UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

SULEIMA DO VALE ALVES

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE IMPLANTES CONE-MORSE
POSICIONADOS AO NÍVEL E INFRAÓSSEO NA REGIÃO POSTERIOR.**

Ribeirão Preto

2013

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

SULEIMA DO VALE ALVES

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE IMPLANTES CONE-MORSE
POSICIONADOS AO NÍVEL E INFRAÓSSEO NA REGIÃO POSTERIOR.**

Ribeirão Preto

2013

SULEIMA DO VALE ALVES

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE IMPLANTES CONE MORSE
POSICIONADOS AO NÍVEL E INFRAÓSSEO NA REGIÃO POSTERIOR.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Profº. Drº. Valdir Antônio Muglia

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2013

Autorizo a reprodução e divulgação do teor total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada à fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Alves, Suleima do Vale

Análise fotoelástica de implantes cone-Morse posicionados ao nível e infraósseo na região posterior. Ribeirão Preto, 2013.

92 p.:il; 30 cm.

Tese de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo – Departamento de Materiais Dentários e Prótese – para obtenção do grau de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Profº. Drº. Valdir Antônio Muglia.

1. Implantes dentais 2. Análises fotoelásticas 3. Cone-Morse 4. Colocação equicrestal 5. Colocação subcristal.

SULEIMA DO VALE ALVES

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE IMPLANTES CONE-MORSE POSICIONADOS AO NÍVEL E INFRAÓSSEO NA REGIÃO POSTERIOR.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Banca Examinadora:

Prof(a).Dr(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a).Dr(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a).Dr(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

A Comissão Julgadora dos trabalhos de defesa da Dissertação, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre, em sessão pública realizada na cidade de Ribeirão Preto, em ____/____/_____, considerou o candidato:

Dedicatória

Agradeço aos meus pais Décio e Tereza que me deram a vida e me ensinaram a vivê-la com dignidade, pelo apoio e incentivo para que conseguisse trilhar sem medo os caminhos da vida e principalmente por acolherem minhas decisões. A vocês, que se doaram por inteiros e renunciaram aos seus sonhos, para que, muitas vezes, eu pudesse realizar os meus. À minha mãe, agradeço sinceramente pela compressão nas horas de crise, nos momentos dedicados a mim, pelas palavras, pelo amor incondicional. Ao meu pai, agradeço pela paciência, pelas palavras, pela honestidade, pelo afeto... quando eu penso nos momentos difíceis que passamos juntos, vejo que tenho pessoas em que posso me apoiar sempre que estiver necessitando de amor e compreensão.

Ao meu irmão Danílson, e à minha cunhada, Alessandra, por estarem sempre perto e torcendo pelas minhas vitórias. Por emprestarem o seu lar por diversas vezes quando precisava de um lugar para refletir e estudar. Que nosso amor e união sejam eternos.

A Deus por sempre me conceder sabedoria nas escolhas dos melhores caminhos, coragem para acreditar e força para encarar com serenidade as dificuldades do cotidiano, já que os sonhos se concretizam com base no amor, fé e dedicação.

Agradecimento Especial

Ao meu orientador Profº Drº Valdir Antônio Muglia pela confiança em mim depositada, pela simplicidade, compreensão e dedicação. Por me ajudar a descobrir o que fazer de melhor e, assim, fazê-lo cada vez melhor. Obrigada por afastar o medo das coisas que pudesse não compreender me ajudando, por fim, a compreendê-las e resolvê-las.

Agradeço de forma especial à professora Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli, pela amizade, pelos conselhos, pela paciência e compreensão, principalmente por ter contribuído de forma fundamental para a confecção desse trabalho, através de sua grande sabedoria e prestatividade. Obrigada por tudo!

À engenheira Ana Paula Macedo, seu apoio e força foram essenciais nos momentos de hesitação e dúvidas. Sou muito grata pela sua dedicação, companheirismo e conhecimento, sem sua ajuda tenho certeza que não conseguiria chegar até o fim. Obrigada por ter me ouvido nos momentos de angústia e medo, por ter confiado em mim, pelos elogios e incentivos. Gestos de carinho, amizade e atenção fazem-nos perceber quanto algumas pessoas são especiais na forma de ser e como são bem-vindas as suas ações. Muito obrigada!

Agradecimentos

A Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo pela oportunidade de poder executar minha pós-graduação.

Ao Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP, por oferecer todos os equipamentos necessários para o desenvolvimento dessa pesquisa e a todos os professores integrantes.

À Adriana C. Lapria Faria Queiroz, pela prestatividade durante a realização deste trabalho.

Ao Profº Drº Antônio Carlos Shimano do Departamento de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Pretos/USP, por dispor o laboratório para realização das análises do meu trabalho.

As secretárias do departamento de Materiais Dentários e Próteses Ana Paula Xavier, Fernanda Talita de Freitas e Regiane de C. Tírado Damasceno, e as secretárias do serviço de pós-graduação pela disponibilidade e atenção.

Aos professores membros da banca examinadora, pela disponibilidade em avaliar meu trabalho.

A todos os técnicos de laboratório pela ajuda na execução de trabalhos, sempre de forma atenciosa e acolhedora.

Ao laboratório Domingos F. Facioli pela contribuição fundamental na realização das etapas laboratoriais deste trabalho.

Aos professores Prof^a Dr^a Maria da Glória Chiarello de Mattos e Prof^o Dr^o Ricardo Faria Ribeiro pelo acolhimento, preocupação e disponibilização dos materiais para execução da pesquisa.

A todos os colegas de pós-graduação que de alguma forma participaram de momentos importantes dessa jornada.

Obrigada a colega Denise Pupim por me ajudar, tentando sempre me convencer que eu era capaz de passar por todos os obstáculos.

A minha amiga Giulliana Santiago pela amizade sincera mesmo estando longe, e por ajudar na finalização desse trabalho.

A todos os amigos que de alguma forma participaram desta fase da minha vida. Obrigada pela compreensão, conselhos e incentivos.

A CAPES pela bolsa concedida durante o mestrado.

A Dentsply (Ankylos) pela disponibilização e incentivo à pesquisa científica.

...a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho...conseguindo concluir mais uma etapa da minha vida.

RESUMO

Alves, S.V. **ANÁLISE FOTOELÁSTICA DE IMPLANTES CONE-MORSE POSICIONADOS AO NÍVEL E INFRAÓSSEO NA REGIÃO POSTERIOR**. 2013. 92f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

O meio científico na área odontológica está sempre procurando materiais e tratamentos que de maior previsibilidade e sucesso em longo prazo. Este trabalho procurou avaliar, por meio de análise fotoelástica, o comportamento das tensões geradas de cargas exercidas em prótese sobre implante posteriores adjacente ou não a réplicas de dentes. Todos os implantes cone-Morse utilizados eram da marca ANKYLOS®, da Dentsply, de 3,5 x 9,5 mm. Para a confecção das réplicas dos dentes utilizou-se resina Luxatemp e foram confeccionadas coroas unitárias de cerâmica. Foram confeccionados três modelos contendo dente-implante-dente, entretanto em cada modelo o implante apresentava-se em uma altura diferente em relação à crista marginal (nível, 1,5 mm e 3,0 mm subcristal). Foram fabricados mais três modelos com as mesmas características, mas com ausência do segundo molar e três modelos com apenas o implante em posição. Os modelos com três elementos com carregamento axial (oclusão balanceada) apresentaram tensões com direção para a região apical conforme o implante apresentava-se mais subcristal, os modelos com dois elementos com carregamento axial (oclusão balanceada), modelos com implantes unitários com carregamento axial (pontual central), modelos com implantes unitários com carregamento axial (pontual distal) e os modelos com implante unitário com carregamento não axial (vestibular-lingual) apresentaram também o mesmo comportamento em relação ao direcionamento das tensões para a região apical. A diferenciação entre os modelos foi observada apenas em relação a intensidade das tensões de algumas regiões. Desta maneira pode-se concluir que quanto mais subcristal o implante se encontra menor é a tensão na região cristal, independentemente da presença ou não de dentes adjacentes, e a presença de dentes adjacentes à prótese sobre implante influência na intensidade de tensão gerada nos implantes, mas não há influência no direcionamento dessas tensões.

Palavras chaves: implantes dentais, análises fotoelásticas, cone-Morse, colocação equicrestal, colocação subcristal.

ABSTRACT

Alves, S.V. **PHOTOELASTIC ANALYSIS OF MORSE TAPER IMPLANTS POSITIONED EQUICRESTAL AND SUBCRESTAL IN THE POSTERIOR AREA.** 2013. 92f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

The scientific environment in dentistry is always searching for materials and treatments more predictable and which presented a long-term success. The aim of this study was to evaluate by photoelastic analysis, the stresses behavior generated by loads applied to the implant prosthesis posterior between or not to teeth. All implants Morse taper used (Ankylos®, Dentsply Implants) with 3.5mm x 9.5mm. The teeth were made by Luxatemp resin and ceramic crowns were fabricated. Three models containing tooth – implant – tooth were built, meanwhile each model had the implant in different height from the marginal bone crestal level (equicrestal, 1.5 mm and 3.0 mm the crest). Subsequently, other three models were made with the same characteristics, but without the second molar and another three models just with the implant in position. Models with three elements with axial loading (balanced occlusion) had tensions with direction to the apical region as the implant had become more subcrystal , models with two elements with axial loading (balanced occlusion) , models with single implants with axial loading (central point) , models with single implants with axial loading (distal point) and models with single implant with no axial loading (buccal - lingual) also showed the same behavior with respect to the direction of the stresses to the apical region. The differentiation between the models was only observed for the intensity of the stresses in some regions. Thus it can be concluded that the more the implant is subcrystal lower the tension in the crystal region regardless of the presence or absence of adjacent teeth, and the presence of adjacent teeth prosthesis on the implant influence on the stress intensity generated in the implants but no influence on the direction of these stresses

Keywords: dental implants, photoelastic analysis, Morse taper, equicrestal placement, subcrestal placement.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1 Osseointegração e Biomecânica dos implantes	22
2.2 Influência do carregamento axial ou não axial nas distribuições das tensões.	26
2.3 Implantes em posição cristal e subcristal.	29
2.4 Implantes Cone-Morse e Plataforma Switching	35
2.5 Método fotoelástico	41
3 PROPOSIÇÃO	47
4 MATERIAIS E MÉTODO	49
4.1 Confeções dos modelos mestre	50
4.2 Confeção das coroas	53
4.3 Confeção dos modelos fotoelásticos	54
4.4. Elaboração da ponta de carregamento (antagonista)	59
4.5. Análise fotoelástica	61
5 RESULTADOS	64
5.1 Modelos fotoelásticos antes da aplicação das cargas	65
5.2 Modelos com aplicação de carga	67
5.2.1 Carga axial (oclusão balanceada)	67
5.2.2 Carga axial (pontual oclusal central)	70
5.2.3 Carga axial (pontual oclusal distal)	71
5.2.4 Carga não axial (sentido vestibular-lingual)	72
6 DISCUSSÃO	74
7 CONCLUSÕES	82
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	84

1 INTRODUÇÃO

A tentativa de substituição do elemento dental por vários tipos de materiais vem desde a antiguidade, mas o grande sucesso na Odontologia foi reconhecido nas últimas décadas do séc. XX, através da introdução dos implantes dentários no mercado, com intuito de restabelecer pacientes totalmente desdentados com próteses fixadas por implantes osseointegrados chamados de protocolos. Apesar de obter altas taxas de sucesso inicialmente, as falhas cedo ou tarde foram inevitáveis, em decorrência da falta de critérios uniformes (Branemark et al., 1977; Adell et al., 1981; Esposito et al., 1998).

O sucesso clínico é baseado em vários fatores, contudo o sucesso clínico de implantes orais está praticamente associado à osseointegração, definido por Branemark et al., em 1969, sendo um fenômeno que se define pela formação e contato direta do tecido ósseo com a superfície do implante, sem a interposição de tecido conjuntivo, sendo um pré-requisito para o sucesso em longo prazo de próteses implantossuportadas em pacientes parcial ou totalmente edêntulos (Jemt et al., 1989; van Steenberghe et al., 1990; Branemark et al., 1995).

A qualidade de vida para vários pacientes teve uma melhora significativa com a introdução dos implantes, permitindo recuperar elementos perdidos e função mastigatória. Entretanto, apesar do grande sucesso reabilitador, problemas podem ocorrer, pois o comportamento biomecânico do implante é diferente do dente natural, já que a resiliência do implante e tecido ósseo é bem menor comparada com a interface entre dente e osso, devido à existência de ligamento periodontal (Glantz e Nilder, 2000; Sahin et al., 2002).

O princípio de se ter uma melhor distribuição de forças em próteses implantossuportadas é a chave para um tratamento de sucesso, já que a interface entre dentes e implantes com o tecido ósseo são completamente diferentes em relação à rigidez e deflexão de cada unidade. Portanto, a inserção de uma prótese sobre implante que tenha uma sobrecarga, uma estabilização primária deficiente com o osso de suporte e um planejamento inadequado em relação ao tipo de implante/prótese para cada paciente, pode gerar um estresse muito maior ao osso

circundante durante a função mastigatória, causando situações críticas e falhas clínicas (Smith, 1989; Weinberg, 1993; Hansson, 2000).

Misch, em 2009, relatou que uma das razões primordiais para a colocação de implantes em função nas regiões de dentes ausentes era a manutenção do osso alveolar, pois a tensão e compressão aplicadas ao osso que circunda o implante fazia com que ocorresse um aumento do trabeculado e da densidade óssea, mantendo o volume geral do tecido ósseo, apresentando um decréscimo de mais de 20 vezes na perda óssea periimplantar comparada à reabsorção que ocorre com próteses removíveis, contanto que o implante permanecesse saudável.

A reabsorção óssea é uma das principais complicações na implantodontia, principalmente ao nível da crista marginal, pois a quantidade e qualidade do osso em torno de um implante afeta a osseointegração e influencia a forma e contorno dos tecidos moles que os recobrem (Donovan, 2010). Adell et al., em 1981, e Albrektsson et al., em 1986, foram os primeiros a quantificar e relatar a perda de osso marginal, indicando que há uma significativa perda óssea no primeiro ano, seguindo anualmente uma média de 0,2 mm, após colocar o implante em função.

Um dos desafios da implantodontia é de criar sistemas de implantes que favoreça o ambiente biomecânico oral sobre cargas normais de oclusão e que diminua a ocorrência da reabsorção óssea circundante ao implante, já que fatores como, a qualidade do osso alveolar e a profundidade de inserção do implante pode afetar a manutenção desses tecidos periimplantares (Huskes et al., 1987; Chou et al., 2008).

