1864 quando surgiu a necessidade de criar uma nova forma de fixar e guiar brocas helicoidais (Soares *et al.*, 2006; Hernigou *et al.*, 2013).

Stephen A. Morse criou uma variedade de hastes cônicas que se encaixavam na perfeição. No início foram construídos dois calibradores padrão que em pouco tempo foram ampliados para tamanhos maiores e menores de 8 números que iam desde o 0 - 7, estando incluídos em padrões ISO 296 em 1991 (Soares *et al.*, 2006).

Este conceito foi introduzido primariamente na ortopedia (Hernigou *et al.*, 2013) e mais tarde adoptado e adaptado aos sistemas de conexão dos implantes dentários (Verri *et al.*, 2012).

Perante as necessidades clínicas, um novo sistema foi desenvolvido, que apresenta uma conexão cônica entre o implante e o pilar, idealizado nos conceitos iniciais da conexão Cone Morse (Bozkaya e Muftu, 2003).

*Cone Morse* é um termo originado da indústria mecânica, que designa um mecanismo de encaixe, no qual dois elementos desenvolvem uma acção resultante do contacto íntimo por fricção, quando um elemento “macho” cônico é instalado numa “fêmea” igualmente cônica (cone dentro de cone) (Fig.10) (Bozkaya e Muftu, 2003; Hernigou *et al.*, 2013).



Fig.10) Cone dentro de cone, os componentes “macho” e “fêmea” são igualmente cônicas formando uma conexão perfeita (Bozkaya e Muftu, 2003; Hernigou *et al.*, 2013)

No início da investigação do sistema *Cone Morse*, acreditava-se que as suas características dependiam da interface, tais como: força de inserção/desinserção e a distribuição de tensões que dependem do ângulo do cone; do comprimento de contacto;

diâmetro interno e externo; profundidade da inserção; propriedades do material (Hernigou *et al.*, 2013).

Um *Cone Morse* é também definido pela angulação que as superfícies fazem com o eixo longitudinal do componente e pelo desfasamento do ângulo entre o componente “macho” e “fêmea” (Hernigou *et al.*, 2013).

Em dois artigos distintos publicados por Bozkaya e Muftu (2003) e por Mangano *et al.* (2011), mencionam que a força de união entre os componentes é proporcional à força de inserção, evitando que o componente “macho” seja removido facilmente da componente “fêmea”, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar uma força axial de intensidade razoável. A angulação total das paredes de conexão *Cone Morse* é de 6° a 16°, o que proporciona um contacto íntimo entre implante-pilar, oferecendo uma maior estabilidade mecânica do mesmo.

No sistema *Cone Morse* observa-se uma ligação com travamento automático de aperto, guiado por uma conexão interna, esta alta estabilidade mecânica reduz significativamente as complicações protéticas, apresentando-se assim num procedimento bem-sucedido na reabilitação dos arcos parcial ou totalmente edêntulos (Mangano *et al.*, 2009).

Especialmente nas regiões posteriores de ambos os arcos, este tipo de conexão pode fornecer uma incidência muito baixa de falhas e complicações biomecânicas (Mangano *et al.*, 2009). Perante tais factos pode-se afirmar que a incorporação de uma conexão cônica entre o implante e o pilar aumenta a capacidade de resistir a forças deformantes (Pintinha *et al.*, 2013).

Recentemente, Verri *et al.* (2012), afirmam numa publicação, que o sistema *Cone Morse* apresenta algumas vantagens em relação aos demais sistemas de conexão implante-pilar, de entre elas temos: melhor adaptação entre o componente protético e o implante, eliminação de microfendas entre os dois componentes, redução dos níveis de reabsorção óssea peri-implantar, minimização dos micromovimentos, redução da incidência de afrouxamento e fractura dos parafusos de conexão. Promovem assim, uma melhor fixação anti-rotacional e maior resistência do conjunto implante-pilar protético. Em conclusão os autores, afirmam que a íntima união entre os dois, praticamente se torna numa resposta mecânica de um corpo único.

No início do século XXI, já eram mencionadas as excelentes qualidades deste tipo de conexão, mais especificamente sobre a incidência em problemas mecânicos, Mangano e Bartolucci (2001), realizaram um estudo utilizando oitenta implantes de sistema *Cone Morse*, obtendo uma baixa incidência de problemas mecânicos nestes implantes.

Numa análise com elementos finitos a micromovimentos, Merz *et al.* (2000), observaram um maior número de micromovimentos de rotação nos pilares de implantes com sistema de conexão hexágono externo em contraste com uma ausência de movimentos de rotação nos pilares de implantes com sistema *Cone Morse*. Esta mecânica superior ajuda a explicar a estabilidade significativamente maior a longo prazo destes implantes em aplicações clínicas.

Em relação à capacidade de fadiga, Khraisat *et al.* (2002), compararam os mesmos tipos de implantes (conexão hexágono externo e *Cone Morse*), e os resultados são igualmente superiores para o sistema *Cone Morse*, obtém os melhores valores.

Relativamente às tensões produzidas ao redor da cortical óssea, este tipo de conexão tem a capacidade de as reduzir, diminuindo a possibilidade de sobrecarga óssea (Baggi *et al.*, 2008)

Contrapondo os resultados obtidos por Baggi, *et al.* (2008), temos um estudo publicado por Nishioka *et al.* (2011), no qual os autores afirmam que os valores obtidos dos sistemas de conexão hexágono interno e de conexão *Cone Morse* são idênticos, não sendo estes últimos capazes de reduzir microdeformações ao redor dos implantes, provocados pelas tensões.

Verri *et al.* (2012), apoiam a ideia de que pelas características de conexão interno que os implantes *Cone Morse* possuem, estes são tidos como os mais estéticos em comparação com os implantes com sistemas de conexão hexágono externo, não havendo diferenças estéticas relevantes entre o sistema de conexão hexágono interno e o sistema *Cone Morse*.

O sistema de conexão *Cone Morse* tem-se mostrado assim mais efectivo para esta finalidade, pois existe a possibilidade de uma melhor acomodação dos tecidos moles sobre os componentes protéticos, porque não são do mesmo diâmetro do implante. Este

sistema afasta a interface implante-pilar, não se tornando altamente vulnerável aos processos infecciosos do tecido ósseo, importantes na perda óssea (Verri *et al.*, 2012).

Mangano *et al.* (2010), analisaram as próteses unitárias, durante um período de quatro anos, e obtiveram taxas de sucesso de 98,4% e de perda óssea de 1,14mm ao redor do implante, confirmando que este sistema é uma solução, pois há a possibilidade de ocorrer com menor incidência o afrouxamento dos parafusos. Um ano mais tarde, Mangano *et al.* (2011), publicaram um novo artigo sobre uma análise de reabilitações mais extensas em pacientes desdentados parciais e/ou totais, que foi realizado durante um período de cinco anos, observando taxas de sobrevivência de 98,23% e perda óssea de 1,1mm peri-implantar, reafirmando que a utilização do sistema de conexão *Cone Morse* representa um procedimento de sucesso para a reabilitação de pacientes parcial ou totalmente edêntulos.

Implantes com sistema de conexão hexágono externo das mais variadas marcas são os mais utilizados nos cursos de implantologia. A mentalidade dos profissionais tem mudado, no entanto, há a resistência no uso de sistemas de conexão *Cone Morse*. O custo um pouco mais elevado e uma nova curva de aprendizagem desmotiva os profissionais, mesmo que a cirurgia de colocação deste implante seja mais simples do que a colocação de um implante de sistema de conexão hexágono externo, porque não necessita de broca para perfilar a forma do colo do implante (Verri *et al.*, 2012).

Perante tais vantagens que recaem sobre o sistema *Cone Morse*, ainda existe o receio de utiliza-lo na prática clínica, derivado à falta de familiarização do sistema. Verri *et al.* (2012), comungam da ideia de que seria vantajoso a publicação de mais artigos relacionados com as vantagens que este sistema trás, para que o profissional de saúde opte pelos mesmos.

## **5) Complicações na Interface Implante-Pilar**

### ***i) Perda Óssea***

Na técnica convencional submersa de colocação de implantes, o topo deste é colocado ao nível da crista óssea e o pilar de conexão após 3 a 6 meses cria uma considerável interface ao nível ósseo (Mangano *et al.*, 2009).

No primeiro ano após a colocação de um implante com conexão hexágono externo a perda óssea é de 1 a 2mm, no entanto, tal não é observado nas conexões de hexágono interno pois nestas, as forças são orientadas para o centro do implante e, portanto, são melhor distribuídas (Haddad *et al.*, 2008).

Num artigo publicado por Mangano *et al.* (2009), os autores afirmam que no sistema *Cone Morse* são mínimas as alterações evidenciadas entre os exames realizados a 1 e 4 anos, com níveis de perda óssea de 0,928mm e 1,161mm, respectivamente. Afirmando também que a melhor solução existente no mercado para combater a perda óssea peri-implantar, seriam os implantes com sistema *Cone Morse*, pois estes reduzem significativamente a probabilidade de ocorrer micromovimentos.

Moraes *et al.* (2013), realizaram estudos com implantes com conexões de hexágono externo, carregados com coroas de diferentes alturas, colocados na zona do osso cortical, demonstrando que para um carregamento axial (Fig.11), as áreas de concentração de *stress* localizam-se nas interfaces osso/implante em compressão na região superior e tracção na região inferior. Perante tal, a área de concentração de *stress* não é influenciada pelo aumento da altura da coroa.

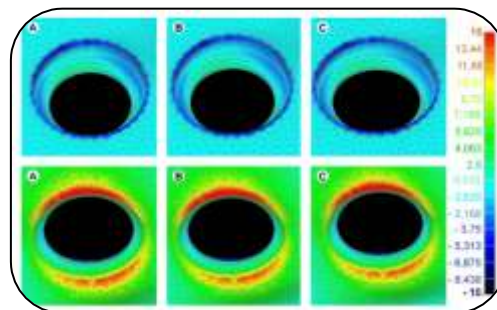


Fig.11) Tensão máxima principal. Osso cortical -carregamento axial. Coroas 10 mm (A), 12,5 mm (B) e 15 mm (C) (Moraes *et al.*, 2013)

No osso trabécular, a área de máxima tensão de compressão, foi observada no vértice do implante em todos os modelos analisados (Moraes *et al.*, 2013).

A altura da coroa sob carga axial não influencia o deslocamento e concentração de tensões, enquanto que a carga oblíqua fez aumentar a acção destes factores. A maior concentração de tensões é observada no colo do parafuso do implante no lado oposto à aplicação de carga. Assim sendo, os valores obtidos sugerem que o aumento da coroa

em implantes com conexões de hexágono externo, amplia a concentração de tensões no tecido osso-implante, aumentando a perda do tecido ósseo, principalmente sob carga oblíqua (Moraes *et al.*, 2013).

Num estudo realizado por Degidi *et al.* (2009), estes utilizaram os implantes *TissueCare* (sistema *Cone Morse*) e de *platform switched*, e constataram que uma menor dimensão do pilar em relação ao diâmetro do implante, também pode criar uma zona em torno da circunferência do implante, que ajuda a minimizar a invasão biológica com uma protecção dos tecidos moles e mineralizados peri-implantar, estabelecendo um colar de tecido que se sobrepõe à interface osso-implante. Este facto pode explicar a reduzida taxa de reabsorção óssea relatada para os implantes *platform switched*.

Estudos com seguimentos mais longos são uma mais-valia, como é o caso do estudo publicado por Berberi *et al.* (2014), que tem como principal objetivo avaliar o nível ósseo marginal durante e após 5 anos de colocação dos implantes com conexão interna cônica, com carga imediata em zonas cicatrizadas e pós-extracionais.

