



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Araçatuba

Guilherme Sarauza Arsufi

*Avaliação das tensões em prótese sobre
implantes pré-angulados*

Araçatuba –São Paulo

2014

Dedicatória

Dedico esse trabalho a minha família, que foram meu apoiando e são meu suporte, não só para a vida acadêmica como também para toda minha vida; sendo que nunca seria possível devolver a eles as bênçãos que, por eles me foram dadas, todo carinho e compreensão; assim mesmo sendo de muito pequeno, uso esse trabalho como uma mínima parcela de gratidão por tudo que me fizeram, assim dedico esse a minha amada família.

Agradecimento

Agradeço inicialmente a Deus, pela oportunidade que me foi dada, por intermédio dele, de traçar meu caminho e me manter firmem minha jornada; fortalecendo-me e possibilitando que conheça pessoas tão expeçais que me ajudaram e estiveram ao meu lado, agradeço a essas pessoas a qual a primeira é minha mãe onde minha gratidão não pode ser medida, por tudo que fez e permanece fazendo por mim. A meu pai que da mesma forma sempre esteve ao meu lado apoiando e me auxiliando em tudo dando a possibilidade de estar aqui hoje; a minha irmã que em todas as situações superou o papel de irmã e se manteve ao lado, tanto nas felicidades como nas tristezas.

Agradeço também meus amigos e professores do ensino médio, onde foi possível levantar o alicerce que possibilitou eu estar aqui, no final da minha jornada acadêmica, juntamente com meus irmãos em cristo, que permanecem ao meu lado e creio que sempre estarão aqui.

Agradeço a meu primeiro grupo de amigos da faculdade, minha classe, a amada turma 11, onde obtive amigos que me ensinaram a crescer e amadurecer, meus companheiros de aprendizado, os quais além de acompanhar, foram de vital importância para essa minha trajetória acadêmica e formação.

Agradeço também pelo meu segundo grupo de amigos, que ganhei; meus amigos do departamento de prótese e materiais dentários, sendo sempre presentes em meu dia a dia, quem que estive em minhas atividades, em especial agradeço a meu amigo Rodrigo Antônio Medeiros pela grande ajuda que além de ser fundamental durante a realização desse e de outros trabalhos me ajudado e ensinando, foi também um grande amigo e sei que sempre será. Agradeço da mesma forma o Profº Dr Marcelo Coelho Goiato, meu orientador que com sabedoria e atenção sempre esteve disposto a me ensinar e contribuir para que eu avance em meu caminho, da mesma forma o Profº Dr Aldiéris Alves Pesqueira e a Profª Daniela Micheline dos Santos.

Agradeço a empresa Osteofit®, o qual forneceu o material necessário para a realização do trabalho realizado, e a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP por financiar o projeto de pesquisa; tornando possível sua realização.

E finalmente agradeço a instituição universitária, que me acolheu, juntamente com todos os professores e funcionários, sempre presentes e dispostos a contribuir com a minha formação.

Resumo

Sabe-se que em alguns casos a utilização de intermediários angulados para correção da inclinação de implantes em reabilitação protética pode prejudicar a transmissão de forças, resultando em destorque e fratura do parafuso. Buscando solucionar esses problemas, será lançado no mercado nacional implantes pré-angulados (experimental), que foram testados nesse estudo. Desse modo, o presente estudo teve por objetivo avaliar, por meio de análise fotoelástica, o comportamento biomecânico de próteses parafusadas sobre implantes hexágono externo de 13x4 mm (Osteofit) convencional (0°) e préangulados em 8° , 12° e 20° . Para isso, foram confeccionados oito modelos em resina fotoelástica PL-2 (Vishay), divididos em coroas unitárias ou 3 elementos unidos. O conjunto foi posicionado em um polariscópio circular e foi aplicada uma carga de 100 N em direção axial e oblíqua, seguindo uma angulação de 45° , em pontos fixos na superfície oclusal das coroas, com ajuda de uma máquina ensaio universal (EMIC). As tensões geradas foram registradas fotograficamente e posteriormente analisadas qualitativamente em programa gráfico (Adobe Photoshop). Os resultados mostraram que nas próteses unitárias os números de franjas de alta tensão foram aumentando concomitantemente com a angulação dos implantes. Já nas próteses de três elementos não houve diferença significativa na distribuição das tensões, apenas o implante com angulação de 12° apresentou maior número de tensão. Concluiu-se que a pré-angulação dos implantes produziu uma maior concentração e intensidade de tensões somente nas prótese unitárias.