Entretanto, para obter um resultado funcional e esteticamente satisfatório, cuidadosas considerações devem ser tomadas sobre os princípios biológicos e mecânicos dos tecidos periimplantares (Cochran, 1997; Tarnow, 2000). Vários estudos mostram que existem algumas alternativas para minimizar essas injúrias, entre elas, a forma de certos modelos de implantes tem sido proposta para a preservação do nível ósseo marginal ao redor de implantes, como a conexão de

plataforma switching colocados em posição subcristal (Lazzara e Porter, 2006; Pontes et al., 2008a; Pontes et al., 2008b).

Os mesmos autores Lazzara e Porter (2006) reportam que nos meados dos anos 80, pela indisponibilidade de alguns componentes protéticos os profissionais começaram a usar pilares mais estreitos sobre implantes de maior diâmetro, demonstrando que esta configuração da base da conexão protética com o colar cervical do implante há menos reabsorção óssea e melhora o resultado estético, com isso foi introduzido no mercado um pilar cônico ou de conexão cone-Morse, que possui uma plataforma switching.

O conceito de plataforma switching foi criado para dirigir a área de concentração de tensão para longe da interface osso-implante na região cervical, diminuindo assim o risco de perda óssea em volta do implante (Maeda et al., 2006; Baggi et al., 2008). Prasad et al., em 2011, explicam que o uso de um pilar de menor diâmetro do que o diâmetro do ombro do implante transfere o perímetro da interface implante-pilar para dentro em direção ao eixo central (ou seja, o meio) do implante e Hurzeler et al., em 2007, através da comparação de dois tipos de pilares, confirmam que a perda óssea da crista em torno da plataforma switching é bem menor (0,22 milímetros) que da plataforma não switching (2,02 milímetros).

Além disso, é considerado em alguns estudos, que este tipo de implante cônico deva ser colocado abaixo da crista óssea, tendo um impacto positivo na preservação óssea marginal, pois a colocação do implante subcristal influencia no estresse e na distribuição de tensão causado ao osso quando aplicada uma força oclusal (Weng et al., 2008; Pontes et al., 2008a; Pontes et al., 2008b; Barros et al., 2010).

A biomecânica do ambiente intra-oral é um sistema muito complexo e a fim de entender e superar possíveis falhas como fraturas de implantes, soltura de parafusos e perdas ósseas de uma reabilitação, o conhecimento de engenharia na área Odontológica tem ajudado na compreensão dos aspectos relacionados aos implantes osseointegrados junto a seus tecidos e estruturas adjacentes. Através de cálculos, métodos experimentais e análises com elementos finitos, fotoelasticidade e

tensão, consegue-se avaliar a carga gerada sobre essas estruturas, já que transpor o limiar da carga aplicada pode ser prejudicial a todo sistema estomatognático (Taylor et al., 2000; Sahin et al., 2002; Ozçelik e Ersoy, 2007; Goiato et al., 2009).

Um dos principais requisitos para os materiais utilizados na área protética é que resistam às exigências mecânicas a que estão sendo aplicadas e um dos métodos de investigação para a análise da biomecânica do aparelho protético é o método de fotoelasticidade, pois falhas ocorrem geralmente porque a demanda é superior à sua resistência e, portanto, o conhecimento de pontos críticos do material aumenta a utilidade do material. A fotoelasticidade tem sido utilizada em vários estudos para verificar a magnitude de carga e distribuição de forças, como a biomecânica do osso ao redor de implantes e utilização de implantes como suporte para extensão posterior distal (Spiekermann et al., 1995; Akça et al., 2002).

Uma das dificuldades encontradas é a reprodução precisa dos modelos. O modelo fotoelástico possui estrutura homogênea e isotrópica diferindo das características estruturais dos tecidos biológicos, como as diferenças entre osso cortical e medular, além da densidade óssea e ligamento periodontal. Então durante os ensaios alguns fatores são determinantes para a qualidade dos resultados, como: não exceder o limite de elasticidade do material fotoelástico, o modo como o modelo é apoiado para aplicação de carga, a forma do modelo (plano ou curvo) e a ausência de tensões prévias à análise. (Mahler e Peyton, 1955; Campos Jr. et al., 1986).

Menani em 2009 e Tonella et al. em 2011 observando que a exigência da maioria dos pacientes era ter próteses unitárias para ter melhor manutenção na higiene oral, comparadas as próteses múltiplas, resolveram fazer estudos sobre este tipo de prótese, já que a confecção de próteses unitárias sobre implantes em região posterior das maxilas vem sendo sugerida e praticada por muitos profissionais. Enfatizando a importância e a necessidade de mais estudos a fim de melhor compreender a biomecânica desta opção protética em conjunto a implantes submersos ou não à crista óssea, especialmente no que diz respeito à transmissão de tensões aos tecidos periimplantares, possibilitando a obtenção de melhores resultados em longo prazo.

Dessa forma, este trabalho foi realizado para auxiliar e colaborar com outros estudos científicos e clínicos, tentando averiguar a distribuição de tensão ao tecido ósseo, principalmente sobre a crista marginal óssea de próteses unitárias cerâmicas sobre implantes cone-Morse e a influência na distribuição das tensões de se ter ou não elementos dentais adjacentes a essas próteses, em diferentes profundidades na região posterior da mandíbula em um modelo experimental. Através da aplicação de carga em próteses sobre implantes adjacentes às réplicas de dentes observando as tensões geradas em torno dos implantes em modelos fotoelásticos. Como mencionando anteriormente, este tipo de análise vem sendo muito empregado na área odontológica para avaliar tensões tanto ao redor de dentes naturais, próteses implantossuportadas e implantes osseointegrados em diversas áreas da Reabilitação Oral (Deines et al., 1993, Ueda et al., 2004).

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Osseointegração e Biomecânica dos implantes

O professor Branemark e sua equipe, nos anos 50, conduziram uma pesquisa para estudar o fluxo de sangue “in vivo”, construindo uma câmara de titânio no tecido mole de orelhas de coelhos. Surgiu assim o interesse pelo estudo da cicatrização e regeneração óssea, realizando a pesquisa em tíbias de coelhos. Após vários estudos Per-Ingvar Branemark e outros pesquisadores (1969 e 1983 apud Menani, 2009) tentaram recuperar as câmaras de titânio, mas descobriram que eram incapazes de removê-las, descobriram que o tecido ósseo tinha se aderido às micro-irregularidades do titânio, a partir de então começaram realizar vários estudos sobre este fenômeno, tanto em animais quanto em humanos. O pesquisador decidiu fazer experimentos em cães na tentativa de restabelecer desdentamentos através de protocolos cirúrgicos utilizando implantes de titânio puro em variadas conformações. Obtendo resultados satisfatórios em relação à cicatrização e a estabilidade mecânica dos elementos protéticos suportados por fixações ancoradas ao osso, acharam viável progredir os experimentos em humanos, pois a acessibilidade referente às informações em um estudo generalizado seria bem eficaz, já que existia uma grande porcentagem de pessoas edêntulas e que esta característica prejudicava a fonética e a função mastigatória. Ele designou a adesão clinicamente observada do osso com o titânio como osseointegração, designando como definição: “uma conexão direta, estrutural e funcional entre tecido ósseo normal viável e implante, em função”.

A confirmação se deu com o pesquisador Adell et al. (1981) assegurando que a osseointegração é realmente uma ligação direta e duradoura entre o osso vital e implantes de titânio em forma de parafuso, e que não há tecido interposto entre os dois elementos, mas para ter uma durabilidade longilínea depende de vários fatores que estão interligados, como uma cirurgia atraumática durante a instalação e com adequada distribuição das forças durante a função mastigatória. Fez um estudo durante 15 anos, no qual foram instalados 2768 implantes em 371 pacientes. Os procedimentos e resultados foram padronizados, e observaram que a maioria das perdas de fixação ocorreu nos primeiros três anos após a instalação de implantes, e, particularmente, durante o primeiro ano de pós-operatório e que 89% do maxilar e 100% dos casos inferiores que tinham as próteses fixadas continuaram estáveis.

Durante a cicatrização e no primeiro ano após a conexão da prótese avaliou-se uma perda óssea marginal de 1.5mm e 0,1mm anualmente. Concluindo que um pequeno número de perdas e baixos valores da perda óssea marginal anual indicaram um prognóstico de confiança para ser feitas em casos individuais e para fixação das próteses, além de melhorar estética, fonética, função mastigatória e favorecendo muito o aspecto psicológico.

Skalak (1983) certificou-se que havia uma íntima ligação óssea ao implante, sem a presença de tecido fibroso, uma característica essencial para permitir a transmissão de tensão do implante ao osso, sem ocorrer qualquer mudança progressiva neste contato. O uso de implantes com roscas proporciona um excelente enbricamento com osso, visto em uma escala macroscópica, permitindo desenvolvimento completo da resistência do osso em tensões de cisalhamento e compressão. Diz ainda, que a distribuição de carga vertical ou lateral aplicada sobre uma prótese fixa depende do número e disposição dos implantes, da rigidez do pilar e da forma e rigidez da prótese, e essa combinação faz com que essas cargas sejam melhor distribuídas ao osso. Por fim, reporta que os implantes osseointegrados por ter contato direto com o osso, transmitem qualquer tipo de tensão aplicada na prótese sobre implante.

Jemt et al. (1989) fizeram um experimento clínico durante 20 anos, no qual foi ancorado um total de 876 implantes seguindo o modelo de Brånemark, em que 268 pacientes eram parcialmente desdentados. A estabilização protética teve um índice de sucesso de 98,7%. Os resultados do estudo indicaram que a técnica de osseointegração Brånemark poderia também ser utilizada no tratamento do edentulismo parcial, atendendo a demanda de várias situações clínicas.

Com o propósito de também avaliar o sistema Brånemark em pacientes parcialmente desdentados, van Steenberghe et al. em 1990, fizeram um estudo com 159 pacientes com colocação de 558 implantes. Os parâmetros clínicos avaliados foram: índice de placa bacteriana, gengivite, profundidade de bolsa, índice, mobilidade dentária e sangramento gengival. Foi perdido um total de 19 implantes antes mesmo da colocação da prótese, e essas perdas foram atribuídas

principalmente pela qualidade óssea desfavorável e não um fator direto da osseointegração. Os resultados sugeriram que a taxa de sucesso é igual ou maior do que aquela obtida com pacientes totalmente desdentados e que um grau extremo de reabsorção óssea não parece prejudicar a osseointegração na maxila nem na mandíbula.

Weinberg (1993) relata que a distribuição de forças na interface entre osso e implante é diferente dos dentes naturais, já que a carga exercida sobre um dente é transmitida e dissipada pelo ligamento periodontal, e a localização e a inclinação de sua cúspide qualitativamente altera o padrão de força. Enquanto que nos implantes osseointegrados não existe micromovimento associado na distribuição de forças, dependendo do grau de deformação dos parafusos de retenção, do intermediário, da própria prótese, do design do implante e tecido ósseo. Para isso ressaltou alguns princípios, características e análises biomecânicas que podem interferir na distribuição das forças aplicadas em próteses implantossuportadas e dentossuportadas, analisando as diferenças de suas estruturas, o meio de sustentação, relacionamento entre os componentes, as forças intrínsecas, se há necessidade de esplintagem em próteses múltiplas, passividade e as interferências na transmissão de forças, pois quando não se estabelece uma carga adequada pode ocorrer fratura ou deformação. É claro que bom planejamento, consulta e técnica todos estes fatores poderam ser evitados, e isto designa-se para qualquer campo de atuação clínica.

Segundo Esposito et al. (1998) em uma revisão de literatura analisaram fatores biológicos associados à perda de implantes orais, como: estado de saúde do paciente, tabagismo, qualidade óssea, enxerto ósseo, radioterapia, hábitos parafuncionais, experiência do operador, o grau do trauma cirúrgico, contaminação bacteriana, a falta de antibióticos no pré-operatório, carga imediata, procedimento não-submersos, o número de implantes suportando uma prótese, características da superfície do implante e seu formato. Concluíram que o excesso de trauma cirúrgico juntamente com uma cicatrização deficiente, carga prematura e infecção causa falhas tardias. Além disso, as propriedades da superfície do implante (rugosidade e ao tipo de revestimento) podem influenciar o padrão de falha.

A falha que atingi a osseointegração é provavelmente uma falta osteogênica em resposta a fatores endógenos e / ou exógeno, devido a eventos multifatoriais, como com a presença de microorganismos em que desencadeia um estímulo inflamatório local que conduz à desintegração progressiva da interface implante-osso.

Em uma revisão de literária, Sahin et al. em 2002, descreveram sobre a influência das forças funcionais sobre os implantes osseointegrados, salientando que falhas biológicas ocorrem pela sobrecarga mecânica imposta aos implantes e tecido ósseo sofrendo uma deformação, pois quando uma sobrecarga patológica acontece a tensão gerada excede o limiar fisiológico do osso, ocorrendo microfraturas na interface implante-osso. Outra ocorrência de falhas e defeitos ósseos são as aplicações de cargas repetidas, causando fadiga da interface e diminuindo a densidade óssea periimplantar. Segundo os autores, após a instalação das próteses sobre os implantes podem ocorrer falhas tardias que estão correlacionadas com complicações biomecânicas, mas que tanto o mecanismo quanto os fatores reais biomecânicos relacionados às essas falhas não estão totalmente compreendidas pelo campo científico.

Goodacre (2003) descreveu extensamente em um estudo sobre as principais complicações que poderiam ocorrer com próteses sobre implantes, separando-as em algumas categorias: perda óssea, complicações cirurgias e dos tecidos periimplantares, perda do implante, e complicações mecânicas, estéticas e fonéticas. Em decorrência de várias falhas mecânicas, e cada uma delas foi percorrida em seu artigo: perda da retenção/adaptação e necessidade de reembasamento de overdentures, fratura da resina ou porcelana de cobertura, fratura do antagonista, fratura da base da prótese, afrouxamento ou fratura do parafuso protético ou do pilar, fratura da estrutura metálica e fratura do implante.

Goiato et al. (2009) enfatizam que o mecanismo de distribuição e transferência de carga para a interface do implante com o osso é uma questão crítica e que pode afetar o sucesso do tratamento. Portanto, os autores fizeram uma revisão literária sobre a avaliação dos métodos de análise de stress em próteses sobre implantes nas quais são aplicadas algum tipo de carga, discutindo suas

contribuições na avaliação biomecânica em uma reabilitação oral com implantes. E encontraram vários estudos que tem usando modelos experimentais analíticos e computacionais, como elementos finitos, fotoelasticidade e medidores de tensão de tração ou compressão, para avaliar a biomecânica destes componentes, auxiliando prever as desvantagens, aumentando a qualidade dos materiais e simplificando do tempo clínico.