Os autores obtiveram resultados semelhantes em ambos os grupos (colocação pós-extração e em osso curado) no que se refere à perda óssea (Berberi *et al.*, 2014).

Numa análise cuidadosa dos dados, estes revelaram que a maioria das perdas ósseas marginais são observadas durante o primeiro ano de carregamento, permanecendo constantes após esse primeiro ano com uma taxa de 0.01-0.02mm/ano. Curiosamente, alguma perda óssea foi retomada após um período de 5 anos. Os resultados indicam que a inserção do implante com conexão interna cônica imediatamente carregado na local pós-extracional, não apresentam resultados significativos de reabsorção da crista marginal (Berberi *et al.*, 2014).

Berberi *et al.* (2014), afirmam assim que a carga imediata é um procedimento seguro e eficaz, quando medida em termos de sobrevivência de implantes (Fig.12). Algumas limitações estão relacionadas com a colocação imediata em locais pós-extracionais. Atualmente, é defendido que a profundidade da colocação de implantes seja inferior a 2-3mm apical à margem adjacente da coroa clínica. Além disso, é recomendável que a interface implante-pilar não seja colocada além da crista.

A colocação de pilares em implantes com carga imediata em zonas cicatrizadas reduz a perda óssea marginal e o colapso do tecido mole. A colocação de pilares em implantes colocados em zonas pós-extracionais não estão associadas ao aumento da perda óssea marginal (Berberi *et al.*, 2014).

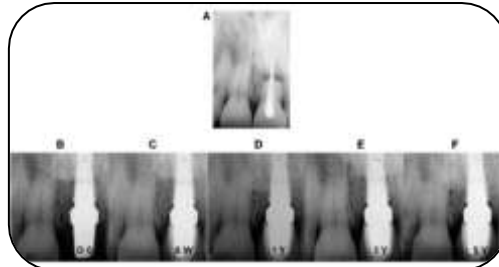


Fig. 12) Radiografias digitais intra-orais dos implantes colocados na loca pós-extracção com carga imediata em momentos diferentes de observação. (A) situação pré-operatória; (B) colocação do pilar e da coroa provisória; (C) 8 semanas após a cimentação de coroa definitiva; (D) após 1 ano; (E) após 3 anos; (F) após 5 anos (Berberi *et al.*, 2014)

### *ii) Micromovimentos e Stress*

O *stress* nos componentes de ligação pode causar fractura do parafuso, perda do pilar e danos na prótese, exigindo a reparação ou a substituição da mesma e dos seus componentes, com um prejuízo biológico mais ou menos marcado (Ricomini Filho *et al.*, 2010).

Ao longo dos tempos foram realizados estudos sobre a distribuição do *stress* ao redor do implante pela análise de elementos finitos tridimensional. No entanto, os modelos relatados foram simplificados e estão longe de representar o que ocorre em situações clínicas. Yamanishi *et al.* (2012), publicaram um estudo com a análise de elementos finitos tridimensionais, realizado com as seguintes conexões entre implante-pilar: conexão externa cônica, conexão interna recta e conexão cônica com colo revertido.

O *stress* na zona peri-implantar e os micromovimentos na junção implante-pilar foram os elementos investigados, revelando que a ocorrência destes dois factores afectam as tensões no osso peri-implantar nas três conexões analisadas. Assim sendo, é importante saber escolher um implante que gere o menor *stress* possível ao osso, bem como a realização de micromovimentos (Yamanishi *et al.*, 2012).

Yamanishi *et al.* (2012), acrescentam ainda que a optimização do *design* do implante, através de uma análise mais aprofundada com simulação detalhada da estrutura dos



implantes utilizados clinicamente, poderia ajudar a excluir a sobrecarga e posteriormente alcançar um melhor prognóstico.

Saidin *et al.* (2012), acreditam que os micromovimentos e o *stress* desempenham um papel crucial na formação de *microgaps* e infiltração microbiana. Num estudo, de elementos finitos, os autores induziram diferentes padrões de distribuição de micromovimentos e *stress* sob carga oclusal, em diferentes conexões entre implante-pilar (hexágono interno, octógono interno, cônico interno, trilobolo interno). Concluindo que os micromovimentos existentes entre o implante-pilar são dependentes do *design* e da conexão do implante.

Devido a um design poligonal regular (pilares hexagonais e octogonais internos) produzem padrões semelhantes de distribuição de micromovimentos e *stress*. Devido ao seu perfil poligonal o pilar trilobe produz a menor magnitude, ao contrário do pilar cônico interno que produz maior magnitude de micromovimentos. Pilares não cilíndricos têm micromovimentos mais baixos, no entanto, têm maior tendência para o *stress* concentrar-se nos vértices, proporcionando um aumento do risco a microfracturas, formando *microgaps* (Fig.13) (Saidin *et al.*, 2012).

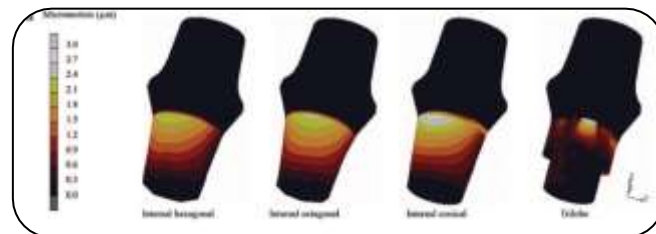


Fig. 13) Micromovimentos do pilar em relação do corpo do implante (Saidin *et al.*, 2012)

Mangano *et al.* (2009), afirmaram que com o sistema *Cone Morse* existe uma ausência de *microgaps* na interface implante-pilar, porque este tipo de implantes evitam os micromovimentos, no entanto, temos os resultados de Aloise *et al.* (2010), que contraafirmam esta afirmação, os resultados demonstram dois grupos de implantes *Cone Morse* de marcas distintas que obtiveram um baixo nível de infiltração bacteriana na região do *gap*.

Partindo do pressuposto que os micromovimentos não podem ser evitados, está descrito que ao utilizar um implante com um colo cônico invertido este reduz a concentração de

*stress* oclusal na zona do osso vestibular, bem como reduz os micromovimentos ocorridos no pilar (Yamanishi, 2012).

Gratton *et al.* (2001), demonstram que através da avaliação do efeito de torque de pré-carga aplicado aos parafusos de pilares em liga de ouro conectados a implantes com conexão hexágono externo, os micromovimentos do parafuso na interface implante-pilar permaneceram constantes por 100.000 ciclos para os grupos de pré-carga com 16Ncm, 32Ncm e 48Ncm, indicando assim a não ocorrência de fadiga do parafuso.

Relativamente às junções implante-pilar-parafuso que foram aparafusados com menor intensidade (pré-carga inadequada), estas exibiram micromovimentos significativamente maiores na interface implante-pilar, o grupo de 16Ncm obteve micromovimentos significativamente maiores (Gratton *et al.*, 2001).

As junções implante-pilar-parafuso que sofreram um aperto mais elevado (48Ncm torque pré-carga) exibiram a menor quantidade de micromovimentos sem comprometimento do sistema (Gratton *et al.*, 2001).

Através de uma avaliação fotoelástica (Fig.14), Barbosa *et al.* (2007), observaram uma grande quantidade de tensão gerada no modelo após o torque de todos os parafusos da infra-estrutura. Confirmando assim que o pequeno *microgap* obtido após o torque das infra-estruturas deu-se à custa de tensões nos implantes de hexágono externo que as suportam.

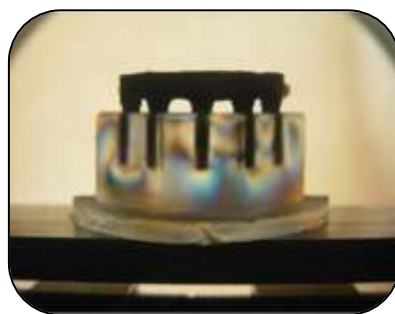


Fig. 14) Presença de franjas fotoelásticas mostrando tensão gerada ao modelo após o aperto de todos os parafusos da infra-estrutura (Barbosa *et al.*, 2007)

Mangano *et al.* (2009), rematam tudo o que foi publicado ao afirmarem que apesar da presença de *microgaps*, micromovimentos e perdas ósseas peri-implantares, o sistema

*Cone Morse* nos tecidos moles peri-implantares colocados no período de 1 e 4 anos, apresenta uma saúde gengival de 90,83% sem qualquer tipo de inflamação gengival.

Um novo projecto foi desenvolvido com o objetivo de adaptar a técnica de permeabilidade de gás de infiltração nas conexões implante-pilar, a fim de fornecer uma nova ferramenta quantitativa e reprodutível para mais investigações. Este método até à data nunca foi usado no campo da implantologia para avaliar *microgaps* na interface implante-pilar (Torres *et al.*, 2011).

Este novo sistema não pode ser adaptado aos implantes *Cone Morse*, em virtude das forças serem geradas do sentido apical para coronal. No sistema *Cone Morse*, as forças mastigatórias proporcionam maior ajuste implante-pilar.

### ***iii) Infiltração Bacteriana***

O biofilme forma-se em superfícies duras através de um sistema de fluído, depositando-se tanto sobre os dentes naturais como em coroas e implantes orais. Como resultado do desafio bacteriano, o hospedeiro responde pela montagem de um mecanismo de defesa levando à inflamação dos tecidos moles (Lang *et al.*, 2000; Bragger *et al.*, 2001; Zitzmann *et al.*, 2002).

No complexo dento-gengival, isso resulta numa gengivite, no complexo implante-mucosa, esta inflamação denomina-se mucosite. Se a placa é acumulada por prolongados períodos de tempo, a mucosite pode tornar-se em peri-implantite afectando o osso de suporte peri-implantar (Lang *et al.*, 2000; Bragger *et al.*, 2001; Zitzmann *et al.*, 2002).

Apesar da perda do suporte ósseo, o implante ainda permanece osteointegrado e, portanto, clinicamente estável. Esta é a razão por que a mobilidade representa o recurso de diagnóstico específico da peri-implantite, no entanto, existem outros parâmetros mais sensíveis e mais confiáveis para o diagnóstico de uma peri-implantite os quais são: sangramento e profundidade à sondagem e interpretação radiográfica (Lang *et al.*, 2000).

Mesmo com o desenvolvimento de novos implantes e pilares, e na tentativa de alguns autores proporcionarem uma melhor vedação de forma a evitar a microinfiltração, a infiltração bacteriana entre implante-pilar não foi completamente evitada.

Lopes *et al.* (2010), sugerem novos estudos com o desafio de se produzir um implante onde o contacto entre implante-pilar seja eficiente, ou mesmo a produção de um material eficaz no vedamento, a fim de se evitar infiltrações de fluídos para o interior do implante, que comprometam a sua durabilidade, devido a patologias como mucosite e peri-implantite bacteriana que possam ser desenvolvidas.

A conexão *Cone Morse* revela uma alta estabilidade mecânica e reduzidas complicações protéticas, derivado a uma eficaz vedação à prova de bactérias (Mangano *et al.*, 2009).

Aloise *et al.* (2010), contrapõem tal afirmação pois segundo a sua investigação (implantes *Cone Morse* divididos em dois grupos de marcas diferentes), estes implantes são incapazes de evitar completamente a infiltração bacteriana e a colonização. Afirmam que o facto de existirem reservatórios bacterianos contendo *Streptococcus sanguinis* na região subgingival é motivo de preocupação. Os autores defendem o seu estudo, afirmando que a infiltração bacteriana no 'interior' não foi testada, porque teria exigido uma desconexão implante-pilar. Isso introduziria certas desvantagens científicas, porque as bactérias da parte exterior poderiam ser transferidas para as partes internas durante o processo de abertura, causando um resultado falso-positivo. A desinfecção antes da abertura poderia causar resultados falso-negativos se o agente de desinfecção atingi-se as partes internas.