ARSUFI GS Stress distribution of prosthesis supported by pre-tilted implants. 2014 Trabalho de conclusão de curso - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2014.

Until now the only alternative for correction of the inclination of implants in prosthetic rehabilitation was bent using intermediaries. However, they can interfere with transmission of force leaving the non-parallel to the long axis of the implant. Furthermore, in case of excessive height of the intermediate complex-crown detorque and can cause fracture of the screw. To solve these problems will be launched in the domestic market pre-tilted implants (experimental) (8 °, 12 ° and 20 °), which will be tested in this study. Thus, this study will evaluate, through photoelastic analysis, the biomechanical behavior of screwed prostheses on implants: conventional (0 °) and experimental pre-tilted (8 °, 12 ° and 20 °), with crowns single and 3-unit piece. To do this, eight models are made of resin photoelastic PL-2, implanted with 13x4 mm (Osteofit). For each model will be made crowns single and 3-unit piece. Models will be positioned in a circular polariscope and 100-N axial and oblique (45 degrees) loading will applied in the occlusal surface of the crowns by using a universal testing machine (EMIC). The stresses were photographically recorded and qualitatively analyzed using a software (Adobe Photoshop). The photographic records of the samples will be analyzed to determine the direction of propagation and intensity of stress, according to the qualitative analysis. To facilitate the analysis will be divided as follows: in accordance with the number of fringes of high intensity (green transition pink) in accordance with the area of stress distribution.

Lista de figuras

Figura 1 Três diferentes angulações no corpo do implante (8°, 12° e 20°)	pag. 14
Figura 2 Polariscópio circular acoplado a uma máquina de ensaio universal (EMIC DL-3000)	pag. 16
Figura 3 modelo fotoelástico do grupo I	pag. 17
Figura 4 modelo fotoelástico do grupo II	pag. 17
Figura 5 modelo fotoelástico do grupo III	pag. 17
Figura 6 modelo fotoelástico do grupo IV	pag. 17
Figura 7 modelo fotoelástico do grupo V	pag. 17
Figura 8 modelo fotoelástico do grupo VI	pag. 17
Figura 9 modelo fotoelástico do grupo VII	pag. 17
Figura 10 modelo fotoelástico do grupo VIII	pag. 17
Figura 11 grupo I durante aplicação de cargas axiais	pag. 18
Figura 12 grupo II durante aplicação de cargas axiais	pag. 18
Figura 13 grupo III durante aplicação de cargas axiais	pag. 18
Figura 14 grupo IV durante aplicação de cargas axiais	pag. 18
Figura 15 grupo V durante aplicação de cargas axiais	pag. 18
Figura 16 grupo VI durante aplicação de cargas axiais	pag. 18
Figura 17 grupo VII durante aplicação de cargas axiais	pag. 18
Figura 18 grupo VIII durante aplicação de cargas axiais	pag. 18
Figura 19 grupo I durante aplicação de carga oblíqua	pag. 19
Figura 20 grupo II durante aplicação de carga oblíqua	pag. 29
Figura 21 grupo III durante aplicação de carga oblíqua	pag. 19
Figura 22 grupo IV durante aplicação de carga oblíqua	pag. 19
Figura 23 grupo V durante aplicação de carga oblíqua	pag. 19
Figura 24 grupo VI durante aplicação de carga oblíqua	pag. 19
Figura 25 grupo VII durante aplicação de carga oblíqua	pag. 19
Figura 26 grupo VIII durante aplicação de carga oblíqua	pag. 19

Lista de tabelas

Tabela 1 Referente aos grupos e suas características

pag.13

Tabela 2: Referente ao numero de franjas de alta tensão e seus respectivos grupos

pag.20

Sumario

Introdução	pag.10
Objetivo	pag.12
Hipótese	pag.13
Materiais e métodos	pag.13
Resultados	pag.18
Discussão	pag.21
Conclusão	pag.22