Segundo Malathi e Chandra (2011) forças oclusais desfavoráveis comprometem a biomecânica do implante e seus componentes. Complicações, como afrouxamento ou fratura dos componentes da prótese sobre implante ou mesmo fratura do implante podem ocorrer e na maioria das vezes são devido a problemas técnicos, como afrouxamento do parafuso, fratura de parafuso, fratura da cerâmica de revestimento e fratura das próteses parciais fixas implanto-suportadas. Os autores, através de radiografias, apresentaram supostas complicações que podem ocorrer e que estão relacionadas após a instalação protética, e em uma evidência clínica observaram a presença de microgap entre o pilar e o implante, uma falha que pode causar vários danos aos materiais, por isso, relata que cuidados devem ser tomados para evitar posicionamento inadequado do pilar e afrouxamento do parafuso da prótese em forças oclusais excessivas, já que complicação mecânica e fadiga de componentes do implante são consideradas uma sequela da sobrecargas. Adverte que os fabricantes têm modificado componentes do implante, a fim de limitar estes tipos de problemas.

2.2 Influências do carregamento axial ou não axial nas distribuições das tensões.

Barbier et al. (1998) através do método de elementos finitos avaliaram a influência de cargas axiais oclusais e não axial sobre a remodelação óssea em torno dos implantes utilizando cães. O carregamento da carga axial e não axial foram aplicadas em próteses parciais fixas sobre implantes nos seus extremos ou no seu cantiléver. Análises histológicas revelaram uma resposta de remodelação diferente estatisticamente significativa entre as duas condições de carga. E através de modelos bidimensionais e tridimensionais analisaram a tensão e a deformação

em torno dos implantes nos dois tipos de prótese. Foram observadas grandes correlações entre as distribuições de tensão ao tecido ósseo circundante e os fenômenos de remodelação no modelo animal. Concluíram que as regiões de alta tensão nas simulações coincidiram com a remodelação óssea “in vivo” e que o componente de tensão horizontal é o grande responsável pelas diferenças na remodelação óssea.

Stegaroiu et al. (1998) avaliaram a influência de diferentes planejamentos de próteses fixas utilizando o método de elemento finito. Utilizaram modelos que apresentavam próteses fixas com cantiléver e próteses fixas convencionais sobre dois implantes, além de próteses fixas unidas sobre três implantes. O carregamento foi de 1N no sentido axial, vestibulo-lingual e mesio-distal, observando maiores valores para as próteses com cantiléver e menores valores para próteses unidas. E sob carga axial as próteses convencionais tiveram resultados semelhantes com próteses unidas. Entretanto, considerando as cargas não axiais, apenas as próteses unidas resultaram capacidade em minimizar as tensões direcionadas ao osso.

Çiftçi e Canay (2000) analisaram o efeito na distribuição de tensões ao redor de implantes e tecidos de vários materiais de recobrimento em próteses parciais fixas sobre implantes. Foram analisadas porcelana, liga de ouro, resina composta, resina composta reforçada e resina acrílica através do método de elementos finitos e observaram que as maiores tensões foram geradas quando se aplicava forças oblíquas em relação a carga vertical, se concentrando na porção mais cervical ao implante, e que as liga de ouro e porcelana produziram maiores valores de tensão nesta região. Já a resina acrílica e a resina composta reforçada produziram tensões menores, 25 % e 15 % respectivamente, que a porcelana e a liga de ouro, produzindo mais tensão na região lingual.

Perriard et al. (2002) avaliaram um novo sistema com conexão octogonal interna da marca Straumann, em encaixes entre pilar e implante cone morse com o objetivo de avaliar este sistema sob forças verticais e oblíquas com o uso da técnica de elementos finitos. As análises mostraram que não houve diferença entre o

sistema octogonal com sistemas convencionais, concluindo que os dois sistemas tem comportamento semelhante frente a forças de flexão e torque.

Guichet et al. (2002) em uma simulação “in vitro” analisaram o efeito da esplintagem e da intensidade do contato interproximal sobre transferência de cargas em próteses sobre implantes. Foi utilizado um modelo fotoelástico padronizando com diferentes espaços entre as próteses implantossuportadas e também com próteses esplintadas, todas cimentadas. Os resultados mostraram que os contatos excessivos entre as coroas aumentavam as tensões sobre os implantes e as próteses esplintadas dissiparam melhor essas tensões. Os pesquisadores concluíram que excessos de contato entre as coroas podem gerar uma situação de não passividade e que as próteses esplintadas apresentam melhor distribuição de carga que as próteses individuais.

Isidor (2006) querendo compreender melhor a influência das forças oclusais ao osso periimplantar fez uma revisão de literatura sobre o assunto. Segundo as teorias da fisiologia óssea, afirmou que o osso reage de diferentes formas em resposta a aplicação de cargas oclusais, dependendo também das características ósseas e de suas propriedades. O autor revela que através de análises fotoelásticas e de elementos finitos revelaram que quando o implante é submetido a cargas oclusais, a maior tensão se encontra na porção cervical do implante. Através da análise de elementos finitos também consegue observar que quando são induzidas as cargas não axiais, essas tensões são mais danosas que com cargas axiais em volta dos implantes. O autor relata que existem estudos sobre cargas oclusais, mas que há uma grande variância podendo variar de 380 a 1000N.

Korri et al. (2010) querendo esclarecer os aspectos que levam a perda de contato interproximal entre próteses sobre implantes e dentes adjacentes, avaliaram um total de 105 pacientes que tinham próteses sobre implantes e dentes naturais adjacentes. Observaram que a perda de contato mesial é maior que a perda de contato distal e que a idade, condição da dentição oposta, a vitalidade e mobilidade dos dentes adjacentes afetam significativamente a perda de contato interproximal na mesial. Concluíram que a perda deste contato na mesial é maior que na distal e mais

frequentemente observado em mandíbulas que maxilas, podendo causar impactação alimentar e efeitos danosos ao tecido periimplantar.

Ogawa et al. (2010) avaliaram força axial de flexão em implantes que suportavam prótese fixa com cantiléver distal (10 mm) e compararam à próteses fixas suportadas sobre implantes posteriores inclinados ou curtos (7 mm em vez de 13 mm) pelo método “in vitro” com extensômetros (Strain Gauge). Foram analisados nove implantes sob carga mecânica em três situações: (1) implantes distais curtos suportando cantiléver, (2) implantes distais longos e inclinados e (3) ausência de implantes distais suportando cantiléver. A carga vertical era de 50 N e foi aplicada no primeiro molar. Como resultado observou que a situação que apresentava cantiléver foi maior comparado com os modelos que apresentavam implantes curtos ou distais inclinados. Concluindo que o uso de implantes distais reduz o impacto das forças axiais e de flexão nos implantes que suportavam próteses fixas comparadas com as que apresentavam cantiléver distal e não houve nenhuma diferença mecânica entre implantes curtos e inclinados.

2.3 Implantes em posição cristal e subcristal.

Hammerle et al. (1996) por saber que vários estudos estavam propondo colocar implantes abaixo do nível cristal, para criar uma submucosa sobre o ombro do implante após a cicatrização, os pesquisadores avaliaram a resposta do tecido em implantes transmucosos com as bordas sucristais em 1 mm. Foram inseridos dois (teste e controle) implantes ITI System e os implantes de controle foram colocados ao nível cristal. Foi realizada a sondagem dos níveis ósseos na colocação, quatro e doze meses depois. O índice de placa, modificações gengivais, sondagem clínica e níveis de ligação também foram medidos até os doze meses, avaliando seis sítios em torno de cada implante. No início do estudo, a diferença média de sondagem do nível ósseo era de - 0,86 milímetros entre o implante controle e implantes teste colocados subcristais. Ambos os implantes perderam uma quantidade significativa de altura óssea clínica durante os primeiros quatro meses. No entanto, somente o implante teste teve uma perda significativa da altura óssea durante 4-12 meses. Em geral, os implantes testes perderam 2,26 milímetros e o de controle 1,02 milímetros de altura do osso durante o primeiro ano do experimento. Em média, os implantes de

teste demonstraram um nível ósseo de 0,38 mm mais baixo do que os de controle, aos 12 meses. Concluíram então que o aumento da reabsorção óssea que ocorre na crista dos implantes colocados de modo convencional de borda lisa e os colocados mais subcristais também são perdidos ao longo do tempo. De um ponto de vista biológico, a colocação entre a borda de superfície rugosa e a lisa em um local subcristal não é recomendada.

Hartman e Cochran (2004) sabendo da importância estética de prever a quantidade de remodelação óssea em volta dos implantes estáveis fizeram um estudo radiográfico analisando o que ocorre com implantes de uma peça ao longo do tempo. Encontraram perante as análises, uma significativa quantidade de remodelação óssea comparada ao patamar de todos os implantes. Os que estavam localizados com suas bordas abaixo da crista óssea apresentaram uma maior quantidade de remodelação óssea nos primeiros seis meses comparados com os que se apresentavam perto da crista óssea. Em ambas as situações a remodelação aconteceu no início (6 meses), chegou a um nível semelhante, e permaneceu inalterada praticamente durante todo tempo (60 meses). Os resultados fizeram concluir que aparenta sim existir uma interface entre o osso e a coroa em volta de implantes de uma peça, apresentando estabilidade no início e mantidas por longo tempo. Os resultados foram significativos, pois demonstra que a magnitude de remodelação em volta desses parafusos depende da posição da borda do implante em relação a sua direção apico-coronal na crista óssea. Entretanto, a interface entre a coroa e o implante no primeiro contato do osso com o implante, consiste em um grau de semelhança da largura biológica com o encontrado ao redor dos dentes naturais.

Segundo Hermann et al. (2007) a estabilidade a longo prazo do osso e dos tecidos moles é a chave para a perfeita estética vermelha e branca e, em muitos casos, é um grande problema no tratamento com implantes. Isso acontece porque a reabsorção óssea frequentemente causa o desenvolvimento de uma recessão em forma de taça em torno do implante. Mesmo se o osso for reabsorvido por apenas alguns milímetros, esses milímetros são críticos para o sucesso ou fracasso do implante para pacientes com pouco volume ósseo, gengiva fina, ou particularmente

com elevada demanda estética. Complicações protéticas podem ser reparadas, mas a situação é diferente para as complicações ósseas ou de tecido mole. Portanto, a estabilidade da crista óssea periimplantar exerce um papel importante no resultado final de uma reabilitação oral após certo tempo.

Weng et al. (2008) sabiam que a conexão vertical entre pilar e implante influenciava na morfologia do osso periimplantar, mas não tinham certeza se as diferentes configurações de microgap, interface do implante com pilar, causavam alguma alteração óssea. Portanto, fizeram a comparação entre dois sistemas diferentes de implantes em cães. De um lado instalaram dois implantes jateados de conexão cone-Morse (Ankylos, Dentsply), enquanto do lado oposto colocaram dois implantes oxidados de hexágono externo (TiUnite, Nobel Biocare). Um dos implantes de cada lado foi colocado no nível da crista e o segundo foi inserido a 1,5 mm abaixo da crista óssea. Após seis meses, foram feitas as análises histométricas, no qual avaliaram os níveis ósseos periimplantares, o primeiro ponto de contato entre osso e implante, a largura e o desnível do defeito ósseo. Constataram que todos os implantes estavam osseointegrados, e que houve um crescimento grande de tecido ósseo no microgap dos implantes da marca Ankylos. Após submeter à reabertura do implante submerso observou reabsorção na altura óssea periimplantar de 0,5 -1 mm, o que já era esperado; que o primeiro contato do osso com o implante estava localizado mais perto do ombro do implante colocado a 1,5 mm subcristal e que o defeito ósseo causado no osso periférico em forma de “prato” é pronunciado em implantes não cônicos, e quando é inserido em uma posição subcristal diminuiu a quantidade desses defeitos permitindo um melhor suporte para os tecidos moles. Não houve diferença significativa entre Ankylos e TIU na posição vertical e detecção para primeiro ponto de contato e desvio do defeito ósseo, mas era notável uma tendência a favor para o implante Ankylos quando estava em posição subcristal. Com este estudo concluiu-se que as diferentes configurações de microgaps causam diferentes defeitos ósseos em relação à forma e tamanho em implantes submersos, tanto em posição cristal quanto subcristal.

Jung et al. (2008) por observarem em outros estudos que a configuração de implantes e sua disposição vertical tem uma influência sobre os níveis de crista

óssea, avaliaram em radiografias as alterações da crista óssea que ocorre ao redor de implantes dentários com diâmetros entre implante-pilar não correspondentes colocados em três diferentes níveis em relação à crista alveolar. Foram utilizados sessenta implantes de duas peças com diâmetros não correspondentes entre implante-pilar, e em três níveis distintos aleatoriamente em relação à crista alveolar. A análise radiográfica revelou pouca perda de massa óssea e um ligeiro aumento no nível do osso para implantes colocados ao nível da crista ou 1 milímetro acima. A maior perda óssea ocorreu em implantes colocados 1 milímetro abaixo da crista óssea, mas não foram detectadas diferenças clínicas significativas em relação à perda óssea marginal e ao nível do contato osso-implante. Concluíram que implantes e pilares não correspondentes em relação ao seu diâmetro demonstraram perda óssea, no entanto, foi uma pequena quantia. Em relação à colocação em diferentes níveis verticais não houve diferenças clínicas significativas.

Stein et al. (2009) usaram dois tipos diferentes de avaliações radiográficas para designar se a geometria de implantes, a macro e microestrutura do colar cervical, a mobilidade e os níveis de inserção interferem na altura óssea cristal. Utilizaram implantes de hexágono interno com colar rugoso e implantes de hexágono externo com colar de superfície lisa. O nível ósseo foi medido da interface implante-pilar até o nível da crista e também a densidade óssea durante cinco anos com radiografias digitais, convertidos em modelos tridimensionais. Este experimento concluiu que o método é significativamente bem preciso e detectou que a perda óssea em implantes com colar liso eram menores que implantes com colar rugoso, com uma proporção maior na distal que na mesial e que as alterações de altura óssea foram maiores quando o implante foi colocado mais subcristal.

Welander et al. (2009), realizaram um experimento para estudar a cicatrização em volta de implantes de duas peças localizados em posição subcristal durante 2 anos. Foram colocados implantes (Astra Tech Dental 3,5 mm x 8 mm) localizados 2 mm abaixo da crista óssea, encobrendo o ombro do implante. Foram conectados dois tipos de pilares, o regular nos implantes controle e o teste, quatro meses depois os animais foram sacrificados para análise histológica. Os níveis da margem óssea dos implantes teste foram identificados em uma posição mais coronal que os implantes controle. Em 40% dos implantes testes o contato do osso com o implante se

estendeu para coronal da borda do pilar. A conexão do tecido conjuntivo da mucosa periimplantar revestindo os pilares teste continha uma maior densidade de colagénio e uma menor proporção de fibroblastos do que os de controle. Com isso, sugeriram que a osseointegração pode ocorrer para parte coronal entre a interface do pilar e implante de duas peças, mas tal resultado parece depender das características da superfície dos componentes dos implantes.