Independentemente das marcas analisadas, o estudo *in vitro* demonstrou haver infiltração bacteriana ao longo da interface implante-pilar. No entanto, segundo Aloise *et al.*, o estudo da infiltração bacteriana neste modelo de conexão (*Cone Morse*) não é ainda bem compreendido e serão necessários mais estudos *in vitro* e *in vivo* a longo prazo (Aloise *et al.*, 2010).

Já no que se refere aos sistemas de conexão hexágono interno e externo, as conexões internas são mais favoráveis em termos microbiológicos e biomecânicos (Haddad *et al.*, 2008)

Foi realizado um estudo *in vitro*, por Nascimento *et al.* (2008), com implantes de conexão hexágono externo, e com dois grupos de pilares, os pré-maquinados e os totalmente fundidos. A *Fusobacterium nucleatum* foi identificada e confirmada como sendo uma das bactérias colonizadoras. Apenas um dos nove experimentos realizados em cada grupo mostraram a contaminação do meio de cultura, indicativo de infiltração microbiana, ambos no terceiro dia, após a inoculação dos microorganismos.

No entanto, os pilares pré-maquinados mostraram sinais mínimos de infiltração bacteriana através da interface implante-pilar quando foram seguidas as instruções do fabricante (Fig.15) (Nascimento *et al.*, 2008).



Fig. 15) Amostra após a selagem superior. Setas mostram interface implante-pilar (Nascimento *et al.*, 2008)

A existência de tais fugas bacterianas não é surpreendente se compararmos o diâmetro de microorganismos orais ( $< 10 \mu\text{m}$ ) com o *gap* formado entre os componentes do implante. Nascimento *et al.* (2008), concluíram assim que pilares pré-maquinados apresentam baixa incidência de infiltração bacteriana após a união com implantes hexagonais externos sem carga, se as instruções do fabricante e procedimentos de fundição forem seguidos correctamente, no entanto, em todos os pilares analisados há infiltração bacteriana.

Considerando a importância da estabilidade do pilar e a penetração bacteriana através do *microgap*, Ricomini Filho *et al.* (2010), realizaram um estudo que imita o ambiente oral, sujeitando os sistemas de implante (conexão *Cone Morse*, hexágono externo) a variações de temperatura e cargas mecânicas.

Ricomini Filho *et al.* (2010), sugeriram que ciclos de fadiga térmica e mecânica poderiam favorecer a perda de pré-carga e facilitar a penetração bacteriana em implantes de hexágono externo e sistemas de junção cônica.

Observando a Fig.16 verificamos que o sistema de hexágono externo não evidenciou penetração bacteriana (*Streptococcus sanguinis*) através da interface implante-pilar para a parte interna do implante, no entanto, Ricomini Filho *et al.* (2010), sublinham que estes dados devem ser cuidadosamente revistos.

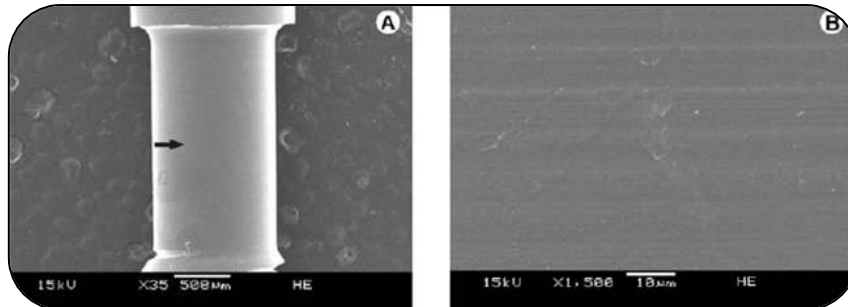


Fig.16) Micrografia de microscopia electrónica de varrimento do hexágono externo com pilar universal. A) parte superior do parafuso do pilar perto da interface implante-pilar; B) maior ampliação da área apontada pela seta não mostra nenhum crescimento bacteriano na superfície (Ricomini Filho *et al.*, 2010)

A avaliação foi realizada pela fricção de um ponto de papel na parte interna do implante, não sendo esta realizada na plataforma. Embora os sistemas de implantes fossem submetidos a ciclos de fadiga térmica e mecânica, o ensaio de penetração bacteriana foi realizado num estado estático. Mesmo assim os resultados mostram que não houve relação entre a perda da pré-carga e a infiltração bacteriana (Ricomini Filho *et al.*, 2010).

Uma colocação de implantes ideal com um perfil de emergência harmonioso e com um suporte dos tecidos moles adequados tem sido postulado. A lógica por trás da maioria das recomendações é que, se um implante é colocado de uma certa forma, os contornos dos tecidos moles vão imitar a dentição natural e proporcionar um resultado estético (Broggini *et al.*, 2006).

No entanto, o certo é que os determinantes da resposta do tecido mole permanecem por esclarecer. Broggini *et al.* (2006), afirmam que existe uma relação directa entre a configuração do implante com conexão interna e o resultado dos tecidos moles. Uma intensa concentração de células inflamatórias peri-implantares é associada com a interface implante-pilar-coroa, independentemente se a interface é colocada ao nível, acima ou abaixo da crista óssea alveolar.

Além disso, a inflamação associada ao implante resultou numa significativa perda óssea quando a interface é localizada ao nível ou abaixo do nível da crista óssea original (Fig.17) (Fig.18) (Broggini *et al.*, 2006). No entanto, estes resultados não se observam nos implantes *Cone Morse*.

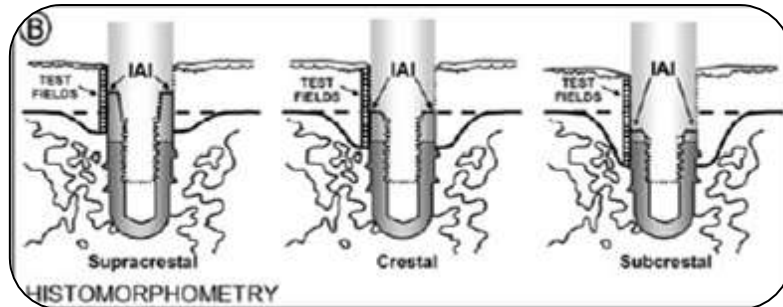


Fig.17) Sequência histológica (teste) dos campos dos tecidos moles peri-implante de apical a coronal que foram capturados digitalmente; a avaliação morfométrica do tecido peri-implante foi confinada ao tecido conjuntivo imediatamente adjacente à superfície do implante do epitélio gengival ao osso alveolar. Todas as células intersticiais não vascular foram avaliadas e designadas como neutrófilos ou células mononucleares. Colectivamente os linfócitos, células plasmáticas, monócitos e macrófagos foram considerados como uma única população de células (Broggini *et al.*, 2006)

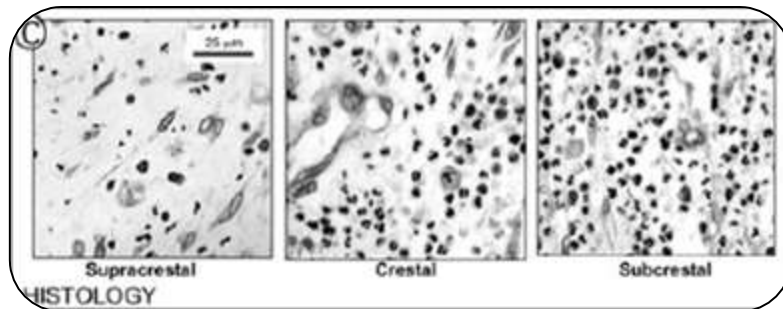


Fig.18) Fotomicrografias que representam os tecidos moles imediatamente adjacentes à interface implante-pilar. Embora os neutrófilos sejam abundantes na amostra na zona ao nível e abaixo da crista óssea, estas células foram pouco frequentes na zona superior da crista óssea. A) Pilar; AB) osso alveolar; BC) crista óssea; CT) tecido conjuntivo; GE) epitélio gengival; IAI) interface implante-pilar; R) parte áspera do implante (superfície SLA); S) colar liso maquinado do implante (Broggini *et al.*, 2006)

Entre todos os implantes com conexão interna utilizados, a concentração do pico de células inflamatórias peri-implantares ocorreu consistentemente ao nível ou coronalmente à interface implante-pilar, independentemente da posição da interface (Broggini *et al.*, 2006).

Apesar desse padrão de distribuição compartilhada de células inflamatórias em relação à interface, a ocorrência de inflamação foi significativamente maior apicalmente na interface ocorrendo concomitantemente a perda óssea. Esta perda óssea por outro lado foi associada com a magnitude da acumulação de células inflamatórias abaixo da crista óssea alveolar (Broggini *et al.*, 2006).

Em combinação, estes resultados indicam que a posição da interface implante-pilar pode definir o grau de acumulação de células inflamatórias e sugerem que as células inflamatórias contribuem, directa ou indirectamente, para a extensão da destruição óssea (Broggini *et al.*, 2006).

Tal destruição de tecido é prejudicial em consequência da inflamação, pois esta é conhecida por desenvolver diversos cenários fisiopatológicos. Alterando a interface da zona acima da crista óssea, muda efectivamente a localização do estímulo inflamatório, reduzindo também a perda de osso peri-implantar. Assim, a ocorrência de uma inflamação mínima surge quando o sistema de conexão ancora o pilar ao implante de forma estável e hermética, ou a interface está acima da crista óssea, considerando que a maior inflamação (e perda óssea) ocorre quando a interface é abaixo da crista óssea alveolar (Broggini *et al.*, 2006).

Em modo de resanha, Saidin *et al.* (2012), concluíram que após uma terapia peri-implantar de sucesso, a perda de osso ocorrida é irreversível, perante tal acontecimento acaba por ser prudente evitar a colonização bacteriana na interface implante-pilar.

#### ***iv) Torque de Aperto e Desaperto***

Dittmer *et al.* (2012), afirmam que o implante faz a substituição do dente, sendo inserido no osso um dispositivo (implante) com um pilar que serve de base para a prótese. Deste complexo, a fixação do implante e pilar são conectados por um parafuso. Nos últimos anos, os fabricantes têm desenvolvido vários tipos de conexão implante-pilar que podem ser geralmente classificados em conexão de junção ou em conexões cónicas. Ambos os tipos podem ser subclassificados de acordo com a presença ou ausência de um bloqueio contra rotação relativa ao deslocamento do pilar.

Numa publicação realizada por Cibirka *et al.* (2001), afirmam que, uma reabilitação com implantes para ser bem-sucedida requer um equilíbrio dinâmico entre os factores biológicos e mecânicos. Os factores biológicos são geralmente considerados multifatoriais e a falha mecânica é associada à instabilidade articular do parafuso entre implante-pilar. Quando se aperta o parafuso ao pilar, é gerada uma força de compressão, que mantém o contacto entre as superfícies dos dois elementos. Se o parafuso se solta a



pré-carga cai abaixo de um nível crítico, a estabilidade articular pode ser comprometida e pode potencializar o fracasso clínico. No fundo, o que é pretendido é uma melhor manutenção da pré-carga, para melhorar a longo prazo a estabilidade da articulação.

Com o aumento da utilização dos implantes orais nas reabilitações unitárias, as conexões passaram a desenvolver um papel muito importante, cuja função é de impedir a rotação da prótese. Esta preocupação estimulou os fabricantes a desenvolverem parafusos que suportem torques mais elevados, alterando o tipo de material, aumentando a precisão no encaixe e criando novos desenhos na interface implante-pilar (Bernardes *et al.*, 2006).