Introdução

A utilização de implantes dentais osseointegrados proporcionaram novas modalidades de reabilitações protéticas de pacientes parcial ou totalmente desdentados¹. E um alto índice de sucesso vem sendo documentado em reabilitação oral com implantes, alcançando maior eficiência mastigatória, satisfação e conseqüentemente, melhora na qualidade de vida dos pacientes^{2,3}

Mas para que o sucesso do tratamento reabilitador com implantes seja alcançado devem ser considerados além dos fatores biológicos na integração dos tecidos ao implante, fatores mecânicos, inerentes ao desenho dos sistemas. Pois, mesmo quando respeitadas às condições da técnica cirúrgica e aspecto sadio do tecido ósseo hospedeiro, fica claro que existem condições específicas do implante que determinam seu sucesso ou insucesso. Entre elas está o seu desenho, ou seja, sua estrutura tridimensional, com todos os elementos e características que o compõe (superfície, forma, modelo, configuração). Atualmente, existe no mercado uma enorme variedade de desenhos de implantes, visando oferecer tratamentos mais simples, rápidos e duradouros⁴.

Sabe-se que a precisa adaptação entre o implante, pilar e componentes protéticos, é responsável pela estabilidade de todo o sistema implante protético, proporcionando melhor distribuição de carga aos tecidos peri-implantares quando o implante for submetido a cargas mastigatórias. As descondições existentes entre o implante e o pilar também podem causar problemas de ordem mecânica, como perda da pré-carga e fratura de componentes e parafusos protéticos. Dessa forma, a falta de precisão entre o implante e o pilar favorece o aumento dessas descondições quando o implante estiver em função, o que pode gerar falhas que necessitem de reparos e substituições⁴⁻⁶.

Sendo de fundamental importância o correto relacionamento do implante com o rebordo alveolar e dentes adjacentes. No entanto, podem ocorrer diferenças entre o longo eixo do implante e dentes remanescentes. E buscando solucionar este problema houve a necessidade do desenvolvimento de intermediários de diferentes angulações. Assim, os fabricantes de sistemas de

implantes oferecem intermediários com angulações que variam de 0° a 60°, sendo possível até a fabricação de angulações personalizadas com o sistema CAD-CAM¹.

Os intermediários protéticos angulados são utilizados para compensar as possíveis discrepâncias de angulação e posicionamento do implante e conferir à prótese função e estética adequada. Contudo, o uso de angulações em intermediários pode em alguns casos, ocasionar problemas relacionados aos fatores mecânicos e biológicos devido à transmissão de forças não se dar paralelamente no longo eixo do implante. O mesmo acontece quando a altura excessiva do complexo intermediário-coroa está presente, aumentando-se o braço de alavanca para os componentes do sistema protético, provocando os mesmos riscos de destorque e fratura do parafuso¹.

Estudos que avaliaram as falhas ocorridas em implantodontia, afirmam que se o eixo da coroa protética não for coincidente com o longo eixo do implante, devido à incidência de carga que ocorre durante a mastigação, existe o risco de que o braço de alavanca formado desde o contato oclusal até o longo eixo do implante contribua para o destorque do parafuso e possíveis fraturas^{4,7,8}.

Outro fator que também pode influenciar o prognóstico das reconstruções protéticas é o carregamento oclusal. Uma vez que a carga oclusal pode ultrapassar a capacidade de tolerância mecânica e biológica das próteses ou dos implantes osseointegrados, causando falhas mecânicas ou falha na osseointegração, pois, o sucesso dos implantes osseointegrados está diretamente relacionado com a integração entre o implante e os tecidos intra-orais⁹.

E atualmente a significância do aspecto biomecânico do tratamento com implantes tem sido enfatizada e tem-se procurado medidas seguras que definam os limites da transmissão de forças aos implantes dentários¹⁰.

