



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



CONCORDÂNCIA DO ORIENTADOR

Declaro que a aluna Nicole Miwa Nakamune Okura RA 137175 esteve sob minha orientação para a realização do Trabalho de Conclusão de Curso intitulado "Análise fotoelástica da angulação de inserção dos parafusos , em fixação interna estável, simulando situações de contato ósseo linear e sagital. Estudo in vitro" no ano de 2016.

Concordo com a submissão do trabalho apresentado à Comissão de Graduação pelo aluno, como requisito para aprovação na disciplina DS101 - Trabalho de Conclusão de Curso.

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Piracicaba, 26 de Setembro de 2016.

(Profª Drª Luciana Asprino)



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**AVALIAÇÃO FOTOELÁSTICA DA ANGULAÇÃO DE INSERÇÃO DOS
PARAFUSOS, EM FIXAÇÃO INTERNA ESTÁVEL, SIMULANDO SITUAÇÕES DE
CONTATO ÓSSEO LINEAR E SAGITAL. ESTUDO IN VITRO**

Aluno: Nicole Miwa Nakamune Okura

Orientador: Luciana Asprino

Piracicaba

2016



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Nicole Miwa Nakamune Okura

AVALIAÇÃO FOTOELÁSTICA DA ANGULAÇÃO DE INSERÇÃO DOS PARAFUSOS, EM FIXAÇÃO INTERNA ESTÁVEL, SIMULANDO SITUAÇÕES DE CONTATO ÓSSEO LINEAR E SAGITAL. ESTUDO IN VITRO

Trabalho de conclusão de curso apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas para obtenção de Diploma de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Professora Doutora Luciana Asprino

Piracicaba

2016

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

Ok7a Okura, Nicole Miwa Nakamune, 1993-
Avaliação fotoelástica da angulação de inserção dos parafusos, em fixação interna estável, simulando situações de contato ósseo linear e sagital. Estudo in vitro / Nicole Miwa Nakamune Okura. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2016.

Orientador: Luciana Asprino.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Fotoelasticidade. 2. Fraturas - Fixação interna. I. Asprino, Luciana, 1974-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações adicionais, complementares

Palavras-chave em inglês:

Photoelasticity

Fracture fixation, Internal

Titulação: Cirurgião- Dentista

Data de entrega do trabalho definitivo: 03-10-2016

Dedicatória:

À professora Luciana Asprino, professora associada da Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Unicamp por ter me orientado durante minhas pesquisas com muita atenção e dedicação e por ter sido um grande exemplo em minha formação acadêmica.

À minha mãe, Marcia Hatsue, que sempre esteve ao meu lado, me apoiando e oferecendo amor incondicionalmente.

Ao meu pai, Mauro Noboru, pelo incentivo e carinho em todos os minutos, em meu trajeto.

À minha irmã, Camila Sayuri, que sempre me acompanhou, pela confiança e amizade. Que você trilhe um caminho magnífico nessa sua nova fase.

Agradecimentos:

À minha vó, Maria Setsue, pois sem os seus abraços e apoio eu não teria conseguido concluir esse etapa com tanta dedicação.

À minha vó, Lígia Akie, que me forneceu um alicerce para toda minha formação.

À minha família e namorado, que sempre estiveram ao meu lado durante todas as dificuldades.

A PIBIC/CNPq pela concessão da bolsa durante todo o projeto.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita pela disponibilidade em utilizarmos equipamentos e o espaço físico do Laboratório de Prótese Total da FOP-Unicamp, assim como ao Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo por nos disponibilizar o Polariscópio para uso.

Aos meus amigos da T-56, que foram de fundamental importância, pela amizade e carinho.