Norton (1999), realizou um estudo com o objetivo de avaliar o destorque, no que diz respeito a uma série de apertos. O autor utilizando implantes com conexão cônica interna, analisou o efeito da diferença de área cônica, da superfície de contacto dentro da interface, da contaminação salivar e do tempo para o desaperto.

O número de unidades testadas foram exíguas, no entanto, quando os dados foram agrupados, a análise estatística revelou uma forte correlação entre o valor do destorque e o torque inicial. Ao comparar o destorque com o torque inicial, confirmou que existe uma diferença entre os implantes de conexão interna cônica de 8° e 11°, dando origem a uma escassa diferença no afrouxamento com valores de torque a rondar os 100Ncm (Norton, 1999).

Em compensação, uma redução na área de superfície interfacial parece ter uma profunda influência sobre o torque de afrouxamento. No entanto, quando se aplica uma força maior, Norton (1999) concluiu que, para níveis clinicamente relevantes de torque (20 a 40Ncm) de aperto, o destorque foi cerca de 80% a 85% para todas as unidades testadas.

Muito recentemente, Pintinha *et al.* (2013), num estudo *in vitro* com implantes com conexão dodecagono interno, com um pilar de peça única em titânio e com um pilar de duas peças (pilar propriamente dito e o parafuso), observaram uma redução de torque em todos os grupos. A redução do torque foi similar para os parafusos dos dois grupos com e sem carga. O carregamento mecânico duplicou a força de tração média para remover o pilar de duas peças do implante.

Duarte *et al.* (2013), propuseram-se a analisar o destorque de implante-pilar-parafuso, antes e após a imersão em soluções fluoretadas. Os autores analisaram cinco conjuntos implante-pilar (Conexão<sup>®</sup>, INP<sup>®</sup>, SIN<sup>®</sup>, Titanium Fix<sup>®</sup> (todos conexão hexágono externo) e EMFILS<sup>®</sup> (conexão hexágono interno)), que foram embebidos numa solução fluoretada, de seguida os pilares foram conectados primeiro aos implantes e em seguida foi-lhes aplicado sucessivos torques (20Ncm) em momentos diferentes. Valores de destorque nos sistemas Conexão<sup>®</sup>, INP<sup>®</sup> e EMFILS<sup>®</sup> imersos na solução flúor foram significativamente maiores do que as do destorque inicial. Através da microscopia eletrônica de varrimento, os sinais de corrosão localizada não foram detectados, embora a análise química mostrou a presença de elementos envolvidos em processos corrosivos.

Barbosa *et al.* (2008), já afirmava que a existência de um desajuste entre implante hexágono externo e o pilar, parece estar relacionado com a perda de torque do parafuso. A incidência de *stress* sobre os componentes, actua sobre o afrouxamento do parafuso, o qual pode ser associado com os desajustes verticais. Esses achados indicam que grandes valores de desajustes verticais não implicarão necessariamente grandes perdas de torque. No entanto, os autores acreditam ser necessário a realização de mais estudos correlacionando o nível de desajuste horizontal com perdas de torque.

A tolerância de ajuste entre o implante hexágono externo e do pilar com hexágono interno tem sido sugerido como uma causa principal do desaperto do parafuso. Testes de fadiga com diferentes tolerâncias de ajuste podem ser usados para avaliar a estabilidade das conexões do parafuso hexagonal. Neste tipo de avaliações, o parafuso do pilar é apertado usando o torque ideal/recomendado. Após os testes de fadiga, ao parafuso é-lhe retirado o torque e o valor obtido da amostra é registado (Cibirka *et al.*, 2001).

Depois de 5.000.000 ciclos com forças entre 20N e 200N, num teste de fadiga em conexões implante-pilar com e sem hexágono externo, ficou comprovado a ausência de sinais clínicos subjetivos de instabilidade ou afrouxamento do parafuso (Cibirka *et al.*, 2001).

Num estudo realizado por Kim e Shin (2013), foram examinados os efeitos de três tipos de pilares com conexão interna (standard, ouro fundido e personalizados em CAD/CAM) e o seu dinamismo sobre implantes carregados com próteses, usando

métodos de fabricação diferentes através da medição do torque de remoção antes e após o carregamento dinâmico.

Eliminar o hexágono externo do implante e aumentar a altura da forma circular, resultaram num significativo efeito sobre a liga de ouro do parafuso do pilar em destorque (Kim e Shin, 2013).

Para se obter uma comparação de valores de torque de remoção antes e após o carregamento, foram formados três grupos de teste. Em dois grupos (*standard*, ouro fundido) Kim e Shin (2013), não observaram diferenças significativas. Já num terceiro grupo (CAD/CAM) foi encontrado uma diferença significativa. Isto demonstra que o afrouxamento do parafuso poderia ocorrer num pilar personalizado CAD/CAM. Por outro lado, para comparar o efeito entre sistemas de pilar, foi aplicado o mesmo parafuso nos três grupos. Qualquer tipo de sistema de pilar não teve um impacto significativo no desaperto do parafuso inicial. Depois de um tempo com um carregamento dinâmico de  $10^5$  ciclos com cargas entre 25N e 250N, o pilar personalizado de CAD/CAM teve um desaperto do parafuso inicial, ao contrário dos restantes pilares.

Kim e Shin (2013), afirmam também, que em comparação com estudos anteriores, neste não houve nenhuma adaptação adicional à margem, em contraste com os demais que indicaram que o pilar de CAD/CAM mostrou um bom ajuste marginal e qualidade similar com os outros pilares. Os investigadores sublinham que no pilar CAD/CAM, é necessário um estudo adicional a longo prazo relativamente ao afrouxamento do parafuso e à estabilidade de cada pilar, alvitando um maior número de amostras possíveis e o número de cargas com parafusos, que sejam recomendados pelos fabricantes. Um estudo mais aprofundado sobre o efeito de torque marginal de adaptação e remoção no afrouxamento do parafuso também será valioso.

Após vários estudos chegaram a dois dos sistemas de conexão mais usados pelas suas características, o sistema de conexão hexágono externo e o sistema de conexão hexágono interno.

Verri *et al.* (2012), afirmaram que o sistema de conexão hexágono externo sempre foi muito popular até á data, sendo o sistema mais utilizado. No entanto, novos estudos de diversos sistemas alternativos estão a ser estudados e desenvolvidos com o intuito de

reduzir a incidência de problemas biomecânicos frequentes, como: fracturas ou afrouxamento de parafusos.

Alguns factores poderão afectar a estabilidade do parafuso, tais como: contactos prematuros, força excêntrica do contacto oclusal, contactos interproximais e em *cantilever* (Tsumita *et al.*, 2013)

#### ***v) Efeitos de Fadiga na Articulação Implante-Pilar***

Como já foi mencionado, a estética está na vanguarda e os materiais têm que acompanhar essa evolução. Mediante tais factos, Tsumita *et al.* (2013), analisaram os valores obtidos sobre o efeito de fadiga proporcionado pela mastigação, na estabilidade das conexões de parafusos em pilares de zircónia com diferentes alturas e conectados a implantes de hexágono externo. Após essa análise de valores, verificaram que os pilares de zircônia apresentaram taxas de durabilidade semelhantes aos dos pilares de titânio, após a repetição de carga sobre o valor de desaperto do pilar do parafuso. Nenhum dano é detectado sobre a plataforma e sobre o hexágono externo, após a repetição de carga para os dois pilares. O desaperto do pilar não é afectado pelo ponto de carregamento.

Bernardes *et al.* (2006), afirmam que até à data da publicação do artigo, não havia conhecimento para o limite do desencadear de todo o processo de uma privação óssea marginal, sendo que em algumas situações tal diferença pode ser crucial. Assim, se as diferenças encontradas poderiam ou não gerar problemas biológicos, isso dependeria da forma com que a carga seria aplicada sobre os implantes, principalmente em situações próximas à carga não-axial e da fisiologia óssea local.

O carregamento de fadiga protocolado em qualquer estudo deverá ser padronizado, ou seja, igual ao que todos os implantes precisam passar em fábrica para serem certificados. No entanto, há estudos que aplicam um carregamento unidirecional sobre os implantes adaptados a um cilindro de latão (situação não fisiológica), se o carregamento fosse multidirecional com diversas forças sobre os implantes incorporados num material que tem um módulo de elasticidade semelhante ao osso, seria mais realista (Rack *et al.*, 2013).

Rack *et al.* (2013), fizeram um estudo com um maior número de espécies possíveis, aplicando cargas multidirecionais para avaliar os dados numa situação *in vivo*. Os dados demonstrados dão uma visão sobre o comportamento das conexões implante-pilar cônico, aplicando a norma ISO 14801:2003. O resultado foi um impacto prejudicial do carregamento cíclico a uma força média (120N) sobre implantes de menor diâmetro (3,5mm). Microdiferenças foram observadas nas conexões cônicas com ou sem carga, aumentando o *microgap* com o carregamento de fadiga. Uma conexão cônica, demonstra ter maior estabilidade (*microgap* menor) para a carga aplicada num ângulo de 30° do que os cones de 5,7°, sugerindo que a angulação do cone interno do pilar é decisivo para a resistência à aplicação de carga.

A comparação do efeito de fadiga, também é bastante importante ser analisada na interface implante-pilar de implantes cônicos com comprimentos variados do cone e do ângulo. Dittmer *et al.* (2012), relatam que para o sucesso clínico é de crucial importância a longo prazo a estabilidade inicial do implante e dos seus componentes, como também o seu comportamento sob condições de carregamento cíclico no ambiente oral.

Uma causa da falha por fadiga de uma conexão implante-pilar pode ser por existir uma falta de força de encaixe. A razão fundamental para o afrouxamento da conexão é a perda da pré-carga no parafuso, resultando no desenroscamento ou falha do material do parafuso (Dittmer *et al.*, 2012).

Define-se como capacidade de carga, a maior carga que ocorre antes da falha (Dittmer *et al.*, 2012).

Com a multiplicidade de marcas existentes no mercado, é inevitável a realização de estudos de comparação entre as mesmas. Como exemplo, temos o estudo realizado por Pérez (2012) de elementos finitos, onde analisou a durabilidade dos diferentes implantes de conexão interna das seguintes marcas comerciais: GMI, Lifecore e Avinent. Apesar de não ser uma investigação relativa à conexão implante-pilar, é importante analisar o componente do implante porque resultados na zona de transição implante-pilar podem ser cruciais para um sucesso do conjunto. O autor afirma que existem inúmeras variáveis aleatórias que têm uma forte influência sobre o *design* de um implante

dentário (geometria, cargas, material de implante, propriedades do osso hospedeiro, etc.).

No seu estudo Pérez (2012), relata ainda que a evolução da probabilidade de falha é influenciada pelas condições de carga e as propriedades do titânio. As probabilidades de falha foram diferentes entre os três implantes comerciais considerados. As regiões com uma maior probabilidade de falha (roscas de parafusos) são iguais para todos os implantes (Fig.19) (Fig.20).