Anitua et al. (2010) avaliaram através de modelos tridimensionais, a influência do comprimento (8,5 a 15 mm), diâmetro (2,5 a 5,0 mm) e geometria do implante na distribuição de tensões no osso aplicando uma carga de 150 N em 30°. Os resultados demonstraram que o diâmetro tem maior efeito na distribuição do que seu comprimento ou geometria. A crista óssea em volta do implante é a região que mais concentra tensão, com isso concluíram que o uso de implantes maiores é melhor para dissipar as forças, reduzindo a tensão na crista marginal, em volta do implante. É uma alternativa que ajudaria regiões que não tem altura óssea suficiente, é a utilização de implantes curtos e largos.

Tran et al. (2010) avaliaram a resposta de cicatrização transmucosal de implantes com junção de superfícies lisas colocados em posição cristal ou subcristal, em locais que apresentavam defeitos de extração após o período de cicatrização. Foram utilizados implantes Straumann 3,3 mm x 10 mm. Cinco implantes controle foram colocados ao nível cristal, e implantes testes foram colocados em regiões de defeitos criados cirurgicamente, sendo nove em posição cristal e nove em posição de 2 mm subcristal. Após 2 e 3 meses foram feitas as análises histológicas. E observaram que as porções mesiais e distais dos implantes controle e de teste a porcentagem de defeito coronal foi maior na região depois de 3 meses de cicatrização, mas foi uma resposta incompleta para comparar com os implantes controle de um mês de cicatrização. Já a análise histométrica sobre a localização dos implantes, mostrou que os implantes testes localizados ao nível da crista e subcristal em 2 mm nas regiões com defeitos cirúrgicos periimplantares eram mais coronal e próximo da margem do implante, comparados com os implantes controle. Isto fez concluir que defeitos periimplantares de largura 1,25 mm cicatrizam com regeneração óssea espontânea em volta de implantes localizados ao nível cristal e

implantes a 2 mm subcristal teve um alto grau de osseointegração após três meses de cicatrização.

Donovan et al. (2010) avaliaram durante um ano pacientes parcialmente desdentados que foram restaurados com implantes posicionados não submersos e submersos à crista óssea. Foram comparadas tomadas radiográficas do início do tratamento com acompanhamento de um ano. Tecido ósseo marginal foi detectado na plataforma do implante durante o acompanhamento do estudo. Observaram uma perda mínima de tecido duro mineralizado em torno dos implantes colocados não submersos e em posições subcristal, além disso, apresentava extensão tecido ósseo sobre os ombros do implante na maioria dos implantes analisados.

Degidi et al. (2011) analisaram uma retrospectiva histológica de nove implantes inseridos ao nível da crista e em posição subcristal (de 1 a 3mm), e todos os implantes colocados subcristal foram encontrados osso pré existente e recém formado no ombro do implante, já nos implantes ao nível da crista apresentaram reabsorção óssea entre 0,5 a 1,5 mm em torno de todos os implantes. Concluíram com o estudo que a posição sucristal resultou em formação óssea acima dos ombros dos implantes, obtendo um resultado positivo principalmente pela manutenção dos tecidos periimplantares.

Luo et al. (2012) fizeram um estudo sobre a influência da localização de implantes de plataforma switching (marca Ankylos) na remodelação óssea marginal, através da análise de radiografias. Foram analisados 111 implantes colocados em mandíbulas de 46 pacientes. Como resultado não observaram diferenças significativas nos valores de reabsorção óssea marginal entre implantes colocados abaixo ou acima do nível ósseo. No que diz respeito à estabilização do osso marginal, quando o implante é colocado abaixo do nível ósseo, 67,7% das suas margens ósseas estabilizadas ou acima da plataforma e 23,3% absorvidos verticalmente, enquanto os colocados ao nível apresentaram 19,7% e 80,3%, respectivamente. Concluíram em um período de três anos, os implantes colocados sucristais comparados com os a nível, tem mais chance de manter o osso marginal estável ou acima da plataforma do implante.

Huang et al. (2012) avaliaram a influência da profundidade de colocação na remodelação óssea ao redor de implantes com dois tipos diferentes de pilares cônicos internos (IAI): batidos (TI) e aparafusados (SI). Foram inseridos os implantes SI (Astra Tech) e TI (Bicon) ao nível e 1,5mm subcristal e três meses depois foram colocados os cicatrizadores. Após 4, 10, 16 semanas foram analisadas a distância da margem gengival a base do sulco, junto com parâmetros radiográficos.

Observaram que as diferenças entre SI e os TI inseridos na mesma posição vertical não foram significativos para a profundidade de sondagem no tecido periimplantar (PD), nível de inserção clínica (CAL) ou reabsorção óssea. A colocação subcristal de ambos os implantes tinham maior PD e CAL em relação aos grupos cristais. No entanto, a distância do primeiro contato osso-implante até a interface implante-pilar foi menor nos grupos subcristal comparados aos grupos cristais, concluindo que a configuração interna cônica cristal não teve nenhum efeito significativo sobre a reabsorção óssea. Além disso, a colocação subcristal de implantes internos cônicos teve um impacto positivo na preservação do osso cristal em torno do colo do implante.

2.4 Implantes Cone-Morse e Plataforma Switching

Abrahamsson et al. (2003) estudaram as reações teciduais que ocorriam quando se removia o cicatrizador e era substituído por um pilar permanente. Para isso, utilizaram implantes da marca Astra Tech. Em dois implantes foram colocados cicatrizadores, e em outro implante foi colocado pilar protético. Os cicatrizadores foram substituídos por pilares duas semanas depois, e após seis meses fizeram as análises histométricas e morfológicas. Fizeram também radiografias após colocação dos implantes, duas semanas após a primeira colocação do pilar e seis meses mais tarde. O comprimento da barreira epitelial, a altura da inserção de tecido conjuntivo, e o nível ósseo marginal não diferiram entre os três grupos. A maior parte da perda óssea radiográfica durante o experimento ocorreu antes ou imediatamente após a conexão do pilar, apenas pequenas alterações do nível ósseo ocorreu durante o período subsequente de seis meses. Concluíram que a troca do cicatrizador por pilares protéticos resultou em uma ligação transmucosa, dos quais dimensão e

qualidade não diferenciaram das barreiras mucosas formadas em pilares permanentes colocados em implantes num segundo estágio.

Çehreli et al. (2004) sabendo que o torque do parafuso causa uma força de tração no interior do implante criando uma compressão entre implante e pilar e que o parafuso do pilar é o único responsável em mantê-los conectados, compararam a resistência à fadiga por meio de torque e cargas cíclicas axiais e laterais em pilares para coroas cimentadas e pilares sólidos acopladas a implantes cone-Morse ITI (Straumann) e observaram que os pilares e implantes ficaram estáveis, sinalizando ausência de falha mecânica, gerando resultados previsíveis a longo prazo de pilares sólidos e pilares para coroas cimentadas. Isto mostra que a forma geométrica do cone morse é responsável pela proteção das cargas excessivas sobre a interface do implante-pilar, evitando micromovimentos que poderiam gerar falhas futuras.

Weigl (2004) através de uma revisão literária constatou que o sistema cone-Morse (Ankylos) oferece melhor estabilidade na junção com o pilar protético, garantindo ótima propriedade antirotacional, elevando a resistência à flexão e ao torque durante função mastigatória, o que reduz significativamente as possibilidades de fratura ou de afrouxamento do parafuso. O estudo baseou-se em apresentar as características mecânicas do sistema por meio de análises científicas. O contexto mostrou ser um sistema que resulta excelente aspecto estético comparados com outros sistemas, e é um sistema duradouro relatando uma taxa de apenas 1,3% de afrouxamento dos 233 implantes analisados. Conclui-se que é um sistema versátil e excelente para recuperar áreas desdentadas unitárias, garantindo excelente estabilidade e manutenção da morfologia das superfícies oclusais dos dentes naturais.

Petrie e Williams (2005) analisaram e compararam os efeitos da relação e interação do diâmetro do implante (3,5 a 6 mm), como sua conicidade (0 a 141) e comprimento (5,75 a 23,5 mm), num total de 16 tipos de implantes. Tensões foram calculadas na crista óssea, através da análise de elementos finitos, no qual foram projetados modelos tridimensionais mandibulares com osso esponjoso de baixa e alta densidade. Os autores concluíram que implantes largos, relativamente longos e

cilíndricos, são as melhores opções se deseja minimizar as tensões na crista óssea alveolar, e os implantes curtos, estreitos e cônicos devem ser evitados principalmente quando o osso é de baixa densidade.

Dibart et al. (2005) testaram “in vitro” a vedação do travamento entre implante cone-Morse e seu pilar, avaliando se eram capazes de impedir a invasão de microorganismos orais por meio da interface. Entretanto não foi indentificada a presença de bactérias abaixo do chanfro do implante em nenhuma das unidades analisadas, acrescentando ainda que onde se presencia microgap há vazamento de microorganismos que podem causar inflamação e perda de osso. Concluindo que o vedante proporcionado pelo desenho do sistema cone Morse tem demonstrado ser hermética em relação à invasão bacteriana “in vitro”.

A microinfiltração pode ocorrer na interface pilar-implante em implantes osseointegrados e pode causar o mau cheiro e inflamação dos tecidos periimplantares, com isso Novaes et al. (2006) estudaram o grau de infiltração na interface implante-pilar de 5 sistemas de implantes (Spline, ITI, CeraOne, Steri –Oss e 3i), em que apenas o ITI usava uma interface do tipo cone-Morse. A ocorrência de infiltração entre a interface pilar-implante foi observada em todos os sistemas, e a análise de variância revelou significativa interação entre torques e curso do tempo de infiltração entre os sistemas. Os resultados indicaram que os líquidos e pequenas moléculas são capazes de passar através da interface de todos os conjuntos de pilar-implantes estudados. Presumivelmente, em situação “in situ”, os fluidos contendo subprodutos bacterianos e os nutrientes necessários para o crescimento bacteriano pode passar através da abertura da interface, contribuindo para o mau hálito e periimplantite.

Lazzara e Porter (2006) relaram sobre o conceito de plataforma switching, tentando compreender os achados biológicos encontrados em exames radiológicos e esclarecer o raciocínio clínico para esta técnica. Verificaram em outros estudos que observações histológicas e radiográficas sugeriam que a dimensão biológica dos tecidos duros e moles existentes em torno dos implantes se estendia apicalmente a partir da interface implante-pilar e este reposicionamento vertical da crista óssea ocorria quando um implante estava exposto ao ambiente bucal em

combinação com pilares e implantes de grandes diâmetros, e isso acontecia porque não possuía alternativas disponíveis. Com a introdução da "plataforma switching" usando pilares de diâmetros menores que a plataforma do implante, mostrou que houve menor mudança óssea vertical. Concluindo que este tipo de plataforma preserva a crista óssea em volta de implantes de diâmetros grande, alterando o ponto de remodelação óssea da crista, e durante 13 anos de observação, percebesse que a perda óssea cristal quase não tem se observado.

Cappiello et al. (2008) fizeram um estudo prospectivo clínico e radiográfico de 131 implantes, avaliando a perda óssea ao redor de implantes de duas peças que foram restauradas de acordo com o protocolo de plataforma switching. Os dados obtidos mostraram que a perda óssea vertical, para os casos de teste variaram entre 0,6 milímetros e 1,2 milímetros enquanto que para os casos de controle, a perda óssea era entre 1,3 mm a 2,1 mm. Estes dados confirmam a importância da presença ou ausência do microgap entre o implante e pilar na remodelação do osso cristal periimplantar e que a plataforma de switching parece reduzir esta reabsorção aumentando a previsibilidade para as reabilitações com este tipo de implante-pilar.

Oliveira et al. (2009), através da análise de fluorescência, avaliaram o efeito que diferentes distâncias interimplantares (1, 2 e 3 mm), após a restauração protética, teria sobre a remodelação óssea em implantes submersos e não-submersos restaurados com um "plataforma switching". Foram utilizados 56 implantes da marca Ankylos, colocados 1,5 mm subcristais em cães. Obteve diferenças estatísticas significativa na porcentagem de osso remodelado visto nas diferentes regiões, concluindo que a carga aumenta a formação de osso tanto em implantes submersos quanto não-submersos, e a distância de 1 mm entre implantes parece resultar em uma remodelação óssea mais pronunciada do que as distâncias de 2 mm ou 3 mm em implantes cone-Morse com "plataforma switching".

Barros et al. (2010) avaliou a influência histomorfométrica de distâncias interimplantares (ID) e da profundidade de colocação do implante na remodelação óssea ao redor de implantes cone-Morse, com "plataforma switching". Foram colocados implantes 1,5 mm subcristais e ao nível ósseo, com implantes que se encontravam em uma distância de 2 ou 3 mm. Como resultado mostrou que a

reabsorção óssea em implantes subcristais foram inferiores aos que se apresentavam ao nível e que nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as diferentes distâncias interimplantares. Concluindo que o estudo mostrou melhores resultados para os implantes colocados subcristais quando comparados com aqueles colocados ao nível ósseo, e que apresentava osso interimplantar sobre os ombros dos implantes adjacentes.

Plataforma switching para a manutenção dos níveis ósseos periimplantares ganhou destaque entre os fabricantes de implantes ao longo dos últimos anos. No entanto, a hipótese de que a junção de implante com pilar mais estreito pode preservar osso da crista foi baseada principalmente em evidências científicas. Com isso Atieh et al. (2010) fizeram uma revisão sobre estudos radiográficos marginais, alterações no nível ósseo e a sobrevivência de implantes com este tipo de plataforma em relação aos implantes com plataformas convencionais. Foram incluídos dez estudos com 1239 implantes. A perda óssea marginal ao redor de implantes de plataforma de switching foi significativamente menor do que em torno da plataforma convencionais. A revisão e meta-análise apresentou que a plataforma de switching pode preservar altura óssea interimplantar e os níveis de tecidos moles. O grau de reabsorção óssea marginal está inversamente relacionado com a extensão de afastamento entre implante-pilar.

Canullo et al. (2011) fizeram um estudo em humanos para comparar histologicamente o tecido mole periimplantar de plataformas switching e convencionais após 4 anos dos implantes serem restaurados. Em todos os grupos, a maioria das amostras apresentou um epitélio juncional bem preservado com pequeno infiltrado inflamatório associado com fibras colágenas não orientadas e um aumento da densidade microvascular, no qual os dois tipos de plataforma apresentaram características histológicas semelhantes, apesar de detectadas diversas alterações a nível ósseo radiograficamente. O estudo confirmou que a plataforma switching é um conceito que não apresenta riscos a longo tempo e consegue manter muito bem os níveis ósseos periimplantares.