Resumo

O emprego de métodos de fixação óssea interna no tratamento das fraturas faciais e das deformidades dentofaciais é frequente em Cirurgia Bucomaxilofacial. O objetivo deste estudo foi avaliar comparativamente, in vitro, a distribuição de tensões promovida por miniplacas e parafusos monocorticais do sistema 2,0mm, variando a angulação de inserção dos parafusos em 60° e 90°, simulando contato linear e sagital entre os segmentos fixados. A análise fotoelástica teve como objetivo uma observação qualitativa da distribuição das tensões presentes nos sistemas testados. Os resultados obtidos por esta análise fotoelástica devem ser considerados como mais um fator para auxiliar na escolha do sistema de fixação das osteotomias e fraturas faciais, mas não o único. Desta forma, sempre que a condição clínica permitir a inserção dos parafusos em angulação de 90°, esta seria preferencial, quando o objetivo for aumentar a resistência do sistema. No entanto, a inserção dos parafusos em angulação de 90°, geralmente requer acesso cirúrgico extra-oral, ou uso de trocarte. Portanto, esta escolha deve basear-se nas características clínicas de cada caso. De acordo com a metodologia aplicada e dentro das limitações deste trabalho, pode-se concluir que a inserção dos parafusos em angulação de 90° ou 60°, nas duas situações clínicas simuladas, contato linear e contato sagital entre os segmentos ósseos, geram condições similares quanto à distribuição de tensões sob carga oclusal.

Palavras Chave: Fixação Interna, Placas, Parafusos, Fotoelasticidade.

Abstract

The use of internal bone fixation methods in the treatment of facial fractures and dental facial deformity is frequent in Maxillofacial Surgery. The aim of this study was compared the stress distribution promoted by mini-plates and screws monocortical 2.0mm system, varying the angle of insertion of the screws in 60 and 90, simulating linear and sagittal contact between the fixed segments. The photoelastic analysis aimed at a qualitative observation of the distribution of the tension present in the tested systems. The results obtained by this photoelastic analysis must be considered as another factor to help select the better system of the facial fractures and osteotomies, but not the only one. Thus, whenever the clinical condition allows the insertion of screws at angles of 90°, this would be preferred when the goal is to increase the system's resistance. However, the insertion of screws at an angle of 90°, usually requires extra-oral surgical approach or use of the trocar. So this choice should be based on the clinical features of each case. According to the methodology and within the limitations of this study, one can conclude that the insertion of the screws 90° or 60° angle, in both simulated clinical situations, linear contact and sagittal contact between bone segments, generate similar conditions in stress distribution under occlusal load.

Keywords: Internal Fixation, plates, screws, photoelasticity

Sumário

INTRODUÇÃO	8
REVISÃO DE LITERATURA	13
PROPOSIÇÃO	17
MATERIAIS E MÉTODOS	18
RESULTADOS	25
DISCUSSÃO.....	27
CONCLUSÃO	29
REFERÊNCIAS	30
APÊNDICE-----	33

-Parecer sobre aprovação do relatório final de iniciação científica

Introdução

Em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofaciais é comum o emprego de métodos de fixação óssea interna no tratamento das fraturas faciais e das deformidades dentofaciais. A fixação óssea interna estável é realizada por meio de dispositivos utilizados para estabilização da fratura, que são colocados em contato direto com a estrutura óssea, permitindo sua função durante o reparo ósseo (ELLIS 1993).

O reparo ósseo envolve fatores biológicos e mecânicos. Como fatores biológicos temos o suprimento sanguíneo e estado geral do paciente e como mecânico, a quantidade de movimentação dos segmentos fraturados (PREIN & RANH, 1998). Existem basicamente dois processos pelo qual o reparo ósseo pode ocorrer, o primário e o secundário. A diferença está relacionada ao fato de que no reparo ósseo primário a formação óssea é direta, enquanto no secundário existe a formação de tecido cartilaginoso precedendo o tecido ósseo, ocasionando duração mais longa do processo de reparo secundário (LUYK, 1992). Sendo a distância e o grau de mobilidade entre os fragmentos ósseos presentes os fatores que determinam qual processo irá ocorrer (CAWOOD, 1985).

Desta forma o processo de reparo é otimizado quando se obtém redução anatômica precisa e estabilidade na imobilização dos fragmentos (TU e TENHULZEM, 1985).

DANIS, em 1949, segundo ELLIS III (1993), publicou Teoria e Prática da Osteossíntese, no qual formulou três princípios para fixação interna rígida. Primeiro possibilitar o restabelecimento da função do órgão imediatamente após a redução e fixação da fratura; segundo possibilitar a completa restauração da forma após a reparação óssea; e terceiro permitir a reparação óssea sem formação de calo visível.