É preciso levar em consideração que a biomecânica de um implante é diferente daquela de um dente natural, pois, este é circundado por ligamentos periodontais. A possibilidade de transferir carga excessiva ao implante e deste

ao osso adjacente pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar a perda da osseointegração. Devido a esta função dos implantes de transferir cargas oclusais aos tecidos biológicos, o objetivo dos desenhos funcionais é direcionar estas cargas através de uma melhor distribuição dessas forças, otimizando a função das próteses suportadas por esses implantes. Entretanto, não é fácil quantificar a intensidade de força que pode levar a sobrecarga, pois a capacidade óssea individual de suportar forças apresenta uma grande variabilidade¹¹.

Entre as metodologias existentes, a fotoelasticidade vem sendo utilizado para a análise da formação de tensões induzidas por reabilitações implanto retidas a implantes e osso suporte em estudos que simulam as condições mecânicas clínicas existentes neste tipo de reabilitação¹²⁻¹⁴ por tratar-se de um método de análise que permite visualização direta destas tensões. É um método já testado, viável, de relativa facilidade de construção dos modelos e de interpretação dos resultados. Este método baseia-se no fenômeno da passagem de luz polarizada através de um modelo de configuração geométrica arbitrária e na geração de padrões coloridos que são as franjas isocromáticas. Estas franjas são observadas no polariscópio e são proporcionais ao “stress” sofrido pela parte analisada¹⁵. Adicionalmente, a reprodutibilidade não afeta as propriedades físicas das estruturas envolvidas e o ensaio pode ser repetido quantas vezes o operador desejar. O interessante dessa metodologia é que permite a visualização direta das tensões geradas sobre uma determinada estrutura, estabelecendo dessa forma, uma correlação entre modelo fotoelástico e correspondentes situações das estruturas bucais quando estão sob tensões⁸. Além disso, pode-se inferir a quantidade de deformação resultante de uma determinada força comparando-se as tensões observadas com a área livre de tensão¹⁶.

Objetivo

Desse modo, o presente estudo teve por objetivo avaliar, por meio de análise fotoelástica, o comportamento biomecânico de próteses parafusadas sobre implantes convencional (0°) e experimentais pré-angulados (8°, 12° e 20°), com coroas unitárias ou 3 elementos unidas.

Hipótese

A hipótese deste estudo é que as tensões similares entre os implantes pré-angulado e o convencional.

Material e método

A partir de uma matriz metálica (40x45x10mm), fixada em uma placa de vidro por meio de cera rosa (Wilson, Polidental, Cotia, São Paulo, Brasil). Ao redor dessa matriz e, sobre a placa de vidro, um tubo de PVC foi adaptado utilizando silicone de condensação laboratorial (Zetalabor, Zhermarck, Rovigo, Itália). Sobre esse conjunto (placa de vidro + matriz + tubo de PVC), foi vertido silicone fluido (Sapeca Artesanato, Bauru, São Paulo, Brasil), cobrindo totalmente o modelo envolto pelo tubo de PVC. Após a presa final desse silicone, a matriz foi removida cuidadosamente do molde, obtendo assim, a reprodução negativa da matriz. Por meio deste molde, primeiramente, foi vazado com gesso especial tipo IV (Durone, Dentsply, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil), obtendo-se oito modelos de gesso que foram divididos em oito grupos, dependendo da angulação no corpo do implante e da prótese a ser testado, como mostra a tabela 1. Para a realização do estudo Foram utilizados implantes experimentais, desenvolvidos pela empresa (Osteofit, Campo Largo, Paraná, Brasil) com três diferentes angulações no corpo do implante (8°, 12° e 20°) (Figura 1).

Tabela 2 Referente aos grupos e suas características

Grupos	Fabricante	Conexão	Dimensões	Prótese
I	Osteofit	Hexágono externo	13x4 mm	Unitária
II	Osteofit	Hexágono externo	13x4 mm	3 elementos
III	Osteofit	Hexágono externo	13x4 mm	Unitária
IV	Osteofit	Hexágono externo	13x4 mm	3 elementos
V	Osteofit	Hexágono externo	13x4 mm	Unitária
VI	Osteofit	Hexágono externo	13x4 mm	3 elementos
VII	Osteofit	Hexágono externo	13x4 mm	Unitária
VII	Osteofit	Hexágono externo	13x4 mm	3 elementos