Mesmo com alta taxa de sucesso, tem sido relatado que o tratamento com implante possui suas complicações, falhas e limitações, tais como a perda óssea

periimplantar após seu carregamento. Avaliação da tensão na interface do osso-implante e pilar fez com que se desenvolvessem novos modelos de plataforma protética. Com o objetivo em descrever criticamente as diferentes opções de plataformas protéticas em implantodontia, discutindo seus conceitos biomecânicos, utilização clínica, as vantagens e desvantagens, Pita et al. (2011) fizeram um estudo sobre as próteses com plataforma switching, hexágono externo, hexágono interno e cone-Morse em relação, principalmente na preservação da crista óssea. E em toda análise literária concluíram que a bioengenharia e a biomecânica são importantes para promover desenvolvimento e investigação dos diferentes designs de plataformas protéticas. O hexágono externo é indicado para restaurações múltiplas, já do tipo de hexágono interno e cone-Morse são favoráveis para restaurações unitárias em regiões estéticas e a plataforma switching ajuda a preservar o osso cristal ao redor dos implantes. O planejamento reverso no tratamento é indicado para reduzir a sobrecarga sobre os implantes e o uso de técnicas cirúrgicas e protéticas avançadas são necessárias para obter um tratamento reabilitador de sucesso em longo prazo.

Prasad et al. (2011) por saberem que o grande sucesso a longo prazo de um implante depende da estabilidade do apoio do osso no implante e que a perda óssea cristal ocorre durante o primeiro ano de colocação do implante, fizeram uma revisão bibliográfica sobre o conceito da plataforma switching em preservar a crista óssea, suas aplicações clínicas, vantagens, desvantagens e taxas de sobrevivência. Esta pesquisa revelou que o sucesso dos implantes dentários é altamente dependente da integração e compreensão entre o implante e os tecidos duros e moles intraorais. A utilização de pilares de prótese com um diâmetro reduzido em relação ao diâmetro do implante (plataforma de switching) diminui a reabsorção cristal após o carregamento. Ele mantém a largura biológica e ajuda a melhorar a estética, preservando a papila interproximal. Entretanto, se há necessidade de utilizar pilares de tamanho maiores, maiores devem ser os diâmetros dos implantes e clinicamente pode não ser possível se a largura do osso é reduzida, e se colocar implante de tamanho menor, menor diâmetros teriam que ter os pilares, podendo comprometer o perfil de emergência, especialmente nos casos anteriores.

Shmitt et al. (2013) avaliaram sistemas de conexão em uma revisão sistemática, com o objetivo de comparar sistemas de conexão cônico entre implante-pilar com as não cônicas em análises “in vitro” e “in vivo”. O estudo constatou que análises “in vitro” indicam que os pilares cônicos e não cônicos apresentaram resistência suficiente às forças de flexão máxima e carga de fadiga. No entanto, pilares cônicos mostrou superioridade em relação ao selamento, formação de microgap, manutenção do torque e estabilidade do pilar. Em estudos “in vivo” (humano e animal) indicou que os sistemas cônicos e não cônicos são comparáveis em termos de sucesso do implante e as taxas de sobrevivência com menos perda óssea marginal ao redor de implantes de conexão cônica, na maioria dos casos. Esta avaliação indica que os sistemas de implantes que usam uma conexão implante-pilar cônico, proporciona melhores resultados em relação ao ajuste do pilar, estabilidade e selamento. Concluindo que essas características da conexão cônica podem ter resultados melhores em longo prazo em relação a sistemas de conexão não cônicos.

2.5 Método fotoelástico

O método de análise fotoelástica na odontologia restauradora foi introduzido por Nooman (1949), executando um estudo com aplicações de cargas sobre restaurações de amálgama em diferentes preparos cavitários, realizadas em blocos de resina fotoelástica (Bakelite). O intuito do pesquisador era determinar qual forma de preparo que gerava menor quantidade de tensões, e constatou que os preparos com ângulos arredondados induziam a menor concentração de tensões no material.

Mahler e Peyton (1955) empregando polariscópio plano com fonte de luz monocromática descreveram a técnica fotoelástica, no qual as fontes de raios incidem a luz no polarizador em varias direções, mas só os comprimentos de onda paralelos ao seu eixo são transmitidos. Pelo fenômeno da dupla refração, o material fotoelástico analisado submetido a cargas, transmite apenas os comprimentos de onda paralelos aos planos de tensões principais no analisador, que polariza os comprimentos de onda idênticos ao polarizador, sendo que seu eixo polarização encontra-se em 90° em relação ao eixo polarizador. Este fenômeno é visualizado no

modelo fotoelástico pela formação de franjas claras e escuras. Por usar luz branca como fonte, essas franjas se tornam coloridas. Os autores ressaltam que o padrão monocromático é mais preciso para análise quantitativa.

Haraldson (1980) avaliou as tensões induzidas em implantes rosqueáveis e lisos com 3 mm de diâmetro através de análise fotoelástica em três diferentes situações: completa ancoragem óssea, com perda óssea vertical e perda óssea horizontal. Os implantes estavam inseridos em modelos de resina Araldite (Ciba-Geigy HY956) e foram submetidos a cargas verticais e horizontais com valores máximos de 490 N e 378N, respectivamente. As imagens das tensões nos modelos foram fotografadas, e mostraram como resultados que o carregamento vertical houve uma distribuição de tensões por todo corpo do implante, já no implante liso ocorreu uma maior concentração de tensões no ápice. O carregamento horizontal apresentou ser mais nocivo que o vertical, observando maiores concentrações de tensões na simulação de perda óssea vertical e horizontal. Concluiu que os implantes rosqueáveis distribuem melhor as tensões que o implante liso.

Miilington e Leug (1995) avaliaram através de análise fotoelástica a relação entre tamanho e localização de desajustes entre interface implante-pilar e os estresses gerados em estruturas para próteses sobre implantes. Confeccionaram supraestruturas de liga de ouro tipo IV e de titânio fixados em modelos metálicos. Na superfície superior das supraestruturas foi feita uma cobertura de material fotoelástico. Observaram que o maior estresse aconteceu nos pilares intermediários com desajuste de 55 μm , enquanto a desadaptação nos pilares distais foi de 144 μm . Concluíram que há um relacionamento positivo entre a desadaptação da estrutura e a intensidade de forças geradas sobre elas.

Guichet et al. (2002) estudaram o efeito da ferulização e da instabilidade do contato interproximal na transferência de tensões, com análise fotoelástica, sobre próteses sobre implantes. Em um modelo fotoelástico com formato mandibular posterior, foram inseridos três implantes na região do primeiro e segundo pré-molar e primeiro molar, o canino natural também foi posicionado. A intensidade dos contatos proximais foi avaliada em próteses não unidas e cimentadas. As próteses

ferulizadas, foram cimentadas nos mesmos pilares. Avaliaram tensões com e sem carregamento, e observaram que houve maior tensão entre implante quando contatos proximais eram mais apertados em próteses isoladas, evidenciando condições de não passividade. Além disso, sob aplicação de cargas, houve maior concentração de tensão ao redor implantes na qual a carga foi aplicada. Já as próteses ferulizadas distribuíram melhor as tensões no carregamento oclusal.

Ochiai et al. (2003) compararam os padrões de transferência de estresse com 1 ou 2 implantes posteriores com conexão anterior a um dente natural e com 1 ou 2 pilares de implantes segmentados e não segmentados sob cargas funcionais através da utilização da técnica de análise fotoelástica. Em um modelo mandibular foram colocados os implantes na região dos molares e duas próteses fixas foram fabricadas tanto com pilares cônicos UCLA segmentados quanto não segmentadas. Cargas oclusais verticais foram aplicadas em locais fixos nas próteses e as franjas de estresse foram registradas fotograficamente. O carregamento na prótese sobre dente gerou tensões apicais de intensidade semelhante ao dente e a prótese sobre implante do primeiro molar, para os dois tipos de pilares. Um estresse de baixo nível foi transferido para a segunda prótese sobre implante do molar. Carga direta na região da prótese implanto-suportada demonstrou baixa transferência de estresse para o dente simulado. Concluíram que dentro das limitações deste estudo, a distribuição de tensão e intensidade para as duas condições de implante foi semelhante para os pilares segmentados e não segmentado. Tensões mais intensas foram observadas para ambos os pilares no implante unitário. Carregamento vertical produziu tensões mais distantes da força aplicadas com o pilar não segmentado. Os resultados sobre o carregamento direto foi semelhante para ambos os pilares.

De acordo com Sadowsky e Caputo (2000), a análise fotoelástica vem sendo bem empregada e com sucesso em estudos em interação a respostas teciduais e características físicas de próteses e implantes. Embora não seja possível diferenciar osso cortical e medular, essa técnica avalia as tensões geradas sobre esses elementos, mesmo que seja diferente da situação real, proporciona identificar os locais de concentração com mais precisão. Os pesquisadores analisaram implantes inseridos em modelos fotoelásticos mandibulares conectados a overdentures (barra

com cantiléver, barra eletroerodida, barra sem cantiléver e encaixes tipo bola) com ou sem uso de silicone para simular contato direto da extensão posterior da prótese com o rebordo residual. Foi aplicada carga na fossa central do primeiro molar inferior. Os resultados mostraram que a maior tensão foi nas barras com cantiléver sobre o implante distal do lado carregado, seguida pela barra eletroerodida, barra sem cantiléver e encaixe bola. Em todos os casos o contato entre a base da prótese e o rebordo residual minimizou as tensões geradas no implante mais distal. Concluíram que a distribuição de tensões é influenciada não só pelo ajuste da estrutura e pela oclusão, mas também pela extensão da base da prótese como sobre o tipo de encaixe.

Turcio et al. (2009) fizeram uma revisão bibliográfica sobre fotoelasticidade, um método de laboratório para avaliação de implantes e comportamento de prótese. Próteses fixas ou removíveis funcionam como alavancas nos dentes de apoio, podendo provocar movimentos do dente se não bem planejado. Assim, durante o planejamento, o dentista deve estar ciente da biomecânica envolvida tentando diminuir qualquer tipo de alavanca gerada por forças impostas a essas próteses. Análise fotoelástica tem grande aplicabilidade na odontologia restauradora, pois permite a previsão e minimização dos pontos críticos biomecânicos através de modificações no planejamento do tratamento. Concluíram com o estudo que é um sistema bem aplicado na reabilitação oral usada em muitos estudos “in vitro”, mas com pouca aplicabilidade em testes “in vivo”, aponta regiões críticas da prótese e não exclui o conhecimento para ensaios clínicos.

Asvanund e Morgano (2011) analisaram as características de próteses implantossuportada com estruturas metálicas em todo arco mandibular através de ligações de pilares externos e internos com carregamento em três posições. Modelos fotoelásticos foram usados para simular o tecido ósseo, instalando dentes e próteses parafusadas sobre os pilares. As amostras foram analisadas em dois níveis (interface implante-pilar e nível apical do implante) com três condições de carga (carga de 4 pontos ; carga de 2 pontos anterior e carga lateral de 2 pontos). Com a carga de 4 pontos a diferenças de tensão ocorreram na conexão do pilar com implantes externo e interno, e na conexão do pilar-implante no nível apical. Com a

carga anterior de 2 pontos, a conexão do pilar-implante resultaram em tensões de níveis baixos, tanto nas zonas carregadas e não-carregadas. Com a carga lateral de 2 pontos, a conexão pilar-implante interna resultou em tensões baixo nível em áreas não carregadas. Concluíram que quando o carregamento é fora do centro a conexão entre pilar-implante interno produziu menos estresse quando comparado com a conexão entre pilar-implante externo.

Tonella et al. (2011) avaliaram a distribuição de tensão de diferentes sistemas de retenção (cimentada ou parafusada) associado a diferentes conexões protéticas (hexágono externo, hexágono interno e cone Morse) em 3 unidades de próteses parciais fixas implanto-suportada utilizando o método da fotoelasticidade. Seis modelos foram fabricados com resina fotoelástica PL -2. As próteses foram padronizadas e fabricadas em liga de Ni- Cr. A polariscópio circular foi utilizado e as cargas axiais e oblíquas de 100 N foram aplicadas. Os resultados foram fotografados e analisados qualitativamente com um software gráfico (Adobe Photoshop). O sistema de retenção parafusado exibiu maior número de franjas para ambas as cargas. O implante de hexágono interno apresentou melhor distribuição e menor estresse para ambas as próteses. A carga oblíqua aumentou o número de franjas, em todos os modelos testados. O sistema de retenção cimentado apresentou melhor distribuição de tensões. O implante sextavado interno foi mais favorável de acordo com o ponto de vista biomecânico. A carga oblíqua aumentou o estresse em todos os sistemas e conexões testadas. Concluíram que as próteses implanto-suportadas cimentadas apresentaram melhor distribuição e menor intensidade de estresse. A conexão de hexágono interno gerou uma melhor distribuição de tensão para ambos os tipos de próteses e o estresse aumentou com carga oblíqua em todos os modelos.

Para comparar tensões resultantes em próteses dentárias cimentadas e parafusadas usando pilares longos universais, Aguiar Jr et al. (2012), utilizaram o método fotoelástico para fazer essas comparações. Foi fabricado um modelo de resina fotoelástico simulando o arco mandibular, no qual se encontrava inseridas réplicas de resina de um primeiro molar e um segundo pré-molar, e de dois implantes substituindo o segundo pré-molar e o primeiro molar. Cargas estáticas

verticais foram aplicadas individualmente na superfície oclusal das coroas do pré-molar e do molar. Como resultado encontraram tensões concentradas nas coroas carregadas individualmente. Dentro das limitações deste estudo e com base nos resultados obtidos para próteses implanto-suportada com conexão hexágono interno e pilar longo universal, pode-se concluir que as restaurações protéticas parafusadas transferem mais tensões em torno dos implantes quando comparado com restaurações cimentadas.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo foi avaliar, o desempenho do desenho do implante na incidência de uma carga nas próteses sobre implantes, e sua relação com a distribuição de forças geradas na crista marginal, ao redor de implantes cone-Morse em diferentes níveis de colocação na região posterior da mandíbula, através de análises fotoelásticas:

1. Analisar a distribuição das tensões nos modelos fotoelásticos, em volta dos implantes cone-Morse, principalmente na região cristal, com os implantes em diferentes níveis (a nível; 1,5 mm; 3,0 mm).
2. Verificar se a presença de dentes adjacentes à prótese sobre o implante influência na distribuição de tensões.

4 MATERIAIS E MÉTODO

Os grupos desta parte experimental do trabalho foram divididos de acordo com o delineamento experimental proposto no organograma 1.

Organograma 1 – Delineamento experimental proposto

4.1 Confeções dos modelos mestre

Para a realização desta pesquisa foi confeccionado inicialmente um modelo mestre em policarbonato, no formato retangular (68 x 30 x 15 mm), contendo réplica em resina (Luxatemp- DMG, Hamburg, Alemanha) do segundo pré-molar inferior e do segundo molar inferior (Odontofix, Ribeirão Preto, Brasil) (Figura 1a) e um análogo do implante cone-Morse ANKYLOS® Implant Driver (Dentsply Indústria e Comércio, Petrópolis, Rio de Janeiro) na região do primeiro molar inferior (Figura 1b).