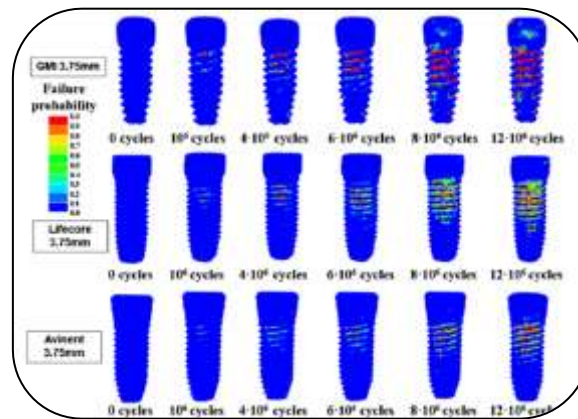


Fig.19) Distribuição da probabilidade de falha para os implantes GMI 3,75 mm, Lifecore 3,75 mm e Avinent 3,75 milímetros (1– quase fracassado; 0–probabilidade nula de falha) (Peréz, 2012)

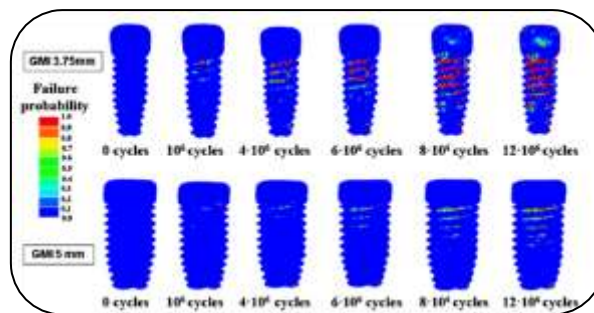


Fig.20) Distribuição da probabilidade de falha para os implantes GMI 3,75 mm vs GMI 5 mm (1– quase fracassado; 0– probabilidade numa de falha) (Peréz, 2012)

Entre os três implantes comercializados com o mesmo diâmetro, o implante de Avinent é o que tem menor probabilidade de falha (Fig.21) (Peréz, 2012).

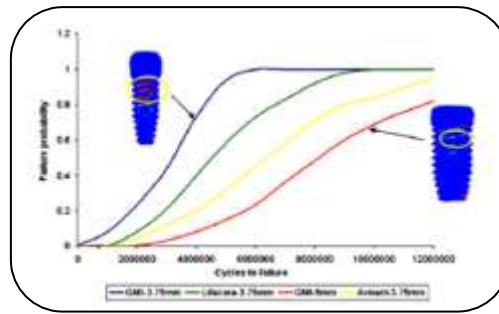


Fig. 21) Diagrama da probabilidade de falha para um ponto localizado na linha de parafuso superior de cada implante comercial (Peréz, 2012)

Este facto pode estar relacionado com o seu passo de rosca ser menor e da presença de uma parte rosqueável superior do pilar, que melhora a distribuição do *stress*. Uma limitação desta análise é que não toma em conta a propagação de microfissuras no titânio (Peréz, 2012).

#### vi) *Concentração de Forças de Tensão*

Bernardes *et al.* (2006) afirmavam que a forma externa do implante é uma característica importante que deve ser levada em consideração aquando da distribuição de tensão sobre os implantes, esta é uma máxima que devemos ter em particular atenção quando se está a realizar o planeamento de uma reabilitação protética, para uma osteointegração dos implantes objetiva/eficaz, deve-se assim simular situações similares à carga axial, este facto reduz o problema e minimiza a influência da interface implante-pilar.

Na conclusão do seu artigo, Schwarz (2000) referiu que o exercício de parafunções pode resultar em complicações mecânicas nos componentes de um implante oral. Forças exercidas fora do eixo longitudinal do implante causam flexões que são particularmente prejudiciais. O autor acrescenta ainda que forças de máximo corte são três vezes maiores em áreas molares em comparação com regiões anteriores, assim sendo, a restauração da dentição posterior em indivíduos parcialmente desdentados submete os implantes a cargas mais pesadas. O autor concluiu, que o implante ITI pode funcionar com êxito, mesmo quando submetido às forças oclusais pesadas fora do longo eixo da região molar, sem a necessidade da tripodização recomendado para o implante de

hexágono externo. É evidente que a escolha do implante pelo clínico é um fator crítico de sucesso a longo prazo.

Assim sendo, regiões posteriores e guias de movimentos podem aproximar-se da situação proposta pela carga não-axial, quando sob uma carga não-axial a distribuição, magnitude e transferência de tensão ao osso peri-implantar são influenciadas pela geometria da interface implante-pilar. Ao longo de todo o seu corpo e na região da plataforma, o grupo de implantes com hexágono interno, numa carga não-axial, apresentam diferenças estatisticamente significativas em relação ao grupo de implantes com hexágono externo, estes últimos, mostraram serem os menos favoráveis, por outro lado, os que obtiveram menor gradiente de tensão foram os implantes com hexágono interno em relação aos valores da tensão de cisalhamento máxima localizada na região da plataforma dos implantes de conexão hexagonal externa. Entre a espessura da parede interna do implante e a distribuição de tensão parece existir uma relação (Bernardes *et al.*, 2006).

Num estudo realizado por Moraes *et al.* (2013), com implantes de conexão hexágono externo, os resultados obtidos foram os seguintes: na carga axial (Fig.22) o maior *stress* concentrou-se na região cervical na interface implante-pilar-coroa.

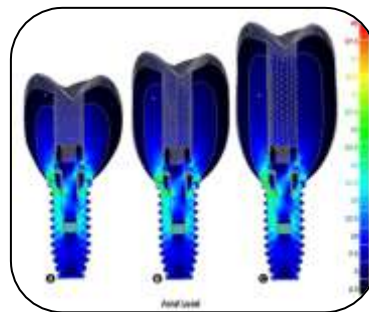


Fig.22) Carregamento axial em coroas de 10 mm (A), 12,5 mm (B) e 15 mm (C) (Moraes *et al.*, 2013)

Para a carga oblíqua (Fig.23), o *stress* observou-se mais no colo do parafuso do lado oposto da carga, na interface implante-pilar-coroa (Moraes *et al.*, 2013).



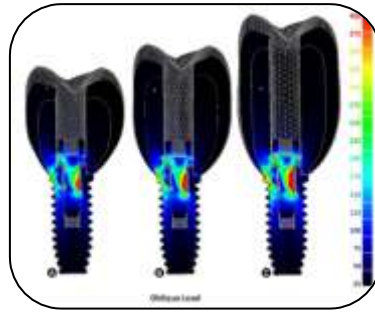


Fig.23) Carregamento oblíquo em coroas de 10 mm (A), 12,5 mm (B) e 15 mm (C) (Moraes *et al.*, 2013)

Comparando a concentração de *stress* no parafuso que conecta o implante e a interface da prótese, Moraes *et al.* (2013), verificaram que há um aumento à medida que a coroa se torna maior. Comparando as distribuições de *stress*, as coroas de 15mm exibem uma área de concentração de esforço três vezes superior à coroa de 10mm sob uma carga oblíqua.

Comparando o deslocamento geral dos três modelos, Moraes *et al.* (2013), visualizaram um maior deslocamento na superfície lingual da coroa quando a altura foi aumentada para cargas axiais e oblíquas, isto é devido à curva de Wilson, existente na mandíbula. Embora esse aumento no deslocamento seja irrelevante sob forças axiais, o deslocamento da coroa de 15mm foi duas vezes superior à coroa de 10mm sob carga oblíqua, conforme mostra a Tabela 1.

Crown Height	Axial Load (200 N)		Oblique Load (100 N)	
	Crown	Increase (%)*	Crown	Increase (%)*
10 mm (a)	9 $\mu$ m	-	126 $\mu$ m	-
12.5 mm (b)	9 $\mu$ m	-	171 $\mu$ m	35.71
15 mm (c)	9 $\mu$ m	-	233 $\mu$ m	84.92
Average	9 $\mu$ m	-	176 $\mu$ m	39.68

\*Increase (%) column shows the increase in displacement: Crown (b) or (c) - Crown 10 mm (a) / Crown 10 mm (a) x 100%.

Tabela 1) Valor máximo de deslocamento (nível de coroas) (Moraes *et al.*, 2013)

No entanto, o tecido ósseo exibiu um deslocamento de 15 $\mu$ m (A), 21 $\mu$ m (B) e 29 $\mu$ m (C) para as três coroas, sob carregamento oblíquo (Tabela 2) (Moraes *et al.*, 2013).

Crown Height	Axial Load (200 N)		Oblique Load (100 N)	
	Crown	Increase (%)*	Crown	Increase (%)*
10 mm (a)	5 $\mu\text{m}$	-	15 $\mu\text{m}$	-
12.5 mm (b)	5 $\mu\text{m}$	-	21 $\mu\text{m}$	40
15 mm (c)	6 $\mu\text{m}$	-	29 $\mu\text{m}$	93.3
Mean	5.33 $\mu\text{m}$	-	21.66 $\mu\text{m}$	44.4

\*Increase (%) column shows the increase in displacement: Crown (b) or (c) - Crown 10 mm (a) / Crown 10 mm (a) x 100%.

Tabela 2) Valor máximo de deslocamento (nível de osso) (Moraes *et al.*, 2013)

Comparando as cargas axiais e oblíquas, o maior *stress* concentrava-se no colo do parafuso em todos os modelos (Fig.24) (Fig.25) (Moraes *et al.*, 2013).

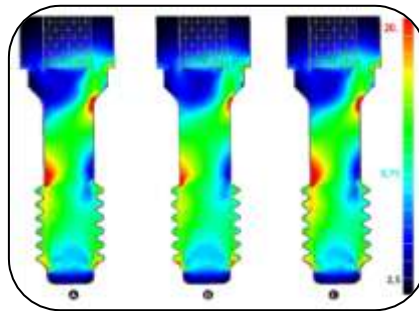


Fig.24) Secção de parafuso -carregamento axial. Coroas de 10 mm (A), 12,5 mm (B) e 15 mm (C) (Moraes *et al.*, 2013)

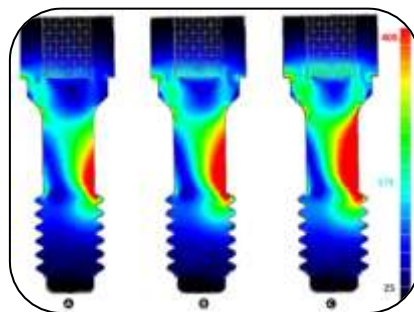


Fig.25) Secção de parafuso -carregamento oblíquo. Coroas de 10 mm (A), 12,5 mm (B) e 15 mm (C) (Moraes *et al.*, 2013)

O padrão de distribuição de *stress* não é semelhante para ambos os tipos de cargas, verificando-se um maior *stress* quando é aplicada uma carga oblíqua, e a altura da coroa correspondia com um grande tamanho da área de concentração de *stress*. Assim sendo, Moraes *et al.* (2013), concluíram que quanto maior for a altura da coroa, maior será a concentração de *stress* no tecido peri-implantar, aumentando igualmente o deslocamento/ perda do tecido ósseo, principalmente sob uma carga oblíqua.

Num estudo realizado com implantes de conexão interna, Amornvit *et al.* (2013), afirmam que quando uma força de 50N é aplicada ao longo do eixo de um implante, a distribuição de *stress* variou de 0,006 a 31.673MPa. O *stress* máximo localiza-se no colo do parafuso do pilar e o *stress* mínimo situa-se no terço apical da fixação do implante (Fig.26).

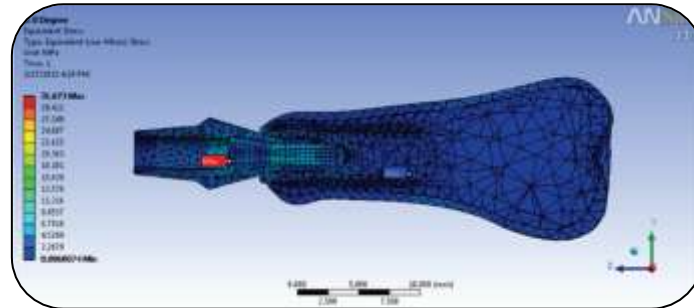


Fig.26) Distribuição do stress no implante e osso (Amornvit *et al.*, 2013)

Amornvit *et al.* (2013), acrescentam que a tensão máxima de *stress* no parafuso do pilar foi de 31.673MPa.