No início dos anos 70, SPIESSL introduziu modificações nos princípios da ortopedia e nos instrumentais para adequá-los a utilização na cirurgia buco-maxilo-facial, onde os princípios da AO/ASIF para o reparo da fratura óssea foram aplicados para a área buco-maxilo-facial, com obtenção de estabilidade absoluta promovida pelo uso de placas e parafusos.

Desta forma, a Fundação para o Estudo da Fixação Interna, designada na língua alemã de “Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen” e na inglesa de “Association for the Study of Internal Fixation” (AO/ASIF) determina como princípios básicos da fixação interna: 1) redução anatômica dos fragmentos ósseos, 2) fixação estável da fratura, 3) emprego de técnica atraumática e, 4) retorno imediato à função. Estes princípios são baseados na busca de se permitir reparo ósseo primário com manutenção da função (PREIN & RAHN 1998).

No tratamento das fraturas da mandíbula são empregadas várias técnicas de FIR, selecionadas de acordo com o local, tipo e tempo de fratura, gênero, idade e comportamento do paciente, experiência do cirurgião, e custo do material de fixação (SCHILLI, 1998).

Atualmente, diversas técnicas são empregadas para fixação de fraturas e das osteotomias dos maxilares empregadas nos tratamento das deformidades dentofaciais. Entre as formas de fixação mais utilizadas, nas osteotomias sagitais dos ramos mandibulares, por exemplo, podemos citar os parafusos dispostos em forma linear e com angulação de 90° e de 60°. Estudos indicaram que os parafusos a 60° apresentam maior resistência que os inseridos a 90° (KIM et al.,1995). Contudo, a literatura revela prevalentemente que parafusos a 60° apresentam resistência mecânica semelhante (UCKAN et al.,2001;FOLEY et al.,1989) ou até inferior aos parafusos a 90° (SATO et al.,2010).Ainda há dúvidas, pois os parafusos angulados possuem maior superfície de contato ósseo, todavia, o seu desempenho mecânico não parece ser maior que os parafusos inseridos perpendicularmente à osteotomia.

Além dessas técnicas de fixação, para Osteotomia sagital dos ramos mandibulares podemos mencionar: três parafusos dispostos em “L” invertido, miniplaca única de titânio com quatro furos, duas miniplacas de titânio com quatro furos, miniplaca única e um parafuso bicortical (conhecida como técnica híbrida), placa de titânio 3D com seis parafusos, entre outras.

Sistema de placas e parafusos com travamento dos parafusos na placa se tornaram disponíveis na década de 80, inicialmente com um sistema chamado THORP® (Titanium-coated Hollow Screw and Reconstruction Plate System), no qual havia uma perfuração na cabeça do parafuso que recebia um segundo parafuso

menor para fixar o parafuso principal na placa. Na década de 90 outro sistema com rosqueamento da própria cabeça do parafuso na placa, chamado UniLock®, substituiu o sistema Thorp®. Atualmente chamado de sistema com travamento ou bloqueio ou mesmo Locking. Este sistema tem vantagem significativa na estabilidade independente do contato da placa com o osso, tornando a adaptação da placa mais fácil, uma vez que pequenos espaços são permitidos entre a placa e osso. Haug et al. (2002) demonstraram que a estabilidade da redução da fratura não é reduzida quando placas de reconstrução com travamento estão até 4mm acima da superfície óssea. Além disso, a não compressão da placa contra o periosteio possibilita melhor revascularização da cortical óssea (Sutter and Raveh, 1988, Söderholm et al., 1991)

Em um estudo in vitro de Gutwald et al. (1999) demonstraram que o sistema de placas e parafusos com travamento fornece melhor estabilidade em fraturas de mandíbulas simuladas do que placas convencionais quando os parafusos não travam nas placas. Assim, é possível usarmos placas menores em fraturas com sistema com travamento do que é necessário para sistemas convencionais. Outro estudo de Sikes et al. (1998) demonstrou que quando somente dois parafusos pudessem ser usados em cada lado do defeito, parafusos com travamento possibilitaram estabilidade significativamente maior que os sem travamento quando colocados em placas de reconstrução óssea.