Figura 1 Três diferentes angulações no corpo do implante (8°, 12° e 20°)

Para que todas as plataformas com o parafuso passante servindo de piloto fiquem paralelos entre si (3 elementos) ou perpendicular ao rebordo (unitário), os blocos de gesso foram perfurados, para receber os análogos (Osteofit, Campo Largo, Paraná, Brasil) correspondentes a cada grupo. Nos grupos com implantes pré angulados os análogos foram inseridos seguindo a inclinação do implante correspondente. Para determinar esta inclinação no bloco de gesso, foi traçado, com marcador para retro projetor (Pilot Pen Brasil, São Paulo, SP, Brasil) em papel adesivo transparente (Plastific Comércio Plastificação Ltda, Belo Horizonte, MG, Brasil), uma reta com a respectiva angulação, com auxílio de transferidor e régua. Posteriormente, esse papel adesivo foi colado no bloco de gesso para orientar de modo adequado a perfuração do bloco de gesso nessa região.

Posteriormente o análogo foi inserido com a ajuda de um delineador (no seu longo eixo), para isso o análogo foi conectado ao transferente quadrado (Osteofit, Campo Largo, Paraná, Brasil) e inserido ao bloco de gesso de forma que o espelho do análogo fique localizado ao nível da área correspondente à superfície do bloco. Os análogos foram fixados ao bloco de gesso (orifício) com resina acrílica Duralay (Duralay Reliance Dental, MFG Co Worth, IC, USA). Para os modelos II, IV, VI e VIII os análogos dos implantes foram posicionados com ajuda do delineador o mais paralelo possível.

Após a duplicação destes modelos, foram obtido outro molde, com silicone fluido, como descrito acima, onde foram posicionados os implantes (Osteofit, Campo Largo, Paraná, Brasil), sem angulação (0°) e com diferentes angulações (8°, 12° e 20°) para cada modelo. Em seguida o molde foi

preenchido com resina fotoelástica (PL-2, Vishay, Micro-Measurements Group, Inc Raleigh, NC USA), manipulada de acordo com as instruções do fabricante. Após o vazamento dos moldes, estes foram colocados sob uma pressão de 40 lbf/pol² para a remoção de bolhas internas, obtendo assim oito modelos fotoelásticos (grupos I, II, III, IV, V, VI, VII e VIII) (figuras 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10).

Para os grupos I, III, V e VII foram confeccionadas as próteses fixas parafusadas correspondentes ao segundo pré-molar, e para os grupos II, IV, VI e VIII prótese de 3 elementos unidos correspondente ao segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar inferior. Em todas as próteses o material utilizado foi uma liga de Ni-Cr (Fit Cast –SB Plus, Talladium do Brasil, Curitiba, PR). Todas as coroas foram fabricadas seguindo a um enceramento previu para garantir a padronização nas dimensões das mesmas. As próteses foram parafusadas ao implante com torque de 20N, de acordo com o fabricante, em cada modelo fotoelástico.

Aplicação das cargas

O conjunto foi posicionado em um polariscópio circular (Figura 2) composto por um recipiente de vidro com óleo mineral até que o modelo seja totalmente submerso, com o objetivo de minimizar a refração de superfície e facilitar a observação das franjas durante a aplicação de cargas. Este recipiente foi acoplado a uma máquina de ensaio universal (EMIC DL-3000, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) (Figura 2) para aplicação das cargas. O recipiente de vidro foi posicionado entre um filtro polarizador e outro filtro analisador. Junto ao filtro polarizador foi acoplado um difusor de luz, o qual permitirá que uma fonte de luz branca (Photoflood, GE Ligthing, General Eletric Co, Nela Park, Clevelland, OH, USA) recaia uniformemente sobre o recipiente com o modelo fotoelástico. Entre o filtro polarizador e analisador foi interposto duas placas de $\frac{1}{4}$ de onda¹³. E O filtro analisador foi acoplado a uma máquina fotográfica digital (Nikon D-80, Nikon Corporation, Chitoda-Ku, Tokyo, Japão) para a captura das imagens.