Figura 1: a – Réplicas em resina dos dentes utilizados no modelo.
b – Análogo do implante cone-Morse ANKYLOS®.

O bloco de policarbonato foi preparado com três perfurações com diâmetro e profundidade compatíveis com a réplica dos dentes e análogo do implante a serem fixados posteriormente (Figura 2), obtendo uma posição adequada em relação méso-distal para a construção da coroa sobre implante, cujo elemento reabilitado correspondia a um primeiro molar inferior.

Figura 2: Modelo mestre com as perfurações e desenho das distâncias entre as perfurações

Com auxílio de um paralelômetro as réplicas dos dentes e o análogo do implante foram posicionados de forma retilínea ao seu longo eixo e paralelos em relação sua largura méso-distal obtendo uma posição ideal para confecção da coroa sobre implante. Os dentes e o análogo do implante foram fixados dentro das perfurações do bloco de policarbonato com cola à base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil). O análogo do implante foi fixado na posição correspondente ao nível ósseo (Figura 3).

Figura 3: Posicionamento com paralelômetro das réplicas dentais e do análogo.

Para análise da distribuição de tensão no implante isolado, foi confeccionado outro modelo mestre em policabornato (33 x 30 x 15 mm), em que foi posicionado um análogo de implante ao nível ósseo (Figura 4).

Figura 4: Modelo mestre apenas com análogo ao nível da margem.

4.2 Confeção das coroas

Sobre o análogo do implante do modelo mestre com dentes adjacentes foi instalado o pilar ANKYLOS® regular C/X reto de altura 1,5mm (Figura 5) e com a chave hexagonal de 1.0mm deu-se o torque recomendado de 15 N.cm.

Figura 5: Pilar ANKYLOS® regular C/X reto de altura 1,5mm

Este modelo foi então enviado ao laboratório Domingos F Facioli Prótese Odontológica S/S L para confecção de três coroas cimentadas com infraestrutura em zircônia e aplicação de cerâmica com IPS Empress (Sistema CAD-CAM, AmannGirrbach, Áustria) (Figura 6). Este é um sistema composto pelo software Ceramill 3Shape e fresadora Ceramill motion 2. Com o auxílio de um gabarito plástico, confeccionaram-se três coroas idênticas.

Figura 6: Fresadora e coroas cerâmicas finalizadas

Foi averiguada a relação de contato interproximal com carbono (AccuFilm II, Parkell, EUA) e fio dental (Colgate-Palmolive, São Bernardo do Campo, Brasil) da coroa com as réplicas dos dentes e largura disto-vestibular em todas as coroas no modelo mestre.

4.3 Confecção dos modelos fotoelásticos

Para analisar as tensões da crista marginal em torno dos implantes na aplicação de carga oclusal, obtiveram-se três modelos fotoelásticos. Para obtenção do molde a primeira coroa foi fixada no pilar com o auxílio de cera para escultura (Shuler Dental, Alemanha). O modelo mestre foi fixado com uma fita adesiva na face interna da tampa de um recipiente plástico (figura 7a) com uma abertura no fundo para que fosse vertido o silicone de duplicação (Silicone Master, Talladium do Brasil, Curitiba-PR, Brasil) (Figura 7b).

Figura 7: a- Recipiente plástico em que o modelo mestre foi fixado

b- Silicone de duplicação e catalisador

Foi feita a manipulação do silicone, 200 ml para 10 ml de catalisador durante 60 segundos e em seguida foi realizado o preenchimento total do recipiente de plástico no qual se encontrava o modelo mestre em posição. Após o tempo de presa do silicone (60 minutos), conforme instrução do fabricante, a tampa do recipiente foi retirada e o modelo mestre foi removido do molde, ficando a coroa em posição dentro do molde. Foram confeccionados com a mesma técnica mais dois moldes de silicone com o mesmo pilar, mas com as outras coroas disponíveis. As réplicas do segundo pré-molar e segundo molar foram posicionadas em seus recíprocos lugares dentro do molde de silicone.

Nas réplicas dos dentes simulou-se a presença de ligamento periodontal com o material de moldagem Impregum Soft (3M ESPE, Seefeld, Alemanha). Para a confecção deste ligamento, posicionaram-se os dentes no delineador e suas raízes radiculares foram imersas rapidamente em cera para escultura (Shuler Dental, Alemanha), resultando em uma película de 0,25mm de espessura sobre as raízes (Tiossi, 2010). As raízes foram moldadas com silicone de condensação pesado (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália) (Figura 8a) e após a presa completa do material os dentes foram removidos e dentro destes moldes foi injetado material de moldagem à base de poliéster Impregum Soft e os dentes foram reposicionados novamente dentro do molde. Após a presa do material o dente era removido do molde e obtendo-se a simulação do ligamento periodontal (Figura 8b).

Figura 8: a- Moldes com silicone das raízes das réplicas dentais.

b- Simulação do ligamento periodontal.

Com o auxílio de uma morsa, cada um dos pilares utilizados neste estudo (1,5, 3,0 e 4,5 mm) foi parafusado em um implante cone-Morse ANKYLOS® Implant 3,5 x 9,5 mm (Dentsply Implants – Mannheim - Germany) (Figura 9a). Foi aplicado torque de 15 N.cm conforme indicação do fabricante. Cada conjunto pilar/implante foi inserido em uma coroa (Figura 9b) que se encontrava dentro do molde de silicone (Figura 9c), onde encontrava-se também em posição as réplicas dos dentes.

Figura 9: a- Implante cone-Morse ANKYLOS® Implant Driver 3,5 x 9,5 mm
b- Coroas com seus respectivos pilares regulares de alturas diferentes.
c- Moldes de silicone com os dentes em posição.

Foi realizado a manipulação do material fotoelástico do tipo Araldite GY279 e endurecedor Aradur 2963 (Huntsman, Everberg, Bélgica), na proporção 2:1 respectivamente. Essa mistura foi proporcionada em uma proveta de vidro e manipulada vigorosamente com um bastão de vidro por 2 minutos em um Becker de

vidro até ter ausência de estrias. Em seguida foi levado ao interior de uma câmara de vácuo (figura 10) durante 20 minutos para eliminação de bolhas resultantes da reação inicial entre os componentes da mistura e da manipulação da mesma. Prosseguiu-se com o preenchimento dos moldes de silicone. Foi manipulada resina suficiente para preencher os três moldes de silicone. Obtendo-se um modelo com o implante ao nível ósseo, outro com o implante a 1,5mm infra-ósseo e um terceiro com o implante a 3,0mm infra-ósseo.

Figura 10: Câmara a vácuo para eliminação de bolhas

Aguardou-se 72 horas para remoção dos modelos fotoelásticos de dentro dos moldes de silicone (Figura 11). Foi feita a análise dos contatos interproximais com carbono e fio dental, as coroas foram removidas e limpas, removendo toda cera em contato nos pilares e nas coroas, para serem devidamente cimentadas com o cimento hidróxido de cálcio (Hydro C®, Dentsply).

Figura 11: Modelos fotoelásticos com implantes em três diferentes níveis de inserção: à nível, 1,5mm e 3 mm abaixo da margem cristal.

Após a análise dos modelos fotoelásticos com três elementos, estes foram desmanchados, recuperaram-se os elementos e iniciou-se a confecção de novos modelos. Contudo, estes novos modelos não possuíam o elemento dental distal, referente ao segundo molar (foi obstruída com cera 7 a cavidade que representava o segundo molar no molde de silicone) e assim foi elaborado três modelos fotoelásticos com dois elementos (segundo pré-molar e primeiro molar sobre o implante). Foram realizadas as análises e os modelos também foram desmanchados.

Terminada esta etapa, o pilar de 1,5 mm de altura foi parafusado no modelo mestre com o implante unitário, repetiu-se a técnica de moldagem descrita, para cada uma das coroas, obtendo-se três moldes com uma coroa inserida. Cada um dos conjuntos pilar/implante (pilar de 1,5, 3,0 e 4,5 mm) foi inserido em um molde de silicone (Figura 12a) e obtiveram-se três modelos fotoelásticos (Figura 12b) para análise da distribuição de tensão no implante unitário, sendo o primeiro modelo com o implante ao nível ósseo, o segundo com o implante a 1,5mm infra-ósseo e o terceiro modelo com o implante a 3,0mm infra-ósseo.

Figura 12: a- Molde de silicone apenas do implante em posição.

b - Modelos fotoelásticos com os implantes em posição nas três alturas.

4.4. Elaboração da ponta de carregamento (antagonista)

Nos modelos com presença de pelo menos um elemento lateral foi utilizado carregamento oclusal (150 N) para análise da distribuição de tensões. Assim foram confeccionadas réplicas de dentes superiores: primeiro pré-molar, segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar, em resina Luxatemp. Utilizando cera sete, as réplicas dos dentes foram fixadas sobre a oclusão dos dentes do modelo mestre

com três elementos, seguindo a anatomia oclusal de contato balanceada. Foi feita um bloco de cera 7 de 5 mm de comprimento e 2 mm de largura e em volta deste bloco foi confeccionada uma muralha de silicone de condensação pesada Zetalabor. Aguardou-se a presa final do material e eliminou toda cera dentro da muralha. A seguir verteu-se resina acrílica incolor autopolimerizável (VIPI FLASH VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de produtos odontológicos Ltda, Pirassununga, Brasil) dentro da muralha e inseriram-se os dentes, unidos por cera, na resina com a ajuda de um delineador. Depois que o material atingiu sua presa final, o bloco de resina acrílica junto com as réplicas foi fixado com resina acrílica incolor em uma haste metálica intercambiável (figura 13 a).

Após a presa final da resina acrílica, o aplicador e os modelos fotoelásticos foram levados ao delineador para ajuste dos pontos de contato com carbono. Foi realizada a conferência em todos os modelos fotoelásticos, com desgaste apenas nas coroas dos elementos do modelo fotoelástico, até obter a maior padronização possível de contato para os conjuntos a serem analisados (figura 13 b).

Figura 13: a- Réplicas fixadas em uma haste metálica intercambiável
b- Averiguação dos pontos de contato dos modelos fotoelásticos, obtendo maior padronização possível de contato oclusal.

Para a realização da análise nos modelos unitários foi utilizada uma ponta com acabamento esférico (ϕ 1 mm) (Figura 14a), em que foi realizado carregamento de 100N no centro oclusal do molar, no eixo do implante, carga deslocada para a distal, em cantilêver, e carga oblíqua, a 30° do eixo oclusal, de vestibular para lingual (Figura 14b).

Figura 14: a- Ponta esférica de carregamento

b-Base para carregamento oblíquo dos modelos com implantes unitários - 30° do eixo oclusal.

4.5. Análise fotoelástica

Foi utilizado um polariscópio de transmissão plana modelo FL200 (G.U.N.T. Gerätebau GmbH, Barsbuettel, Alemanha) (Figura 15) para análise dos modelos fotoelásticos, este aparelho encontra-se no Laboratório de Bioengenharia do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Pretos/USP (RAL -FMRP/USP).

Figura 15. Polariscópio de transmissão plana modelo FL200

Para uma análise qualitativa o polariscópio foi ajustado no modo de polarização circular e registros fotográficos com uma câmera digital (Cyber-shot DSC-HX100V, Sony, Tokio, Japão) foram feitos de cada situação planejada. A

câmera fotográfica estava acoplada ao polariscópio para capturar as imagens. Apresentava um dispositivo composto por uma célula de carga de 50 kgf e um leitor de carga, neste dispositivo foi utilizado um modelo de ponta de aplicação de carga para uma condição de carregamento na superfície oclusal balanceada nos três modelos fotoelásticos.

Os modelos fotoelásticos foram levados ao polariscópio previamente às análises para certificação da ausência de pré-tensões, ou seja, ausência de franjas prévias nos modelos pela cimentação da prótese. Nenhum modelo apresentou pré-tensão, indicando correto contato proximal.

Um modelo por vez foi posicionado no polariscópio e feito registros fotográficos mostrando a ausência de tensão residual antes da aplicação da carga. Foi realizada a aplicação de carga oclusal nos modelos e verificaram-se as tensões geradas em torno do implante e dentes adjacentes, principalmente na crista marginal, observando a distribuição das franjas isocromáticas sob as condições de aplicação de carga.

Segundo os autores Caputo e Standlee (1987); Çehreli et al. (2004) e Da Silva et al. (2010) a análise qualitativa, pode ser realizada observando a distribuição e intensidade de concentração de tensões através do numero e ordem de franjas isocromáticas apresentadas no modelo fotoelástico. A Figura 16 apresentada por Bernardes (2004) representa as colorações típicas observadas em uma análise fotoelástica com luz branca, no qual as ordens de franjas em um ponto do modelo podem ser determinadas por fotografias correspondentes a fases múltiplas do comprimento de onda de luz. No caso de luz branca, o espectro observado apresenta colorações típicas para as ordens de franja:

- franja de ordem $N = 0$ – Preta
- franja de ordem $N = 1$ – transição violeta/azul
- franja de ordem $N = 2$ – transição vermelho/verde
- franja de ordem $N = 3$ – transição do vermelho/verde

Figura 16: Ordens de franja apresentada por Bernardes (2004).

Seguindo parâmetros pré estabelecidos e utilizados em outros estudos como de Brodsky et al. (1975) e Markarian et al. (2007) os dados foram avaliados qualitativamente: quanto maior a proximidade entre as franjas maior a concentração de tensão; quanto maior o número de ordem de franjas (N), ou o número de franjas, maior a magnitude de tensão.

5 RESULTADOS

5.1 Modelos fotoelásticos antes da aplicação das cargas

Todos os modelos fotoelásticos foram fotografados antes da aplicação de carga, mostrando a ausência de pré-tensões (Figuras 17 a, b, c).

Figura 17a: Três elementos, com dois dentes adjacentes ao implante.

Figura 17b: Dois elementos (sem o segundo molar).

Figura 17c: Implante unitário.

5.2 Modelos com aplicação de carga

5.2.1 Carga axial (oclusão balanceada)

Figura 18a: Carregamento oclusão balanceada dos três modelos fotoelásticos.

Observou nos modelos de três elementos a formação de franja de ordem 1, verificando mudança na distribuição de tensão, a partir das diferentes profundidade de inserção dos implantes.

No implante que se apresentava ao nível ósseo verificou-se distribuição de tensão ao redor de todo o implante, com maior tensão do lado distal. A conformação da mesa oclusal do primeiro molar faz com que o braço de alavanca nesta região seja maior, resultando em maiores níveis de tensão. Além disso, observa-se também uma maior tensão na região da crista óssea do implante e pouca tensão formada no ápice dos dentes.