Algumas vantagens da placa Locking sobre a convencional são: nenhuma exigência para contato direto com o osso subjacente; a preservação do fluxo sanguíneo periosteal; resistência ao colapso secundário ou deslocamento do parafuso; não há necessidade de contorno preciso da placa.

Frente a essa grande diversidade de técnicas de fixação são necessários estudos demonstrando a eficácia e a efetividade de cada uma delas na prática clínica. Na avaliação das técnicas de fixação, os principais fatores que devem ser testados são a resistência dos materiais e os métodos de fixação frente às forças mastigatórias exercidas sobre as estruturas mineralizadas, além das tensões que a fixação transmite ao osso.

A fotoelasticidade é uma técnica simples com base nas propriedades de difração de luz que são adquiridos por certos materiais, quando eles são submetidos

a tensões, e é particularmente adequado para a análise de deformações de estruturas complexas tais como a mandíbula. Análise de tensões fotoelástica pode ser usada para visualizar alterações na estirpe mandibular que são induzidas por uma fratura, e os materiais de osteossíntese utilizados para estabilizá-la. A técnica é baseada na propriedade óptica de certos materiais plásticos transparentes que apresentam diferentes índices de refração quando submetido a um estado de tensão/deformação (Dally & Rillely, 1978). O índice de refração de um material é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz no mesmo. Em materiais que apresentam propriedades fotoelásticas, mudanças no índice de refração ocorrem na medida em que a tensão é aplicada. A associação de filtros dispostos entre o observador, a fonte luminosa e o modelo permitem a visualização deste fenômeno. Tais filtros compõem um aparelho denominado polariscópio que promove a polarização da luz que o atravessa. A luz polarizada permite observação das tensões através da interpretação das imagens que compõem os parâmetros ópticos (Bernardes et al., 2004). As cores do espectro visível vão do vermelho com comprimento de onda entre 630 e 700 nm ao violeta com comprimento de onda entre 400 e 450 nm. A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda, que através de filtros pode ser polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Utilizando-se a luz branca os efeitos ópticos se manifestam como franjas coloridas, que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga. A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensões no modelo, através da conhecida "Lei Óptica das Tensões" (Dally & Rillely, 1978).

O modelo fotoelástico é uma massa plástica homogênea diferente do osso humano que é constituído de osso cortical e osso esponjoso. Sendo assim, a magnitude do stress do osso real pode ser diferente do modelo fotoelástico, contudo a localização e padrão geral de stress são semelhantes. Esta técnica propicia uma visão bidimensional, dando informação relativa da magnitude e concentração de stress (INAN; KESIN, 1999).

A concentração e distribuição das tensões ao redor dos parafusos podem gerar um problema sério quando promovem uma reabsorção óssea ao redor dos parafusos, o que pode levar à perda precoce dos mesmos. Além disso, a concentração de tensão entre a placa e a superfície óssea pode gerar reabsorção da cortical vestibular e

consequente desadaptação da placa. Por outro lado, quando há maior concentração de tensão em determinada área da fixação, seja sobre as placas ou parafusos, também pode haver fratura da placa ou do parafuso, ou ainda do próprio osso subjacente.

Portanto é importante a avaliação da tensão gerada no sistema osso/fixação, assim como a área de concentração desta tensão e vetores de distribuição e dissipação das tensões, uma vez que a área com grande concentração de tensão indica um ponto de fragilidade deste sistema, enquanto o contrário, com tensões bem distribuídas e dissipadas indicam uma melhor qualidade do sistema.

Na Área de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacias a metodologia da fotoelasticidade é empregada há alguns anos, porém o número de trabalhos é relativamente pequeno frente ao potencial da aplicação de tal metodologia. Portanto, este trabalho busca avaliar a distribuição das tensões por miniplacas e parafusos, a partir da análise fotoelástica, para que os cirurgiões possam ter maiores informações sobre as opções de fixação, proporcionando um adequado tratamento para seu paciente.

Revisão de Literatura

- Fotoelasticidade

Ueda et al (2004), citou que a fotoelasticidade permite uma rápida análise quantitativa do estado de tensão, através da observação dos efeitos ópticos. É uma técnica experimental de análise de tensões/deformações que vem sendo usada com o objetivo de orientar problemas complexos de engenharia quando a solução analítica e/ou numérica é de difícil aplicação, como validação ou verificação experimental de soluções numéricas, no estudo de tensões em problemas de geometria.