Inicialmente, foi realizado o registro fotográfico sem aplicação de cargas para verificar a ausência de tensões nos modelos fotoelásticos. Seguidamente foram aplicadas cargas axiais e oblíquas (45°) de 100 N, em pontos fixos e

padronizados, na superfície oclusal de todas as coroas com o auxílio de uma máquina de ensaio universal (EMIC-DL 3000, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil), que foi programada para transmitir a carga durante um período de 10 segundos. Para aplicação da carga oblíqua foi utilizado um suporte pré-angulado a 45°.

Os resultados foram registrados por meio de uma câmera digital (Nikon D80, Nikon Corp, Japan) e, posteriormente, visualizados em programa gráfico de computador (Adobe Photoshop CS3, San Jose, California, USA) para facilitar sua análise.



Figura 2 Polariscópio circular acoplado a uma máquina de ensaio universal (EMIC DL-3000)

Modelos Fotoelásticos



Figura 3 Grupo I



Figura 4 Grupo II

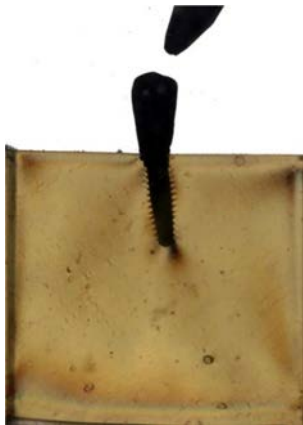


Figura 5 Grupo III



Figura 6 IV



Figura 7 Grupo V



Figura 8 Grupo VI

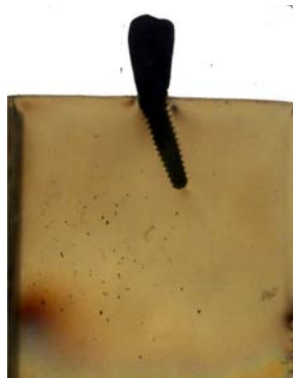


Figura 9 Grupo VII



Figura 10 Grupo VIII

Resultados

Carga axial



Figura 11 Grupo I

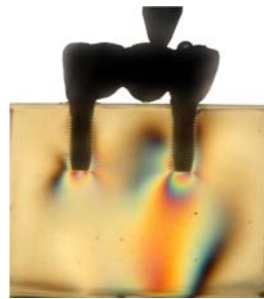


Figura 12 Grupo II

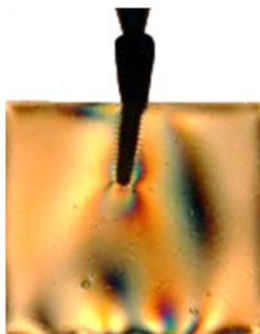
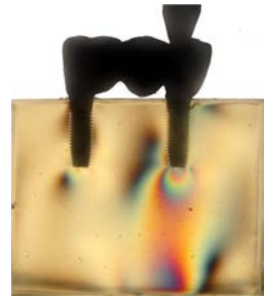


Figura 13 Grupo III

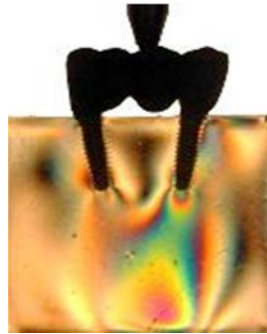


Figura 14 Grupo IV

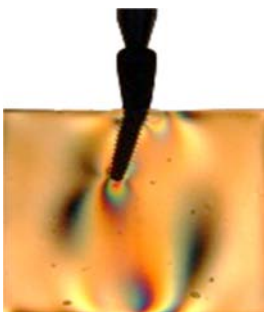
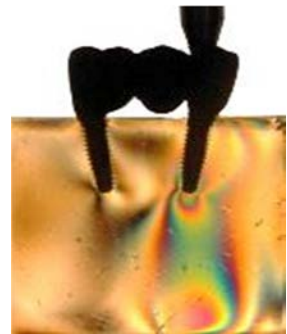