Num estudo publicado por Haddad *et al.* (2008), referem que a colocação de implantes inclinados acaba por ser uma opção favorável quando se necessita de os desviar de estruturas anatómicas.

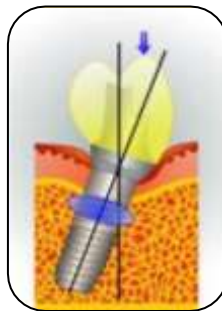


Fig.27) A angulação do implante leva a um aumento da tensão na região cervical aquando da aplicação de cargas sobre o mesmo (Haddad *et al.*, 2008)

Uma situação crítica para o implante é quando existe um aumento na angulação da inclinação do implante em relação ao osso (Fig.27) (Haddad *et al.*, 2008).

Nos estudos que envolvem implantes inclinados, são analisados os danos causados na interface implante-pilar e nos parafusos e não a distribuição de tensões nestes implantes (Haddad *et al.*, 2008).

De uma forma geral poderia dizer que o sistema de implantes de hexágono externo é extremamente versátil estando indicado para quase todas as situações protéticas, pois este é aconselhado para regiões anteriores e posteriores, para próteses unitárias ou múltiplas e para casos de desalinhamento dos implantes, não significando porém que terá a melhor distribuição do *stress*. No entanto, pode ser reduzido, através do aumento do diâmetro que resulta na redução do *stress* ao redor do colo do implante (num hexágono externo, o *stress* concentra-se nas três primeiras roscas (Fig.28) (Haddad *et al.*, 2008).

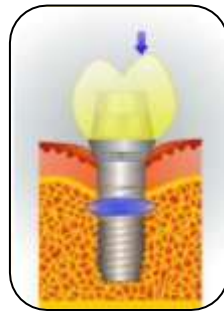


Fig. 28) Concentração de tensões na região das três primeiras roscas (Haddad *et al.*, 2008)

Num outro estudo recente, realizado por Sahabi *et al.* (2013), com implantes de conexão interna, os autores afirmam que enquanto o padrão de distribuição de *stress* foi semelhante para o carregamento oblíquo e axial, o carregamento oblíquo obteve uma maior intensidade e distribuição de *stress* do que no carregamento axial tanto no osso cortical como na interface implante-pilar.

A distribuição do *stress* no osso peri-implantar foi quase idêntica, com magnitudes semelhantes para todos os modelos analisados. Em todos os sistemas de implantes, a plataforma *switching* demonstrou ter maior *stress* na interface implante-pilar do que os modelos convencionais, no entanto, o *stress* está reduzido em torno da crista óssea peri-implantar (Sahabi *et al.*, 2013).

Foi publicado um artigo por Brozovic *et al.* (2014), que enfatiza a importância de analisar as propriedades de carregamento da parte cervical do implante no campo da

biomecânica deste. Os autores não se quiseram envolver com as questões de *stress* na zona óssea peri-implantar, mas sim preferiram determinar as benéficas propriedades mecânicas dos implantes de diâmetro mais amplos. O objetivo dos seus estudos foi obter padrões interferométricos e analisar as deformações nas porções cervicais de vários conjuntos de implante-pilar, sendo eles: Ankylos (*Cone Morse* puro), Astra Tech, Blue Sky, MIS e Straumann (todos com conexão interna indexadas) sob carregamentos axiais, para além da comparação das propriedades de carregamento das diferentes amostras com base nos seus diâmetros. Os autores desafiaram o efeito do diâmetro do implante sobre a extensão da deformação durante diferentes carregamentos. Forças perpendiculares ao implante, obtêm um alargamento do seu colo, deformando-o.

Estes resultados podem ajudar o profissional a lidar com casos exigentes, envolvendo altas forças de mastigação, onde a deformação excessiva no corpo de um implante podem levar a uma falha mecânica (Bozovic *et al.*, 2014).

### III) DISCUSSÃO

Ao longo de toda a pesquisa bibliográfica relativa às complicações mecânicas inerentes à conexão implante-pilar, observamos, de uma geral, convergência dos estudos, em que na maioria dos casos as conclusões são idênticas.

No entanto, alguns estudos divergem nos materiais e métodos utilizados, no sentido que podem levar a conclusões diferentes. Um exemplo são os estudos dos implantes *Cone Morse*, uma vez que os investigadores não utilizam, na maior parte das vezes, implantes com conexão pura *Cone Morse*, atribuindo a nomenclatura *Cone Morse* aos implantes utilizados, sendo estes de conexões cónicas indexadas, conexividade com diferentes graus e diferentes qualidades de acabamentos por serem produzidos por marcas distintas.

Nos estudos *in vitro*, muitas das vezes os ensaios clínicos não possuem uma coerência com o perfil biológico original da cavidade oral (temperatura, qualidade do meio salivar), um outro factor relevante é a apresentação de diferentes desenhos dos ensaios e dos módulos de carga (intensidade, eixo e número de ciclos). Outros parâmetros importantes a serem analisados, são os períodos de observação, os quais divergem de estudo para estudo, bem como os tipos de estruturas protéticas a serem executadas (nem sempre temos reabilitações unitárias ou múltiplas) e ainda o local da colocação do implante.

Relativamente aos estudos de elementos finitos, estes são igualmente diferentes entre estudos, com complexidade de malhas distintas, defíceis de comparar.

Assim sendo, apresentamos os pontos de maior concordância dos artigos abordados ao longo do trabalho.

Apesar da evidente evolução nos implantes dentários (afinidade entre os tecidos ósseo e mole com a superfície do titânio, variadas formas e conexões, tamanhos e diâmetros, peças protéticas), as complicações e falhas são uma realidade na prática clínica, ainda que mais reduzidas.

O sucesso terapêutico com implantes requer um equilíbrio dinâmico entre a biologia e a mecânica. A falha deste método de reabilitação é associado ao ajuste entre implante-pilar-parafuso.

A perda óssea é uma das causas associada ao início de uma falha de implante, no entanto, num artigo publicado por Krebs *et al.* (2013), estes afirmam que os implantes *Cone Morse* são uma mais valia para combater a perda óssea, demonstrando através dos seus estudos, os baixos índices de perda óssea peri-implantar após 204 meses da sua colocação, com valores  $\leq 1$ mm, nesses implantes.

Berberi *et al.* (2014), desmistificaram em parte o conceito da não colocação de implantes em leitos pós-extraccionais. Segundo a conclusão dos autores, a colocação de pilares em implantes colocados em zonas pós-extraccionais não foram associadas ao aumento da perda óssea marginal. Por outro lado a colocação de pilares em implantes com carga imediata em zonas cicatrizadas parece reduzir a perda óssea marginal e o colapso do tecido mole.

Os micromovimentos e *stress* produzidos na interface implante-pilar são uma outra problemática com o qual o clínico se depara. Pilares não cilíndricos têm micromovimentos mais baixos, no entanto, têm maior tendência para o *stress* concentrar-se nos vértices, proporcionando um aumento de risco a microfracturas, formando *microgaps* (Saidin *et al.*, 2012).

Já afirmava Barbosa *et al.* (2007), que a presença de *microgaps* pode gerar diferenças quanto ao nível de desajuste, bem como diferentes interpretações quanto ao nível aceitável dos desajustes apresentados. Acrescentando ainda que a diminuição do desajuste marginal nas infra-estruturas aparafusadas, parece estar associada ao aumento de tensão na região ao redor dos implantes de hexágono externo.

Merz *et al.* (2000), referem que existe um maior número de micromovimentos de rotação nos pilares de implantes hexágono externo em contraste com a ausência de micromovimentos dos pilares dos implantes *Cone Morse*.

Através dos micromovimentos e formação de *microgaps* a ocorrência de infiltração bacteriana é quase uma certeza. Lopes *et al.* (2010) afirmaram que o clínico deve tomar medidas para a diminuição da colonização bacteriana, como: utilizar materiais

biocompatíveis, avaliar a qualidade de acabamento e adaptação das próteses, além de dar o torque correcto de acordo com a especificação de cada fabricante.

Os microorganismos persistentes dentro da interface implante-pilar produzem continuamente um sinal quimiotáxico para sustentar o infiltrado de células inflamatórias agudas. Os micromovimentos existentes também poderão resultar numa corrosão, produzindo partículas finas e produtos de abrasão que também contribuem para a resposta inflamatória (Broggini *et al.*, 2006).

A relação entre a quantidade de inflamação peri-implantar e a magnitude da perda de osso alveolar é uma relação causal, uma vez que esta associação foi limitada à extensão da acumulação de células inflamatórias abaixo da crista óssea alveolar original (Broggini *et al.*, 2006).

Mangano *et al.* (2009), advogam que no sistema *Cone Morse*, há uma vedação que reduz substancialmente a migração bacteriana através do bloqueio de aperto, impedindo uma inflamação dos tecidos moles peri-implantares, que poderia ser uma das causas responsáveis pela perda de crista óssea ao redor dos implantes. Assim sendo, a conexão *Cone Morse* revela ter uma alta estabilidade mecânica e reduzidas complicações protéticas.

Comprovando o que foi mencionado temos o estudo *in vitro* realizado por Haddad *et al.* (2008), referiram que nos mesmos implantes de hexágono interno existe uma diminuição da perda óssea devido á dissipação das forças ao longo do implante.

Ao longo dos anos, as investigações recaem para o possível desaperto que pode ocorrer após algum tempo do torque de aperto inicial. Duarte *et al.* (2013), afirmaram que as conexões (hexágono externo e hexágono interno) implante-pilar ainda apresentam falhas na cavidade oral, devido ao afrouxamento da integridade mecânica e à corrosão por destorque do parafuso do pilar. Os autores no seu estudo concluíram que houve um aumento dos valores de destorque nos implantes-pilares-parafusos após imersão em soluções de saliva artificial fluoretadas. Em relação à análise química realizada, este aumento da perda de torque pode resultar da corrosão formada entre as superfícies metálicas em contacto estático no conjunto do implante-pilar durante a imersão.



Haddad *et al.* (2008) afirmam que devido ao sistema de conexão hexágono interno ter uma maior estabilidade, um comprimento de união à prótese superior e apresentar maior resistência a micromovimentos, sobrepõe-se à conexão do hexágono externo.

Numa conexão implante-pilar-parafuso o efeito de fadiga é uma realidade, a resistência mecânica do pilar a micromovimentos parece estar realcionada com o ângulo do pilar da conexão com o implante.

Dittmer *et al.* (2012), afirmam que para se detectar qualquer afrouxamentos da conexão, os pontos de contacto oclusais das próteses devem ser controlados em manutenções periódicas. No seu estudo de teste de módulos implante-pilar, os autores concluíram que as cargas mais altas levam a uma maior deformação do conjunto. Este procedimento fornece uma abordagem mais válida para determinar a falha clínica, identificando o início da deformação plástica irreversível do conjunto implante-pilar.

Perante os resultados obtidos por Dittmer *et al.* (2012), no seu estudo, estes sugerem que conexões cónicas entre implante-pilar podem apresentar melhor continuidade nas forças de carga ao longo do tempo.

As forças exercidas no dente, nem sempre são as ideais. Num estudo de elementos finitos, Amornvit *et al.* (2013), observaram que quando a força é aplicada ao longo do eixo de um implante com conexão interna, a tensão máxima localiza-se ao redor do colo do implante, apesar de haver uma dissipação da tensão ao longo do implante. O osso cortical recebe uma maior quantidade de *stress* do que o osso esponjoso.