Com a colocação do implante a 1,5 mm subcristal notou-se uma menor intensidade de tensão como um todo, não visualizando uma tensão significativa na mesial do implante (apresentou tensão, porém, sem atingir a ordem de franja 1). É possível observar a formação de franja de ordem 1 no ápice do segundo pré-molar, revelando uma maior distribuição da tensão sobre os dentes adjacentes. Na região distal do implante observa-se maior tensão, assim como no modelo ao nível ósseo, porém com menor intensidade. Observa-se tensão na crista óssea apenas na região distal do implante.

Com o implante a 3,0 mm subcristal verificou-se que as tensões foram direcionadas para o ápice do implante, tendendo discretamente para região distal do implante. Não é possível observar tensão gerada na crista óssea e que quase nenhuma tensão foi direcionada para os dentes adjacentes.

Figura 18b- Carregamento oclusão balanceada sem o molar na distal.

Os modelos analisados apresentavam ausência do segundo molar, mesmo assim, observou-se a formação de franja de ordem 1 em todos os modelos e também uma mudança na distribuição de tensão conforme apresentava-se mais infraósseo, mas com intensidade maior comparados aos modelos com três elementos.

A tensão ao redor do implante à nível foi verificada em todo corpo do implante, com maior tensão do lado distal, e isto verifica-se pelo braço de alavanca que a geometria da mesa oclusal do primeiro molar ocasiona. Observou-se uma maior intensidade na região da crista óssea e pouca tensão formada no ápice do segundo pré-molar.

No implante a 1,5 mm subcristal a distribuição de tensão foi maior a partir do meio do corpo do implante para o ápice, tendenciando mais para distal do implante. Houve uma pequena participação do pré-molar em relação à distribuição de tensão, observando tensão em sua crista óssea e no seu ápice. Já não se observou tensão na crista óssea em volta do implante.

No modelo com implante a 3 mm subcristal observou-se que a carga exercida sobre o modelo direcionou toda tensão para o ápice do implante e para ápice do segundo pré-molar, não apresentando nenhuma tensão na crista óssea em volta do implante e nem do dente adjacente. Então podemos dizer que nesta situação fica claro que quando colocamos o implante infraósseo verificamos uma maior participação dos elementos dentais e com maior direcionamento das tensões para o ápice.

5.2.2 Carga axial (pontual oclusal central)

Figura 19: Carregamento pontual oclusal central dos três modelos fotoelásticos

Os três modelos fotoelásticos analisados com apenas o implante em posição e com carregamento de uma carga pontual oclusal central, mostra que mesmo sem elementos dentais adjacentes, a tendência da distribuição das tensões é direcionar para o ápice do implante.

O implante que se encontra a nível apresentou tensões tanto na crista óssea quanto em todo seu corpo, com maior intensidade na distal.

No implante a 1,5 mm sucrystal apresentou maior distribuição das tensões do meio do seu corpo para o ápice, e verificando também uma maior intensidade para a distal. A tensão na crista óssea observasse em uma pequena intensidade na distal e não visualizando nenhuma tensão na mesial do implante.

As tensões foram observadas a partir do meio do corpo do implante com mais intensidade para a porção apical. Não foi observada nenhuma tensão na crista em volta do implante em nenhum dos lados analisados.

5.2.3 Carga axial (pontual oclusal distal)

Figura 20: Carregamento pontual oclusal distal dos três modelos fotoelásticos

Observando que nos modelos anteriores as tensões apresentavam-se com uma tendência para a distal, uma situação ruim para a crista marginal óssea dessas região, foi feita uma análise com carga pontual oclusal distal nos modelos unitários, para observar a distribuição de tensões em uma situação de cantiléver.

Observou que no modelo que encontra o implante a nível formou franja de ordem 2 na crista óssea e com grande intensidade na região distal.

No implante a 1,5 mm subcristal também começou a formar uma franja de mesma ordem, mas com um grau de intensidade menor, verificando tensão na crista marginal na região distal e nenhuma na região mesial do implante.

Já no implante a 3 mm subcristal não apresenta a formação de franja de ordem 2 na crista marginal, mas com uma intensidade maior na região distal e apical do implante. Entretanto, podemos dizer que a distribuição de tensões no tecido ósseo foi maior no implante ao nível em relação aos outros modelos, notando um maior estresse ao tecido, principalmente na região cristal e distal.

5.2.4 Carga não axial (sentido vestibular-lingual)

Figura 21: Carregamento no sentido vestibular-lingual dos três modelos fotoelásticos

Na quinta situação colocamos os modelos fotoelásticos com os implantes unitários em uma posição oblíqua em relação ao solo (30°), exercendo uma carga pontual oclusal central na direção vestibular para a lingual.

Observou-se que o modelo com implante a nível apresentou franjas de ordem 1, 2 e 3 na região lingual e franja de ordem 1 na região vestibular, com grande intensidade em todo corpo do implante na região lingual. Apresentou formação de tensão de franja ordem 2 na crista óssea da região lingual e de ordem 1 na região vestibular.

No implante a 1,5 mm subcristal a distribuição de tensão foi observada em todo corpo do implante, tendo início de formação de franja de ordem 2 na lingual.

Não foi observado tensão na crista óssea do lado vestibular apenas na lingual, mas com uma intensidade menor que observado no modelo à nível. Observou-se maior direcionamento da tensão para a região apical do implante.

E no implante a 3 mm subcristal apresentou formação de franja de ordem 2 na lingual, mas com uma intensidade menor em relação aos outros modelos. Observou tensão na crista óssea na região lingual e não apresentou tensão na região vestibular. Verificou-se que toda tensão analisada ficou mais distribuída ao longo de todo o implante e de toda sua região adjacente.

Independente da profundidade de colocação do implante, todos os modelos apresentaram maior tensão na crista óssea (vestibular ou lingual) e em toda a região adjacente ao corpo dos implantes comparados aos modelos carregados com forças axiais, e isso se aplica a posição oblíqua que os modelos se encontravam.

6 DISCUSSÃO

Após introduzir os implantes no mercado como forma resolutiva para pacientes parcial ou totalmente edêntulos (Jemt et al., 1989; van Steenberghe et al., 1990), muitas pesquisas se desenvolveram no intuito de procurar melhorar tanto a estética quanto a funcionalidade de vários casos clínicos, desenvolvendo produtos cada vez mais compatíveis com o meio estomatognático. Foi com essa evolução científica e industrial que conseguiram realizar tratamentos com altos índices de sucesso e previsibilidade, mas isso depende de vários fatores que estão interligados em um sistema biomecânico, para que se consiga um tratamento com êxito e por muitos anos (Adell et al., 1981).

A osseointegração foi o principal conceito no início da implantodontia (Branemark et al., 1969), hoje o foco das pesquisas gira em torno do comportamento biomecânico dos implantes e das próteses sobrepostas a eles. Estudos anteriores revelaram que a presença de um ligamento periodontal faz com que a biomecânica do implante seja bem diferente do dente natural (Skalak, 1983; Glantz e Nilder, 2000; Sahin et al., 2002), por isso alguns autores afirmam que a importância do tipo de material utilizado, a correta conduta clínica e uma equilibrada distribuição de forças mastigatórias sobre as próteses sobre implantes podem ser essenciais para que não gere um grande estresse ao osso que circunda o implante (Smith, 1989; Weinberg, 1993; Hansson, 2000).

Já que umas das principais complicações que se encontra na utilização de implantes osseointegrados é a reabsorção que ocorre ao nível da crista marginal, e vários estudos relatam que esta perda óssea marginal ocorre principalmente no primeiro ano e anualmente em uma porcentagem menor, quando o implante está em função (Adell et al., 1981; Albrektsson et al., 1986; Donovan et al., 2010). Pesquisas relataram ter alternativas que minimizem certos danos conseguindo preservar o nível ósseo marginal em volta dos implantes (Lazzara e Porter, 2006; Pontes et al., 2008a; Pontes et al., 2008b).

A grande aposta hoje para solucionar este tipo de problema é o uso de implantes cônicos com plataforma switching, como demonstrado por Weigl, em 2004, em um estudo sobre próteses sobre implantes Ankylos. Este sistema possui um

desenho que minimiza o estresse causado ao osso cristal, resistindo muito mais a carga axial imposta sobre estes implantes do que os tipos convencionais (Hansson, 2000).

Contudo, o presente estudo avaliou a tensão gerada, principalmente na região cristal dos implantes, na região manibular posterior (modelo experimental), após carregamento em próteses unitárias adjacentes a dentes, com ou sem contato proximal distal ou apenas em próteses unitárias, que estavam conectados a implantes tipo cone-Morse Ankylos. Chen et al., em 2012, fez um acompanhamento de dois anos com este tipo de sistema de implante e comprovou que o implante Ankylos, além de preservar a crista óssea proporcionou nova formação óssea sobre a plataforma em pouco tempo de acompanhamento clínico.

Autores confirmam que o nível de crista óssea ao redor do implante é de extrema importância para determinar o sucesso e sobrevivência de implantes osseointegrados, e a plataforma switching faz deslocar áreas de concentração de tensão para longe da interface osso-implante na região cervical (Maeda et al., 2006; Hurzeler et al., 2007; Baggi et al., 2008; Prasad et al., 2011), além de proporcionar uma vedação hermética entre o implante e o seu pilar, impedindo a invasão de microorganismos para dentro da interface (Dibart et al., 2005).

A vantagem de direcionar as tensões para longe da interface osso-implante diferente de outros sistemas, pode ser observado nos modelos analisados neste estudo, no qual mostraram maior concentração de tensão em volta do corpo do implante e menos na porção cristal, tanto em carregamento axial quanto em carregamento não axial, mesmo que este último tenha sido com maior intensidade comparada aos outros modelos. Esta análise é comprovada em um estudo sobre a região de maior influência das forças oclusais (Isidor, 2006).

Outro fator que tem sido analisado em vários estudos é a colocação deste tipo de implante em região subcristal, para diminuir a exposição do ombro do implante e margem do pilar protético, além de reduzir as tensões transmitidas ao osso marginal. O objetivo deste estudo foi avaliar essas tensões transmitidas ao osso,

principalmente na região cristal do implante, para isso foram comparados implantes cone-Morse em diferentes níveis de inserção (a nível, 1,5 mm e 3,0 mm subcristal) sob cargas axiais e não axiais, inseridos em modelos fotoelásticos.

Dentro das limitações deste estudo e comparando os resultados com os resultados obtidos por Chou et al. (2010), observa-se que a tensão transmitida ao osso periimplantar se reduzem ou melhor se distribuem conforme vai aumentando a profundidade de inserção do implante, o que vai de encontro com Andrade (2012) que avaliou a influência da ancoragem apical de implantes subcristais com plataforma switching em região posterior de maxila quanto ao comportamento biomecânico, apresentando semelhanças com seus resultados no qual o implante que se encontrava a 3,0 mm subcristal apresentou ausência de tensão na crista em todos os modelos analisados, enquanto o implante a nível apresentou tensão independentemente se havia ou não dentes adjacentes. Segundo o autor, um dos aspectos deste implante que pode ter contribuído para essa dissipação mais para apical, é o desenho das roscas deste sistema, ou seja, apresenta-se menor espaçamento entre as roscas da parte mais coronal e vai aumentando para a parte apical, esta conformação faz com que as tensões se dirijam para o ápice do implante.

É descrito em vários estudos que quando o implante apresenta-se subcristal em comparação a implantes ao nível, há uma preservação do osso marginal periimplantar. Como foi relatado no estudo de Luo et al. (2012), no qual utilizaram implantes da marca Ankylos, os mesmos utilizados nesta pesquisa, em regiões acima e abaixo da crista, observaram que houve uma maior estabilidade do osso marginal quando os implantes estavam subcristais, este impacto positivo em relação a preservação da crista foi novamente confirmado no estudo feito por Huang et al. (2012) e Novaes et al. (2009).

Esta afirmação entra em discordância com os achados de Hammerle et al. (1996) no qual observou implantes colocados a 1mm subcristal e a nível, que os dois sofreram reabsorção óssea cristal, principalmente o que estava abaixo do nível.

A maioria dos modelos experimentais que exibia dentes adjacentes aos implantes, apresentou pouca participação na dissipação das forças, a maior parte da tensão estava concentrada na região apical do implante e o avanço dessa tensão aumentava conforme o implante se encontrava mais subcristal.

A neo-formação óssea nessas regiões cervicais sob tensões de cargas oclusais é comprovada em várias literaturas (Welander et al., 2009; Donovan et al., 2010; Degidi et al., 2011), no qual os autores verificaram que, em todos os implantes colocados abaixo da crista óssea, o osso preexistente e o osso recém formado foram encontrados sobre o ombro do implante. No estudo de Degidi et al., em 2011, mostra que um implante que foi inserido a uma profundidade de 3 mm, não foi verificado reabsorção óssea apical ao ombro do implante e todo o osso neoformado, estava em contato com o pilar protético, ou seja, acima da junção implante-pilar, esta mesma profundidade foi utilizada em alguns modelos deste estudo.

Mas essas aplicações não foram confirmadas por Chu et al. (2011), em seu estudo sobre o posicionamento subcristal de implantes, pois concluiu que em apenas determinadas profundidades de osso cortical sem contato com o implante, de 0,6 a 1,2 mm, houve uma benéfica diminuição de “estresse” e tensão ao osso que circundava os implantes. Esta alteração óssea foi observada também por Hermann et al. (2007) e Stein et al. (2009) quando analisaram implantes subcristais, percebendo uma alteração óssea significativa em algum ponto ao redor do implante.

Porém o estudo de Novaes et al. (2006) contesta as afirmações acima, pois em seu estudo em cães, os implantes que possuíam conexão protética cone-Morse e com plataforma switching, foram colocados de um lado da mandíbula do cão ao nível da crista e, do outro lado, 1,5 mm abaixo da crista, foi encontrado que os implantes colocados abaixo da crista óssea apresentaram melhores resultados em comparação com os implantes colocados ao nível da crista. A posição dos implantes colocados abaixo da crista óssea resultou em osso localizado acima do ombro do implante. E um estudo histológico feito por Barros et al. (2010) complementa os resultados acima, pois descobriu-se que a reabsorção óssea vertical foi menor nos grupos subcristais, comparados com os grupos equicristais, mas a diferença não foi

estatisticamente significativa. No entanto, o pico da crista óssea foi frequentemente observado entre os implantes colocados abaixo da crista, enquanto um aspecto achatado da crista óssea foi observado no grupo de implantes que foram colocados ao nível da crista óssea.

A análise fotoelástica foi o método utilizado para determinar as diferenças de tensões causadas do carregamento de cargas sobre os modelos experimentais neste estudo, assim conseguiu-se averiguar uma semelhança de resultados em todos os modelos analisados, no qual os modelos que apresentavam os implantes a nível ósseo expressou mais tensão na crista marginal que o implante a 1,5 mm e este por sua vez apresentou mais tensão que o implante a 3,0 mm subcristal, no qual este último não relatou nenhuma tensão na porção cristal marginal, apenas no meio do corpo do implante ou na região apical.