Em 1986, Campos et al., descreveu que a fotoelasticidade consiste na produção, sob luz polarizada, de faixas coloridas (concentração de tensões) no interior de matérias transparentes submetidos à forças externas. Tal metodologia é particularmente útil para peças que apresentam infraestruturas complexas e pode ser aplicada em pesquisas odontológicas devido às diferentes formas dentais e distribuição de tensões. A direção e magnitude das forças aplicadas no modelo devem ser simuladas o mais próximo da estrutura real (Mahler & Peyton, 1955)

O primeiro relato na odontologia associando a fotoelasticidade, foi a observação de tensões de preparos cavitários em restaurações em amalgama. (1949, Noonan)

A propriedade óptica de certos materiais plásticos transparentes apresentam diferentes índices de refração (ou anisotropia óptica) quando submetido a um estado de tensão/deformação. Sendo o índice de refração de um material é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz no mesmo. Em materiais que apresentam propriedades fotoelásticas, mudanças no índice de refração ocorrem na medida em que a tensão é aplicada. (Dally & Rilley, 1978).

Kim et al (1993) realizaram uma análise fotoelástica para avaliar sistemas de fixação interna rígida em cirurgia ortognática os autores avaliaram 4 formas de fixação: disposição linear de 3 parafusos a 90°, disposição triangular de 3 parafusos a 90°, 2 parafusos em disposição linear a 90° e três parafusos em disposição linear com angulação de 75°, 60° e 45°. É interessante observar que os autores não testaram a fixação com miniplacas, já que as mesmas só mais recentemente começaram a ter sua utilização na fixação da osteotomia sagital do ramo mandibular mais difundida.

Goiato et al (2012) investigou a distribuição das tensões em próteses suportadas por implantes com diferentes conexões protéticas, um estudo realizou análise fotoelástica de próteses sobre implante com conexão tipo hexágono externo ou conexão tipo cone Morse, sob carregamento axial e não-axial. Os resultados mostraram que o carregamento não-axial aumentou a concentração das tensões em ambos os grupos. Entretanto, sob carregamento axial, os implantes unitários com conexão tipo cone Morse apresentaram menor concentração de tensão, quando comparados ao hexágono externo.

Sato et al. (2010), fizeram uma avaliação mecânica e fotoelástica sobre diferentes técnicas de fixação interna rígida da osteotomia sagital em avanços mandibulares. Os resultados dos testes mecânicos mostraram que as fixações utilizando parafusos em disposição linear a 90° e em “L” invertido foram os que apresentaram maior resistência, seguido pela linear a 60° .

Odo (2013) analisou as tensões geradas em métodos de transferências utilizadas em implantodontia usando a técnica de fotoelasticidade.

- FIXAÇÃO INTERNA RÍGIDA

Em 1984, Martins preconizava o uso da não fixação, onde a união dos segmentos osteotomizados se uniriam somente pelas tensão dos músculos mastigatórios. Porém houve um alto grau de recidivas cirúrgicas, pois durante a cirurgia havia tensão dos tecidos moles e deslocamento condilar.

Epker (1977) introduziu o uso da do fio de aço para promover estabilidade, o que traria o côndilo para uma relação mais correta dentro da fossa mandibular. Realizava uma perfuração em planos diferentes, ou seja na porção proximal e outra mais superior no segmento distal. Em sua técnica utilizava também o bloqueio maxilo-mandibular durante 6 semanas até que ocorresse a consolidação óssea.

Logo depois, em 1978 Spiessl introduziu princípios modificados de ortopedia e instrumentais para a cirurgia bucomaxilofacial. Onde o objetivo era a estabilidade total, ou seja, fixação interna rígida, utilizando placas e parafusos que resistiria à carga mastigatória. A técnica realizava perfurações no diâmetro do parafuso nos segmentos

proximais e da alma do parafuso nos segmentos distais, assim, as roscas do parafuso estariam fixadas somente na cortical mais interna e ao apertar o parafuso iria se encostar na cortical externo aproximando as duas corticais ósseas, gerando compressão.