Figura 15 Grupo V



Figura 16 Grupo VI

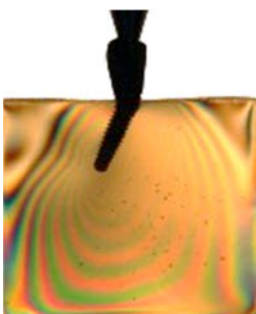
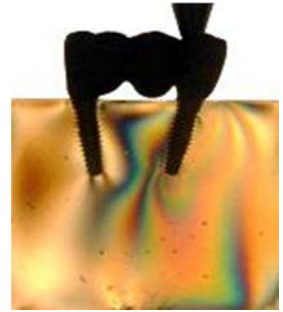


Figura 17 Grupo VII

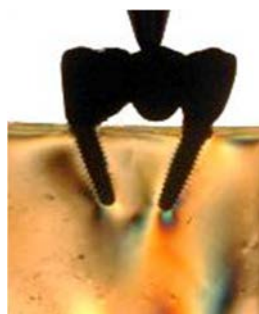


Figura 18 Grupo VIII



Carga obliqua

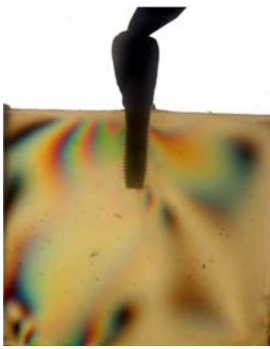


Figura 19 Grupo I



Figura 20 Grupo II



Figura 21 Grupo III



Figura 22 Grupo IV



Figura 23 Grupo V



Figura 24 Grupo I VI



Figura 25 Grupo VII



Figura 26 Grupo VIII



Tabela 2: Referente ao numero de franjas de alta tensão e seus respectivos grupos

Modelos	Carga Axial			Carga Oblíqua		
	Elemento			Elemento		
	34	35	36	34	35	36
I	-	1	-	-	3	-
II	1	1	1	0	1	1
III	-	1	-	-	3	-
IV	2	2	4	0	1	1
V	-	4	-	-	3	-
VI	5	4	4	1	1	2
VII	-	11	-	-	12	-
VIII	2	0	2	0	0	0

Com base nas imagens obtidas, quando analisamos as cargas axiais nas próteses unitárias (figuras 11, 13, 15 e 17) foi possível observar um aumento progressivo das franjas de alta tensão quando houve um aumento da inclinação dos implantes nos grupos dos implantes unitários (figura 17). Com respeito às cargas oblíquas os implantes dos grupos I, III e V (figura 19, 21 e 23) apresentaram um comportamento semelhante, entretanto no grupo VII (figura 25) houve um aumento considerável de franjas de alta tensão.

Analisando as imagens dos grupos de próteses fixas de três elementos (figuras 12, 14, 16, 18, 20, 22, 24 e 26) pode-se observar um aumento na quantidade de franjas de alta tensão progressivamente com o aumento da angulação, tendo seu ápice no grupo VI (figura 16), porém houve uma brusca diminuição das tensões formadas no grupo VIII (figura 18 e 26). Para este grupo, não se observou franjas de alta tensão no caso da carga oblíqua, porém sendo visíveis franjas intermediárias, tanto em carga axial (figura 18) quanto em oblíqua (figura 26).

Discussão

O aumento dos níveis de tensões nos implantes com maior angulação foi confirmada na análise das imagens dos implantes unitários, quando comparamos os implantes de 20° (figuras 17 e 25) com os retos (figuras 11 e 19). Isso pode estar relacionado com a presença de uma maior concentração das forças nas regiões de dobraduras e curvaturas nos implantes, sendo mais suave nas regiões de corpo dos mesmos¹⁷.

Porém considerando a leve angulação nos implantes de 8° (figura 21) e 12° (figura 23), quando verificamos a aplicação oblíqua das forças, notamos uma distribuição semelhante aos implantes retos, observada também por Balleri *et al*¹⁸, em seu estudo clínico onde esse encontrou uma equivalência em relação a angulação ou não de implantes, sem comprometimento ósseo em ambas as situações.