Nos modelos que apresentavam dentes adjacentes, o carregamento foi feito com uma ponta que simulava a oclusão antagonista ajustada, para aproximar ao máximo de uma situação clínica satisfatória, e este tipo de carregamento acumulou mais tensão aos implantes do que aos dentes adjacentes, e este fato pode ser em decorrência da diferença do módulo de elasticidade¹ dos dentes de resina ser menores que dos implantes, portanto transmitindo em pequena intensidade ao modelo fotoelástico (Torres, 2008). O mesmo autor discorre sobre o carregamento puntiforme oclusal, no qual foi utilizado nos modelos com implantes unitários desta pesquisa, confirmando o estudo feito pelo autor, ou seja, que houve um aumento na intensidade sobre os implantes, uma situação que podemos encontrar em casos de sobrecarga ou de cantiléver, por isso a importância de se ter uma oclusão bem ajustada.

O uso do método de análise fotoelástica na odontologia restauradora foi introduzido por Nooman em 1949, com o intuito de quantificar as tensões geradas em preparos de restauração de amálgama. A aplicação de conhecimentos de engenharia em odontologia tem ajudado na compreensão da biomecânica e aspectos relacionados a implantes osseointegrados. Várias técnicas têm sido

¹ Informação não fornecida pelo fabricante.

utilizadas para avaliar a carga biomecânica sobre implantes, e a fotoelasticidade fornece boas informações qualitativas sobre a localização geral e concentração de tensões, mas produz informações quantitativas limitadas. O método serve como uma importante ferramenta para determinar os pontos críticos de estresse em um material e é frequentemente utilizado para determinar os fatores de concentração de tensão em geometrias irregulares.

É um método bastante utilizado e que possui correspondência entre os dados obtidos e os achados clínicos (Brodsky et al. 1975; Assunção, 2009; Turcio et al., 2009). Entretanto algumas limitações do método sugerem cuidados para se aplicar em situações “in vivo”, atentando-se em mais evidências científicas e com outros métodos analíticos.

Segundo Mahler e Peyton em 1955, o modelo fotoelástico possui estrutura homogênea e isotrópica, diferindo das características estruturais dos tecidos biológicos, como as diferenças entre o osso cortical e medular, densidade óssea e ligamento periodontal. E durante os ensaios alguns fatores são determinantes para a qualidade dos resultados, como: não exceder o limite de elasticidade do material fotoelástico, o modo como o modelo é apoiado para aplicação de carga, a forma do modelo (plano e curvo) e a ausência de tensões prévias à análise, este mesmo conceito foi empregado por Campos Jr. et al. em 1986.

Neste estudo avaliamos a transferência de estresse em nove modelos fotoelásticos, simulando a região posterior da mandíbula, no qual possuíam implantes unitários cimentados inseridos em diferentes níveis, com ou sem a presença de dentes adjacentes, com carregamento pontual oclusal e carregamento oclusal balanceada. O mesmo método foi utilizado por Tonella et al. (2011) para avaliar a distribuição de tensão de diferentes sistemas de retenção (cimentada ou parafusada) associado a diferentes conexões protéticas (hexágono externo, hexágono interno e cone-Morse) em 3 unidades de próteses parciais fixas implantossuportada resultando em concordância com os resultados de Aguiar Jr. em 2012. Concluíram então, que as próteses implantossuportadas cimentadas apresentaram melhor distribuição e menor intensidade de estresse, observou que a

conexão de hexágono interno gerou uma melhor distribuição de tensão para ambos os tipos de próteses e o estresse aumentou com carga oblíqua em todos os modelos, como visto neste trabalho.

Mesmo com a limitação da própria técnica e embora não seja possível diferenciar osso cortical e medular, essa técnica avaliou as tensões geradas principalmente sobre a região cristal em volta dos implantes inseridos no modelo e mesmo sendo diferente da situação real, proporciona identificar os locais de concentração com mais precisão sendo viáveis para aplicação clínica, entretanto mais avaliações científicas devem se estabelecer para melhores conclusões.

7 CONCLUSÕES

Empregando a metodologia de fotoelasticidade e levando em conta suas limitações e as do experimento proposto, pode-se concluir que:

1. A concentração de tensões nos modelos fotoelásticos que apresentavam implantes 3,0 mm subcristais foram menores e direcionadas mais para região apical comparada aos outros modelos, independentemente da presença ou não de dentes adjacentes.

2. A presença de dentes adjacentes à prótese sobre implante influência na intensidade de tensão gerada nos implantes, pois há melhor distribuição de tensões em volta dos implantes e dentes adjacentes, mas não há influência no direcionamento das tensões.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Andrade CL. Influência da ancoragem apical na estabilidade primária e comportamento biomecânico de implantes sub-cristais. [dissertação]. Piracicaba (SP): Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2012. Disponível em: <http://www.bibliotecadigital.unicamp.br/document/?code=000896931>
- Abrahamsson I, Berglundh T, Sekino S, Lindhe J. Tissue reactions to abutment shift: an experimental study in dogs. *Clin Impl Dent Relat Res*. 2003; 5 (2): 82–8.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981; 10 (6):387-416.
- Aguiar FA Jr, Tiossi R, Macedo AP, Mattos MGC, Ribeiro RF, Rodrigues RCS. Photoelastic analysis of stresses transmitted by universal cast to long abutment on implant-supported single restorations under static occlusal loads. *The journal of craniofacial surgery*. 2012; 23 (7 Supl 1): 2019-23.
- Akça K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil*. 2002; 29 (4): 350-6.
- Albrektsson T, Zarb GA, Wothington P. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986; 1 (1):11-25.
- Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, Silva AMA, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res*. 2010; 21(3): 328-35.
- Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010; 30 (1): 89-95
- Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009; 20 (4): 1173-7.
- Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connctions. *J. Prosthet Dent*. 2011; 106 (4): 266-71.
- Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*. 2010; 81 (10):1350-66.
- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008; 100 (6): 422-31.

Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil.* 1998; 25 (11): 847–58.

Barros RR, Novaes AB Jr, Muglia VA, Iezzi G, Piattelli A. Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21 (4): 371-8.

Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD. Análise de tensões em implantes dentários utilizando a técnica da fotoelasticidade. In: CONEM – Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2004, Belém (PA). CD-ROM.

Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969; 3 (2): 81-100.

Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment, of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977; 16: 1-132.

Branemark PI, Svensson B, van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res.* 1995; 6 (4): 227-31.

Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; 50 (3): 399-410.

Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root typing: a photoelastic histopathologic correlation. *Am J Orthod.* 1975; 67 (1): 1-10.

Campos Jr A. et al. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. *Estomatol Cult.* 1986; 16 (1): 20-5.

Canullo L, Pellegrini G, Allievi C, Trombelli L, Annibali S, Dellavia C. Soft tissues around long term platform switching implant restorations: a histological human evaluation. Preliminary results. *J Clin. Periodontol.* 2011; 38 (1): 86-94.

Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008; 28 (4): 347-55.

Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing; 1987.

Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15 (2): 249-57.

Chen T, Li Y, Li z, Lai R. Clinical observation of alveolar bone status of ankylos dental implants with completion of restoration. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*. 2012; 26 (6): 712-6

Chou HY, Jagodnik JJ, Müftü S. Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *J Biomech*. 2008; 41 (6): 1365-73.

Chou HY, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent*. 2010; 104 (5): 293-300.

Chu CM, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical evaluation of subcrestal placement of dental implants: in vitro and numerical analyses. *J Periodontol*. 2011; 82 (2): 302-10.

Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15 (4): 571-82.

Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 1997; 68 (2):186-98.

Da Silva EF, Pellizzer EP, Quinelli Mazaro JV, Garcia Junior IR. Influence of the conector and implant design on the implant-tooth-connected prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010; 12 (3): 254-62.

Degidi M, Perrotti V, Shibli JA, Novaes AB, Piattelli A, Iezzi G. Equicrestal and subcrestal dental implants: a histologic and histomorphometric evaluation of nine retrieved human implants. *J Periodontol*. 2011; 82 (5): 708-15.

Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int j. Periodontics Restorative Dent* 1993; 13 (6): 540-9.

Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20 (5): 732-7.

Donovan R, Fetner A, Koutouzis T, Lundgren T. Crestal bone changes around implants with reduced abutment diameter placed non-submerged and at subcrestal positions: a 1-year radiographic evaluation. *J Periodontol*. 2010; 81 (3): 428-34.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants.(II). Etiopathogeneses. *Eur J Oral Sci*. 1998; 106 (3): 721-64.

- Glantz PO, Nilder K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *J Periodontol*. 2000; 17 (1): 119-24.
- Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro Pdo P, Ferrazzo R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J Craniofac Surg*. 2009; 20 (2): 561-4.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003; 90 (2): 121-32.
- Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent*. 2002; 87 (5): 528-35.
- Hammerle CH, Brägger U, Bürgin W, Lang NP. The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. *Clin Oral Implants Res*. 1996; 7 (2): 111–9.
- Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000; 2 (1): 33-41.
- Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1980; 14 (3): 209-14.
- Hartman GA, Cochran DL. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. *J Periodontol*. 2004; 75 (4): 572–7.
- Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent*. 2007; 16 (2):165-75.
- Huang B, Meng H, Piao M, Xu L, Zhang L, Zhu W. Influence of placement depth on bone remodeling around tapered internal connection implant: a clinical and radiographic study in dogs. *J Periodontol*. 2012; 83 (9): 486-94.
- Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, Dalstra M, Fudala B, Sloof TJ. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomech*. 1987; 20 (11-12): 1135-50.
- Hurzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform–switched abutments: preliminary data from a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007; 65 (7 Supl 1): 33-9.
- Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*. 1996; 7 (2): 143-52.
- Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989; 4 (3): 211-7.

Jung RE, Jones AA, Higginbottom FL, Wilson TG, Schoolfield J, Buser D, Hämmerle CH, Cochran DL. The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. *J Periodontol*. 2008; 79 (2): 260-70.

Koori H, Morimoto K, Tsukiyama Y, Koyano K. Statistical analysis of the diachronic loss of interproximal contact between fixed implant prostheses and adjacent teeth. *Int J Prosthodont*. 2010; 23 (6): 535-40.

Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006; 26 (1): 9-17.

Luo J, Hu XL, Lin Y, Qiu LX, Di P, Li JH. Influence of the placing depth of implants with platform switching on the marginal bone level in the posterior mandible: a clinical study. *Beijing Da Xue Xue Bao*. 2012; 18 (44): 65-9.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006; 33 (1): 75-8.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*. 1955; 34 (6): 831-8.

Malathi GK, Ravi Chandra PV. Mechanical complications with implants and implant prostheses. *Indian J Dental Advancements*. 2011; 3 (2): 55.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk LC, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007; 16 (2): 117-22.

Menani LR. Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone morse [tese]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2009. 128 f.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part I: stresses generated on the superstructure relative to size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont*. 1995; 8 (6): 511-6.

Misch CE. *Implantes Dentais Contemporâneos*. 3 ed. Rio de Janeiro: Editora Elsevier; 2009. Parte 1, Razões para os implantes dentais; 3-22.

Nooman M. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Child*. 1949; 16 (4): 24-8.

Novaes AB Jr, Barros RR, Muglia VA, Borges GJ. Influence of interimplant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical and radiographic study in dogs. *J Oral Implantol*. 2009; 35 (1): 18-27.

- Novaes AB Jr, Oliveira RR, Muglia VA, Papalexiou V, Taba M. The effects of interimplant distances on papilla formation and crestal resorption in implants with a morse cone connection and a platform switch: a histomorphometric study in dogs. *J Periodontol*. 2006; 77 (11): 1839-49.
- Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *J Prosthet Dent*. 2003; 89 (5): 495-502.
- Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, Duyck J. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2010; 23 (6): 566-73.
- Oliveira RR, Novaes AB Jr, Taba M Jr, Papalexiou V, Muglia VA. Bone remodeling adjacente to Morse cone-connection implants with platform switch: a fluorescence study in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24 (2): 257-66.
- Ozçelik T, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont*. 2007; 16 (2): 107-16.
- Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors – a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res*. 2002; 13 (5): 542-9.
- Petri CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2005; 16 (4): 486-94.
- Pontes AE, Ribeiro FS, da Silva VC, Margonar R, Piatelli A, Cirelli JA, Marcantonio E Jr. Clinical and radiographic changes around dental implants inserted in different levels in relation to the crestal bone, under different restoration protocols, in the dog model. *J Periodontol*. 2008a; 79 (3): 486-94.
- Pontes AE, Ribeiro FS, Iezzi G, Piatelli A, Cirelli JA, Marcantonio E Jr. Biologic width changes around loaded implants inserted in different levels in relation to crestal bone: histometric evaluation in canine mandible. *Clin Oral Implants Res*. 2008b; 19 (5): 483-90.
- Prasad DK, Shetty M, Bansal N, Hedge C. Crestal bone preservation: a review of different approaches for successful implant therapy. *Indian J Dent Res*. 2011; 22 (2): 317-23.
- Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdenture. *J Prosthet Dent*. 2000; 84 (3): 327-34.

Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J Dent*. 2002; 30 (7-8): 271-82.

Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai YJ, Brito C, Doring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A*. 2013; 00a (00): 1-23.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; 49 (6): 843-8.

Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989; 62 (5): 567-72.

Spiekermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Richter J. Biomechanics. In: Rateitschak KH, Wolf HE, editores. *Color atlas of dental medicine implantology*. New York: Thieme Medical Publishers; 1995. 81-8.

Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998; 13 (6): 781-90.

Stein AE, McGlumphy EA, Johnston WM, Larsen PE. Effects of implant design and surface roughness on crestal bone and soft tissue levels in the esthetic zone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24 (5): 910-19.

Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol*. 2000; 71 (4): 546-9.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15 (1): 66-75.

Tiossi R. Efeitos de próteses múltiplas implantossuportadas, unidas e isoladas, nas tensões geradas em áreas posteriores da mandíbula [tese]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2010. 108f.

Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferraço R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg*. 2011; 22 (6): 2060-3.

Torres EM. Análise fotoelástica de tensões geradas por diferentes planejamentos de prótese parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse [tese]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2008. 112f.

Tran BL, Chen ST, Caiafa A, Davies HMS, Darby IB. Transmucosal healing around peri-implant defects: crestal and subcrestal implant placement in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2010; 21 (8): 794-803.

Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. *J Craniofac Surg.* 2009; 20 (2): 471-4.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res.* 2004; 18 (1): 45-52.

van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 5 (3): 272-81.

Weigl P. New prosthetic restorative features of the Ankylos implant system. *J Oral Implantol.* 2004; 30 (3): 178-88.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8 (1): 19-31.

Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. Subcrestal placement of two-part implants. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20 (3): 226-31.

Weng D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19 (11): 1141-7.