Van Sickels & Richardson (1996) afirmou que a maior e mais nítida desvantagem da compressão era o risco de deficiência sensitiva do nervo alveolar inferior, pois estudou que a compressão era necessária para gerar um contato íntimo entre os segmentos ostetomizados, gerando assim uma ósseo integração sem calo ósseo. Era necessário, um torque considerável do segmento condilar para estabelecer um íntimo contato ósseo.

Segundo Haug et al (1999), os padrões com menos de três parafusos e os parafusos com disposições lineares apresentaram-se menos resistentes ao teste de carregamento. A adição de mais do que três parafusos e em padrões de disposição geométrica, não ofereceram maior resistência quando comparado às disposições em “L” que apresentaram os resultados mais favoráveis.

Na técnica tradicional de fixação de osteotomias mandibulares ou fraturas, os parafusos são inseridos através de um trocarte, com o qual os mesmos são fixados da forma mais perpendicular possível às osteotomias realizadas. Pela técnica intrabucal, conforme descrita por Cohen & Kawamoto (1993), Tuslane & Schendel (1989) e Turvey & Hall (1986), os parafusos são inseridos por via intra bucal com uma angulação de aproximadamente 60°, sem a necessidade de uso do trocarte, cuja principal vantagem seria a eliminação de possíveis cicatrizes indesejáveis em pele, além da simplificação da técnica com a conseqüente diminuição do tempo cirúrgico, também consideraram que o uso de uma ou duas placas e parafusos monocorticais promoviam melhores resultados. Ressaltam a prevenção do deslocamento condilar no segmento proximal diminuindo os problemas da função articular e, devido o uso de parafusos monocorticais, evitam lesões ao nervo alveolar inferior ou danos às raízes dentárias.

Atualmente existe um outro método de fixação é estudado envolve placas e parafusos com sistema de travamento. Ao contrário das placas convencionais, não há pressão da placa conta a superfície óssea e, por isso, não necessita de uma perfeita

adaptação da mesma ao contorno ósseo. Possuem roscas na superfície interna dos furos que ao encaixam às roscas existentes na cabeça dos parafusos, gerando um sistema de travamento (locking). Formam uma estrutura única e contínua, com maior estabilidade do que apresentada nas placas de sistema convencional, minimiza danos biológicos, diminuem índices de infecção e não união. (Hasenboehler et al., 2007)

Proposição

O objetivo deste estudo foi avaliar comparativamente, in vitro, a distribuição de tensões promovida por miniplacas e parafusos monocorticais do sistema 2,0mm, variando a angulação de inserção dos parafusos em 60° e 90°, simulando contato linear e sagital entre os segmentos fixados.

Materiais e Métodos:

- **Materias**

Realizamos a aquisição dos materiais necessários para a presente pesquisa que incluem as miniplacas e parafusos e materiais necessários para moldagem e confecção dos corpos de prova, tais como: Blocos de acrílico, recipiente para moldagem, material de moldagem a base de silicone Silicone ASB-10 azul (Polipox® Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e a resina fotoelástica flexível composta pelo sistema bicomponente, à base de resina epóxi e endurecedor (Resina Flexível G IV e endurecedor Polipox® Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil).

Foi adquirido para este trabalho o seguinte material de fixação da marca comercial Neortho (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Neodent – Curitiba, Paraná – Brasil): 16 parafusos de titânio de 5 mm (Código 924.002, Figura 1) e 4 miniplacas com extensão de 4 furos de titânio (Código 922.016, Figura 2) do sistema de fixação 2,0 mm.

De acordo com as especificações do fabricante, as placas são de titânio comercialmente puro, de grau II e os parafusos de liga de titânio - alumínio-vanádio (Ti6Al-4V).



Figura 1 - Parafuso 2,0x5mm convencional



Figura 2 - Mini placa do sistema 2,0mm convencional

Os blocos de acrílico que foram moldados para duplicação em resina fotoelástica foram confeccionados em resina acrílica transparente e polida, com as seguintes dimensões 4cm de largura x 2,5cm de altura x 1,5cm de espessura. Tendo sido quatro blocos no total: 2 para simular fratura com contato linear (Figura 3) e 2 para simular fratura com contato sagital (Figura 4).