Os resultados obtidos a respeito dos grupos contendo próteses fixas de três elementos não obedeceram ao mesmo princípio visto nos grupos unitários, uma vez que quando comparamos os grupos de maior angulação (figura 17) os resultados seriam semelhantes aos retos (figura 11), em uma carga axial¹⁹; ou mesmo superior, contendo menor quantidade de franjas de alta tensão; quando submetidos uma carga oblíqua, esse fenômeno foi observado por Aparicio *et al*²⁰, onde em seu estudo, o mesmo obteve um maior número de sucessos em implantes inclinados em relação aos axiais. Uma explicação sugerida a respeito desse fenômeno seria a organização vetorial do sistema, onde com o aumento da angulação o componente horizontal das forças seria ampliado e pela disposição do sistema prótese-implantes, essas forças se equivaleriam e anulariam, promovendo uma resultante menor nos implantes de 20° (figuras 18 e 26) comparados aos retos (figuras 12 e 20). Maior número de estudos deve ser realizado para verificar essa hipótese.

Na literatura encontramos divergências em relação à utilização de intermediários para implantes angulados, porém sugere-se que esse comportamento deve-se ao tipo de prótese e como estão dispostas no arco²¹. Mais estudos devem avaliar o comportamento biomecânico de implantes pré-

angulados, que estão sendo inseridos no mercado com a finalidade de evitar o uso de intermediários.

Conclusão

Concluimos que para as próteses unitárias o implante com angulação de 20° apresentou maior número de franjas de alta tensão. Entretanto, para próteses de três elementos, implantes de maior angulação tiveram comportamento semelhante aos implantes retos, confirmando nossa hipótese inicial; sendo que para esse tratamento protético o implante com angulação de 12° apresentou maior número de franjas de alta tensão.

Referencias

1. Sethi A, 2002 Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chanavaz M. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Impl. Dent.* 2002;11(1):41-50).
2. Deporter D, Pilliar RM, Todescan R, Watson P, Pharoah M. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:653-8.
3. Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 172-6.
4. Coelho, P. G., Sudack P., Suzuki M., Kurtz K. S., Romanos G. E., Silva N. R. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *Journal of Oral Rehabilitation* 2008;35: 917-24.
5. Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screw in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 48-63.
6. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 268-75.
7. Depprich RA, Handschel JG, Meyer U, Meissner G. Comparison of prevalence of microorganisms on titanium and silicone/polymethyl methacrylate obturators used for rehabilitation of maxillary defects. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 400-405.
8. 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: 542-549.
9. Klokkevold PR, Newman MG. Current status of dental implants: a periodontal perspective.
10. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent.* 2002; 30: 271-82.
11. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. *J Prosthet Den* 1998; 80: 559-564.
12. Goiato MC, Delben JA, Monteiro DR, Santos DM. Retention Systems to Implant-Supported Craniofacial Prostheses. *J Craniofac Surg* 2009; 20: 889-91.
13. Goiato MC, Ribeiro PP, Pellizzer EP, Garcia Jr IR, Pesqueira AA, Haddad MF. Photoelastic Analysis of Stress Distribution in Different Retention Systems for Facial Prosthesis. *J Craniofac Surg* 2009; 20: 757-61.
14. Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro PP, Ferraço R, Pellizzer EP. Methods used for Assessing Stresses in Buccomaxillary Prostheses Photoelasticity, Finite Element and Extensometry. *Journal of Craniofacial Surgery* 2009; 20: 1-4.
15. Susarla SM, Chuang SK, Dodson TB. Delayed versus immediate loading of implants: survival analysis and risk factors for dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg* 2008; 66: 251-5.
16. Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: Solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Revista Faculdade de Odontologia de Bauru* 2001; 9: 97-103.
17. Las Casas EB, Ferreira PC, Cimini CA Jr, Toledo EM, Barra LP, Cruz M. Comparative 3D finite element stress analysis of straight and angled wedge-shaped implant designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008 Mar-Apr;23(2):215-25.

18. Balleri P, Ferrari M, Veltri M. One-year outcome of implants strategically placed in the retrocanine bone triangle. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Dec;12(4):324-30. doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00170.x.
19. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 May-Jun;15(3):405-14.
20. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):39-49.
21. Ata-Ali J, Peñarrocha-Oltra D, Candel-Marti E, Peñarrocha-Diago M. Oral rehabilitation with tilted dental implants: a metaanalysis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012 Jul 1;17(4):e582-7.