Num estudo *in vitro*, de Bernardes *et al.* (2006), estes afirmam que perante cargas não axiais, os implantes com conexão hexágono interno têm menores níveis de tensão do que o hexágono externo.

Os sistemas de implantes de hexágono externo apresentam maior facilidade de desadaptação da prótese, devido à altura reduzida do hexágono e por apresentar uma conexão externa (Haddad *et al.*, 2008).

Num estudo *in vitro* realizado por Stimmelmayer *et al.* (2012), com o objectivo de comparar pilares em zircónia e titânio, concluíram que há um maior desgaste e danos na interface do implante trilobo interno em zircónia.

Em jeito de resenha, foi realizado um quadro no qual engloba alguns autores com os seus estudos e conclusões mais relevantes.

Autores	Estudos		
	Elementos Finitos	Longitudinal	<i>In vitro / In vivo</i>
Lazzara <i>et al.</i> 1996		Os implantes hexágono externo têm uma alta taxa de sucesso clínico comparado com outros estudos	
Norton 1999			<i>In vitro</i> Para níveis clinicamente relevantes de torque (20 a 40 Ncm) de aperto, em implantes com conexão cônica interna, o destorque foi cerca de 80% a 85% para todas as unidades testadas
Merz <i>et al.</i> 2000	Maior número de micromovimentos de rotação nos pilares de implantes hexágono externo em contraste com a ausência de micromovimentos dos pilares dos implantes <i>Cone Morse</i>		
Norton 2000			<i>In vitro</i> A incorporação de um <i>design</i> de pilar cônico em implantes com conexão cônica interna de 8° e 11°, otimiza a capacidade de articulação do pilar ao implante para resistir a forças de flexão
Cibirka <i>et al.</i> 2001			<i>In vitro</i> Aumentando a altura vertical, ou o grau de tolerância de ajuste do hexágono externo do implante não produziu um efeito significativo sobre os valores de destorque dos parafusos, após 5.000.000 ciclos em testes de fadiga (equivalente a 5 anos de mastigação)
Mangano <i>et al.</i> 2001		Implantes <i>Cone Morse</i> têm uma baixa incidência de problemas mecânicos	
Mangano e Bartolucci 2001		Elevada estabilidade da conexão cônica e poucas complicações mecânicas ou infeções	

<p>Khraisait <i>et al.</i> 2002</p>			<p><i>In vitro</i> Resultados clínicos idênticos entre os implantes hexágono externo e <i>Cone Morse</i>, este último tem melhores valores relativamente à capacidade de fadiga e modo de falha</p>
<p>Abrahamsson <i>et al.</i> 2004</p>			<p><i>In vitro</i> Implantes com conexão interna cônica com uma superfície SLA obteve uma taxa e grau de osteointegração superior ao mesmo implante sem a superfície SLA</p>
<p>Bernardes <i>et al.</i> 2006</p>			<p><i>In vitro</i> Carga axial – não houve diferenças significativas entre hexágono interno e externo Carga não axial – hexágono interno tem menores níveis de tensão do que o hexágono externo</p>
<p>Broggini <i>et al.</i> 2006</p>			<p><i>In vitro</i> Não há uma relação direta entre um implante de conexão interna com uma superfície SLA e a resposta dos tecido peri-implantares Uma boa osteointegração não é sinónimo de ausência de infiltração</p>
<p>Barbosa <i>et al.</i> 2007</p>			<p><i>In vitro</i> Pequeno <i>microgap</i> após o torque das infra-estruturas deu-se à custa de tensões nos implantes de hexágono externo que as suportaram</p>
<p>Barbosa <i>et al.</i> 2008</p>			<p><i>In vitro</i> Em implantes com hexágono externo foi concluído que desajustes verticais não implicarão necessariamente grandes perdas de torque</p>
<p>Haddad <i>et al.</i> 2008</p>			<p><i>In vivo</i> Após o primeiro ano da colocação de um implante hexágono externo a perda óssea é de 1-2mm Nos implante hexágono interno não acontece, forças são orientadas para o centro do impalnte</p>

Nascimento <i>et al.</i> 2008			<i>In vitro</i> A <i>Fusobacterium nucleatum</i> foi identificada e confirmada como sendo uma das bactérias colonizadoras em implantes de conexão hexágono externo e com dois tipos distintos de pilares os pré-maquinados e os totalmente fundidos. No entanto, os pilares pré-maquinados mostram sinais mínimos de infiltração bacteriana
Degidi <i>et al.</i> 2009			<i>In vitro</i> <i>Cone Morse</i> tem um ótimo sucesso na osteointegração, com formação de tecido mineralizado em alta percentagem, sendo útil na manutenção da crista óssea
Mangano <i>et al.</i> 2009		<i>Cone Morse</i> é um sistema vantajoso para desdentados totais/parciais Ausência de <i>microgap</i> e perda óssea, há uma vedação à prova de bactérias Elevada estabilidade mecânica que reduz as complicações protéticas	
Aloise <i>et al.</i> 2010			<i>In vitro</i> Há infiltração bacteriana nos dois grupos <i>Cone Morse</i> analisados
Riconini Filho <i>et al.</i> 2010			<i>In vitro</i> Os resultados não mostraram nenhuma relação entre a perda de pré-carga e a penetração bacteriana, nos implantes hexágono externo
Mangano <i>et al.</i> 2011		98,3% de sucesso dos implantes <i>Cone Morse</i> 92,49% de sucesso nos implantes <i>Cone Morse</i> carregados com coroas	
Nishiosat <i>et al.</i> 2011			<i>In vitro</i> Os implantes hexágono interno e <i>Cone Morse</i> não reduziram as microdeformações ao redor dos implantes provocadas pela tensão
Hasan <i>et al.</i> 2012	Implantes cónicos externo têm segmentos cervicais finos que podem ser recomendados em especial com pilares angulados		

<p>Saidin <i>et al.</i> 2012</p>	<p>Pilares hexagonais e octogonais internos produzem padrões semelhantes de distribuição de micromovimentos e <i>stress</i> Pilar cônico interno produz a maior magnitude de micromovimentos Pilares não cilíndricos têm micromovimentos mais baixos, mas maior tendência para o <i>stress</i></p>		
<p>Stimmelmayer <i>et al.</i> 2012</p>			<p><i>In vitro</i> Antes e após o carregamento cíclico, há um maior desgaste e danos na interface do implante trilobo interno com o pilar em zircônia comparando com o pilar em titânio</p>
<p>Sumi <i>et al.</i> 2012</p>			<p><i>In vitro</i> As superfícies dos implantes com conexão cônica interna e trilobo interno foram perfeitamente seladas sob condições de não carregamento com os pilares, no entanto, observou-se um <i>microgap</i> invertido que induz à concentração de esforço excessivo que pode criar um nicho de acumulação bacteriana</p>
<p>Yamanishi <i>et al.</i> 2012</p>	<p><i>Stress</i> na zona peri-implantar e os micromovimentos em pilar-implante com conexões: cônica externa, interna, reta e cônica com colo revertido, revelam que a ocorrência destes factos afeta as tensões no osso peri-implantar</p>		
<p>Freitas-Júnior <i>et al.</i> 2013</p>			<p><i>In vitro</i> Menor confiabilidade nos implantes hexágono externo por terem níveis mais elevados de <i>stress</i>, mas não para os de hexágono interno Modos de falha foram semelhantes entre o hexágono interno e externo</p>
<p>Kim <i>et al.</i> 2013</p>			<p><i>In vitro</i> Pilar Aadv CAD/CAM exibe fraturas com localização na área entre os lóbulos vestibulares e distais da conexão tri-lobada onde a espessura da zircônia é mais fina. Pilar Nobel Procera ® também ocorre fraturas, no entanto, localiza-se na área interna tri-lobada da conexão Pilares Lava exibem uma separação entre a zircônia e a inserção ao titânio Diferentes marcas proporcionam diferentes produtos, mesmo com a mesma matéria-prima</p>

## Complicações Mecânicas na Interface Implante-Pilar

Krebs <i>et al.</i> 2013	Em implantes <i>Cone Morse</i> analisados durante 204 meses, observaram uma reduzida perda óssea ( $\leq 1\text{mm}$ )		
Moraes <i>et al.</i> 2013	Nos implantes de hexágono externo, o aumento da coroa amplia a concentração de tensões no tecido ósseo/implante, aumentando o deslocamento do tecido ósseo, principalmente sobre carga oblíqua		
Tsumita <i>et al.</i> 2013			<i>In vitro</i> Pilares em zircónia com hexágono externo tem taxas de durabilidade semelhantes aos pilares em titânio com hexágono interno
Berberi <i>et al.</i> 2014		A inserção do implante com conexão cônica interna imediatamente carregado na loca pós-extracional, não apresenta resultados significativos de reabsorção da crista marginal	
Bertolini <i>et al.</i> 2014			<i>In vivo</i> Pilares em CAD/CAM têm a força e ajuste preciso numa interface com implantes hexágono externo. Não há sombreado metálico quando ocorrem recessões, alta estática

#### IV) CONCLUSÃO

Após vários estudos científicos, chegou-se à conclusão que os implantes são, na maioria das vezes, a melhor opção para solucionar a falta de um órgão dentário.

Tendo sempre em atenção a quantidade e qualidade do osso, o tipo de implante e técnica de colocação, na actualidade é consensual que existe uma elevada taxa de sucesso na osteointegração dos implantes.

No entanto, é necessário ter em atenção as forças negativas que são geradas, através de uma mastigação incorrecta e ineficaz, podendo causar complicações mecânicas e microbiológicas dos componentes do implante, resultando assim numa peri-implantite.

Ao longo dos tempos, com o avanço da tecnologia, os componentes protéticos bem como os implantes têm sofrido algumas modificações, na tentativa de minimizar as falhas clínicas. Diferentes marcas com a mesma matéria-prima, podem proporcionar diferentes produtos.

Ao encontro das necessidades clínicas foi desenvolvido um sistema de conexão cônica entre implante-pilar, concebido nos conceitos iniciais de junção em *Cone Morse*. Este sistema obtém os melhores resultados, tendo uma incidência baixa de falhas e complicações biomecânicas, revelando assim uma maior estabilidade mecânica e reduzidas complicações protéticas.

Outros elementos a favor da utilização destes implantes são o baixo índice de perda óssea peri-implantar, pois este sistema reduz significativamente a ocorrência de micromovimentos, *microgaps* e uma maior estanquicidade do complexo implante-pilar e por conseguinte, menor perfusão bacteriana através do bloqueio de aperto, minimizando o impacto inflamatório nos tecidos peri-implantares.

Este é um novo paradigma que rompe radicalmente com alguns dos conceitos mais ortodoxos e até há pouco tempo inquestionáveis.

Sabendo das excelentes características da conexão *Cone Morse*, não nos podemos decorar das restantes conexões existentes no mercado, porque também elas nos proporcionam vantagens na reabilitação, por exemplo, na relação implante-pilar, a

incorporação de um *design* de pilar cônico interno de 8° ou 11°, otimiza a capacidade de articulação do pilar ao implante para resistir a forças de flexão.

Quando dois componentes com rigidez diferente estão em função a energia de deformação é distribuída para o material com o menor módulo de elasticidade, assim sendo quando são comparados os pilares em zircónia e titânio em conexão com implantes em titânio, os pilares em titânio assumem algumas vantagens, como: estabilidade mecânica, interface titânio com titânio sem quase nenhum desgaste e nenhuma falha na prótese (afrouxamento do parafuso ou pilar).