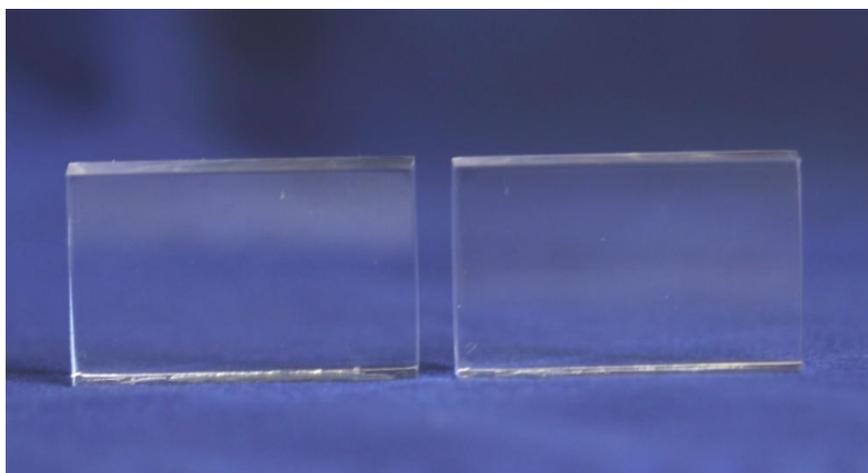


Figura 3 - Blocos de acrílico para simulação de fixação linear

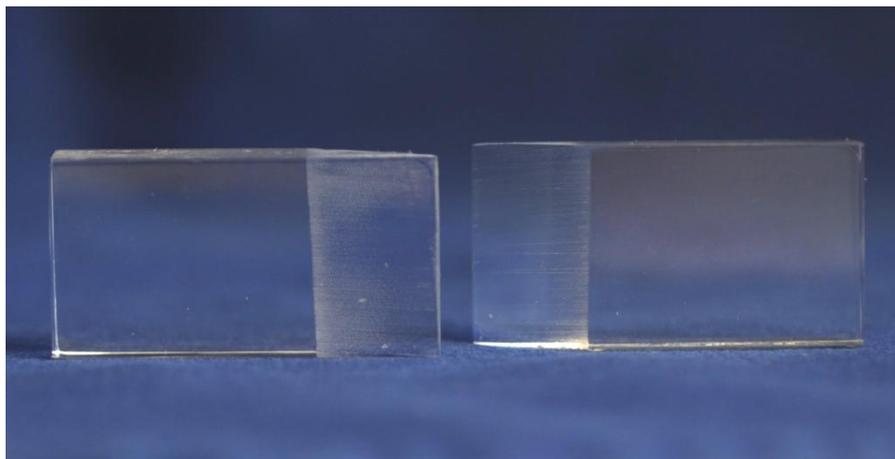


Figura 4 - Blocos de acrílico para simulação de fixação sagital

- Métodos

Para a confecção dos blocos em resina fotoelástica que irão simular os fragmentos de uma fratura, cada bloco de resina descrito acima foi moldado com material de moldagem à base de silicone em uma moldeira de plástico. O material de moldagem a base de silicone foi manipulado na proporção de 5% do catalisador para 100g de silicone. A seguir, procedeu-se ao preenchimento da moldeira com o material de moldagem de maneira lenta, a fim de se evitar a formação de bolhas por inclusão de ar. Os blocos de resina foram então recobertos lentamente pelo silicone, de modo a estarem totalmente imersos no material. Foi aguardado então um período de 24 horas para a completa presa do material de moldagem de acordo com a recomendação do fabricante para a posterior separação do molde/blocos de acrílico. Os blocos de acrílico foram então removidos cuidadosamente do interior do material de moldagem para tentar minimizar que o molde sofresse alterações de forma como perfurações ou rasgamento.

Inicialmente, os recipientes contendo a resina e o endurecedor, na proporção citada anteriormente, foram colocados separadamente em uma câmara a vácuo a 70kgf/cm² por 10 minutos. Em seguida, estes foram aquecidos por 5 minutos, em banho Maria em temperatura aproximada de 50°C para a remoção de bolhas.