Relativamente à concentração de tensões, quando estamos perante forças oblíquas, o ideal, no caso dos implantes hexagonais de conexão externa, será a colocação de coroas baixas, porque os valores obtidos sugerem que o aumento da coroa neste tipo de implantes, amplia a concentração de tensões no tecido osso-implante, aumentando a perda do tecido ósseo.

Em situações pós-extracionais, os resultados indicam que a inserção do implante com conexão interna cônica imediatamente carregado no leito, não apresenta resultados significativos de reabsorção da crista marginal, bem como minimiza o colapso do tecido mole.

É importante saber escolher um implante que gere o menor *stress* possível ao osso, bem como a realização de micromovimentos. Sabe-se que o *stress* na zona peri-implantar e os micromovimentos na junção implante-pilar, afectam as tensões no osso peri-implantar. A optimização do *design* do implante, poderia ajudar a excluir a sobrecarga e consequentemente alcançar um melhor prognóstico.

Pilares não cilíndricos têm micromovimentos mais baixos, no entanto, têm maior tendência para o *stress* concentrar-se nos vértices, proporcionando um aumento do risco a microfracturas, formando *microgaps*.

Já no que se refere aos sistemas de conexão hexágono interno e externo, as conexões internas são mais favoráveis em termos microbiológicos e biomecânicos. Os implantes do tipo hexágono interno, em carga não-axial, apresentam diferenças estatisticamente significativas em relação ao grupo de implantes com hexágono externo, obtendo menor gradiente de tensão.



Numa perspectiva a longo prazo os implantes com conexão cónica podem apresentar melhor continuidade nas forças de rendimento.

Actualmente não há dúvidas de que os implantes de conexão *Cone Morse* são os que obtém melhores resultados, no entanto, paralelamente existem outras conexões, como: conexão hexágono interno e externa, que executando um correcto planeamento cirúrgico, escolha acertada do tipo de implante e uma exacta colocação do implante, também obtém resultados muito satisfatórios.

## V) REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abrahamsson, I., *et al.*, (2004) Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin. Oral Impl. Res.*, 15, pp. 381-392.

Aloise, J., *et al.*, (2010). Microbial leakage through the implant–abutment interface of morse taper implants in vitro. *Clin Oral Impl Res*, 21, pp. 328-335.

Alqahtani, F. e Flinton, R. (2014). Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*, pp. 1-7.

Amornvit, P., *et al.*, (2013). Stress distribution in implant retained finger prosthesis: A finite element study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 7(12), dec, pp. 2851-2854.

Baggi, L., *et al.*, (2008). 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 Prosthet Dent*, 100, pp. 422-431.

Barbosa, G., *et al.*, (2007). Comparative study of evaluation methods of vertical misfit in abutment/implant interface. *Cienc Odontol Bras*, 10(1), jan/mar, pp. 84-89.

Barbosa, G., *et al.*, (2008). Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J*, 19(4), pp. 358-363.

Berberi, A., *et al.*, (2014). A 5-year comparison of marginal bone level following immediate loading of single-tooth implants placed in healed alveolar ridges and extraction sockets in the maxilla. *Frontiers in*, 5(29), jan, pp. 1-7.

Bernardes, S., *et al.*, (2006). Photoelastic analysis of abutment union to external and internal hexagons implants. *Implant News*, 3(4), jul/aug, pp. 355-359.

Bertolini, M., *et al.*, (2014). The use of CAD/CAM technology to fabricate a custom ceramic implant abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent*, pp. 1-5.

Bozkaya, D. e Muftu, S. (2003). Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *Journal of Biomechanics*, 36, pp. 1649-1658.

Bragger, U., *et al.*, (2001). Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Impl*, 12, pp. 26-34.

Broggini, N., *et al.*, (2006). Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res*, 85(5), pp. 473-478.

Brozovic, J., *et al.*, (2014). Properties of axially loaded implant–abutment assemblies using digital holographic interferometry analysis. *Dental Materials*, 30, pp. 17-27.

Cibirka, R., *et al.*, (2001). Examination of the implant–abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*, 85, pp. 268-75.

Degidi, M., *et al.*, (2009). Bone formation around a dental implant with a platform switching and another with a tissue care connection: A histologic and histomorphometric evaluation in man. *Titanium*, 1(1), pp. 8-15.

Dittmer, M., *et al.*, (2012). Influence of the interface design on the yield force of the implant–abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *Journal of Prosthodontic Research*, 56, pp. 19-24.

Duarte, A., *et al.*, (2013). Detorque Evaluation of Dental Abutment Screws after Immersion in a Fluoridated Artificial Saliva Solution. *Journal of Prosthodontics*, 22, pp. 275-281.

Eckfeldt, A., *et al.*, (2001). A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clin Oral Impl Res*, 12, pp. 462–467.

Freitas-Júnior, A., *et al.*, (2012). Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dental Materials*, 28, pp. 218-228.

Gratton, D., Aquilino, S. e Stanford, C. (2001). Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent*, 85, pp. 47-52.

Haddad, M., *et al.*, (2008). Basic concepts for oral rehabilitation by means of osseointegrated implants - Part II: Influence of the inclination and the type of connection. *Rev Odont Araçatuba*, 29(2), jul/dec, pp. 24-29.

Hasana, I., *et al.*, (2012). Influence of abutment design on the success of immediately loaded dental implants: Experimental and numerical studies. *Medical Engineering & Physics*, 34, pp. 817-825.

Hernigou, P., Queinnee S., e Lachaniette, C. (2013). One hundred and fifty years of history of the Morse taper: from Stephen A. Morse in 1864 to complications related to modularity in hip arthroplasty. *International Orthopaedics*, 37, pp. 2081-2088.

Hussaini, S., Weiner, S. e Ahmad, M. (2010). Implant Survival Rates in a Condensed Surgical and Prosthetic Training Program for General Practitioners in Dental Implants. *Implant Dentistry*, 19(1), pp. 73-80.

Khraisat, A., *et al.*, (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*, 88, pp. 604-610.

Kim, E. e Shin, S. (2013). Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont*, 5, pp. 21-28.

Kim, J., *et al.*, (2013). In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent*, 109, pp. 255-263.

Krebs, M., *et al.*, (2013). Long-Term Evaluation of ANKYLOS<sup>®</sup> Dental Implants, Part I: 20-Year Life Table Analysis of a Longitudinal Study of More Than 12,500 Implants. *Clin Impl Dent and Rel Res*, pp. 1-12.

Lang, N., Wilson, T. e Corbet, E. (2000). Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Impl Res*, 11, p. 146-155.

Lazzara, R., *et al.*, (1996). Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. *Clin Oral Impl Res*, 7, pp. 73-83.

Lee, S., Yang, J. e Han, J. (2012). Development of a decision making system for selection of dental implant abutments based on the fuzzy cognitive map. *Expert Systems with Applications*, 39, pp. 11564-11575.

Lopes, A., *et al.*, (2010). Bacterial leakage of the implant-abutment interface: what the implantologist should know. *RGO - Rev Gaúcha Odontol*, 58(2), abr/jun, pp. 239-242.

Mangano C., *et al.*, (2009). Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Impl Res*, 20, pp. 254-261.

Mangano, C. e Bartolucci, E. (2001). Single tooth replacement by Morse taper connection implants: A retrospective study of 80 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 16, pp. 675-680.

Mangano, C., *et al.*, (2010). Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth Morse taper–connection implants: A multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25, pp. 394-400.

Mangano, C., *et al.*, (2011). Prospective evaluation of 2,549 Morse Taper connection implants: 1- to 6-year data. *J Periodontol*, 82, pp. 52-61.

Martins, V., *et al.*, (2011). Osseointegration: Analysis of clinical success and failure factors. *Rev Odont Araçutuba*, 32, jan/jun, pp. 26-31.

Mendonça, G., *et al.*, (2004). Comparative study of the implant/abutment fit of six different systems. *Robrac*, 13(36), pp. 38-42.

Merz, B., Hunenbart, S. e Belser, U. (2000). Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15, pp. 519-526.

Montero, J., *et al.*, (2012). Clinical evaluation of the incidence of prosthetic complications in implant crowns constructed with UCLA castable abutments. A cohort follow-up study. *Journal of Dentistry*, 40, pp. 1081-1089.

Moraes, S., *et al.*, (2013). A 3-D Finite Element Study of the Influence of Crown-Implant Ratio on Stress Distribution. *Brazilian Dental Journal*, 24(6), pp. 635-641.

Nascimento, C., *et al.*, (2008). Bacterial leakage along the implant–abutment interface of premachined or cast components. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 37, pp. 177-180.

Nishioka, R., Vasconcelos, L. e Nishioka, G. (2011). Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dentistry*, 20(2), April, pp. 24-32.

Norton, M. (1999). Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent*, 81, pp. 159-66.

Norton, M. (2000). In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent*, 83, pp. 567-71.

Pérez, M. (2012). Life prediction of different commercial dental implants as influence by uncertainties in their fatigue material properties and loading conditions. *Computer methods and programs in biomedicine*, 108, pp. 1277-1286.

Piattelli, A., *et al.*, (2011). Histologic studies on osseointegration: Soft tissues response to implant surfaces and components. A review. *Dental Materials*, 27, pp. 53-60.

Pintinha, M., *et al.*, (2013). Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. *J Prosthet Dent*, 110, pp. 383-388.

Rack, T., *et al.*, (2013). An in vitro pilot study of the abutment stability during loading in virgin and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28(1), jan-feb, pp. 44-50.

Ricomini Filho, A., *et al.*, (2010). Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz Dent J*, 21(2), pp. 123-129.

Rodriguez, A. e Rosenstiel, S. (2012). Esthetic considerations related to bone and soft tissue maintenance and development around dental implants: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the American Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 108, pp. 259-267.

Sahabi, M., *et al.*, (2013). Effects of platform switching in two different implant systems: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran* , 10(4), pp. 338-350.

Saidin, S., *et al.*, (2012). Effects of different implant–abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation. *Journal of Dentistry* , 40, pp. 467-474.

Sartori, I. (2005). Implantes osseointegrados e carga imediata – Abordagem protética. *Implant News*, 2(5), sept/oct, pp. 464-465.

Schwarz, M. (2000). Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res*, 11, p. 156-158.

Soares, M., *et al.*, (2006). Implant Cone Morse self-drilling implant with internal torque: Parte I: Product development. *Innovations Implant*, 1(1), May, pp. 63-69.

Steinebrunner, L., *et al.*, (2008). Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Impl Res*, 19, p. 1276-1284.

Stimmelmayer, M., *et al.*, (2012). Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental Materials* , 28, pp. 1215-1220.

Sumi, T., *et al.*, (2012). Characteristics of implant-CAD/CAM abutment connections of two different internal connection systems. *Journal of Oral Rehabilitation* , 39, pp. 391-398.

Torres, J., *et al.*, (2011). Development of a new quantitative gas permeability method for dental implant abutment connection tightness assessment. *BioMedical Engineering*, pp. 10-28.

Tsumita, M., *et al.*, (2013). The effect of fatigue loading on the screw joint stability of zirconium abutment. *J Prosth Res*, 57, pp. 219-223.

Verri, F., *et al.*, (2012). Contemporary view of the use of Morse Taper internal connection implants. *Rev Odont Araçatuba*, 33(1), jan/junh, pp. 49-53.

Yamanishi, Y., *et al.*, (2012). Influences of implant neck design and implant–abutment joint type on periimplant micromovement: three dimensional finite element analysis. *Dental Materials*, 28, pp. 1126-1133.

Zitzmann, N., *et al.*, (2002). Soft tissue reactions to plaque formation at implant abutments with different surface topography. An experimental study in dogs. *J Clinical Periodontol*, 29, pp. 456-461.