Após adicionou-se 15mL de endurecedor à 30mL da resina e esta mistura foi manipulada com o auxílio de um bastão de vidro por aproximadamente 2 minutos até obter-se aparência homogênea. Esta mistura com aparência homogênea foi

vertida lentamente nos moldes, utilizando o próprio becker onde foi misturada, a fim de evitar o aparecimento de bolhas. Após a inclusão da resina, os moldes foram submetidos à pressão na câmara a vácuo a 70kgf/cm² por 24 horas. Decorrido o tempo de polimerização os modelos fotoelásticos foram retirados do molde obtendo um modelo translúcido apropriado para a análise fotoelástica.

- Preparo da amostra

Para a avaliação fotoelástica, os corpos de prova foram divididos em quatro grupos descritos a seguir, com um corpo de prova cada grupo.

Descrição dos grupos:

O grupo 1 usou 1 miniplaca e 4 parafusos monocorticais do sistema 2,0 mm convencional inseridos com angulação de 90° com contato linear entre os segmentos fixados.

O grupo 2 utilizou 1 miniplaca e 4 parafusos monocorticais do sistema 2,0 mm convencional inseridos com angulação de 60° com contato linear entre os segmentos fixados.

O grupo 3 utilizou 1 miniplaca e 4 parafusos monocorticais do sistema 2,0 mm convencional inseridos com angulação de 90° com contato sagital entre os segmentos fixados.

O grupo 4 usou 1 miniplaca e 4 parafusos monocorticais do sistema 2,0 mm convencional inseridos com angulação de 60° com sagital entre os segmentos fixados.

Para inserir os parafusos com angulação de 60° (grupo 2 e 4) foi utilizado uma régua que continha um tubo cilíndrico apoiado por onde a broca entrava e assim perfurava a resina. A Figura 5 exemplifica a fixação das placas e parafusos nos blocos.

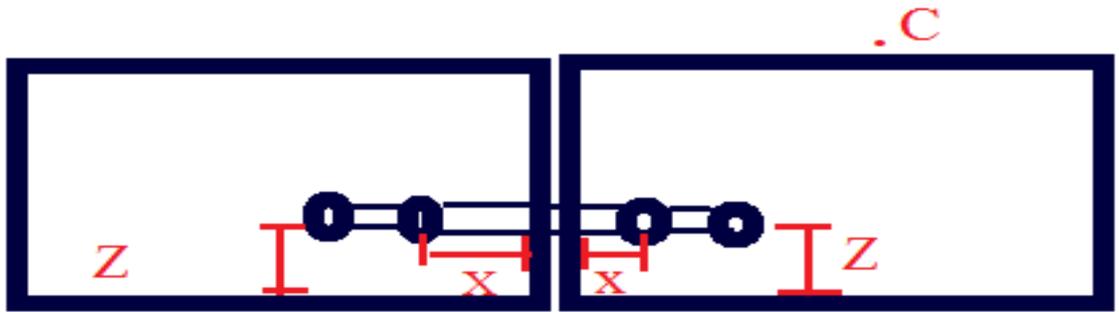


Figura 5 – Modelo representando a fixação linear dos blocos. (X) Equivale a metade da área de intervalo correspondente a 4,5mm; (Z) Distância da placa e parafusos à borda inferior do bloco correspondente a 5mm; (C) Ponto sob o qual foi aplicada a tensão.

As distâncias (X) e (Z) foram as mesmas para todos os grupos, contudo o ponto (C) variou entre os grupos com contato linear(18mm) e com contato sagital(12mm).

A fixação se deu sempre sob irrigação de modo a evitar a geração de tensão nos blocos de resina, utilizou-se para tal o motor elétrico MC 101 (MIDETRONIC Eletrônicos Ltda-ME, Ribeirão Preto, SP, Brasil) com velocidade de 20 000 rpm, sendo que a razão de transmissão de velocidade foi de 1:1. A broca de fixação utilizada 1,6mm de diâmetro.

- Análise Fototelástica

Para obtenção das imagens fotoelásticas foi utilizado o polariscópio circular do Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia (Figura 6), em polarização circular para a avaliação das franjas isocromáticas.

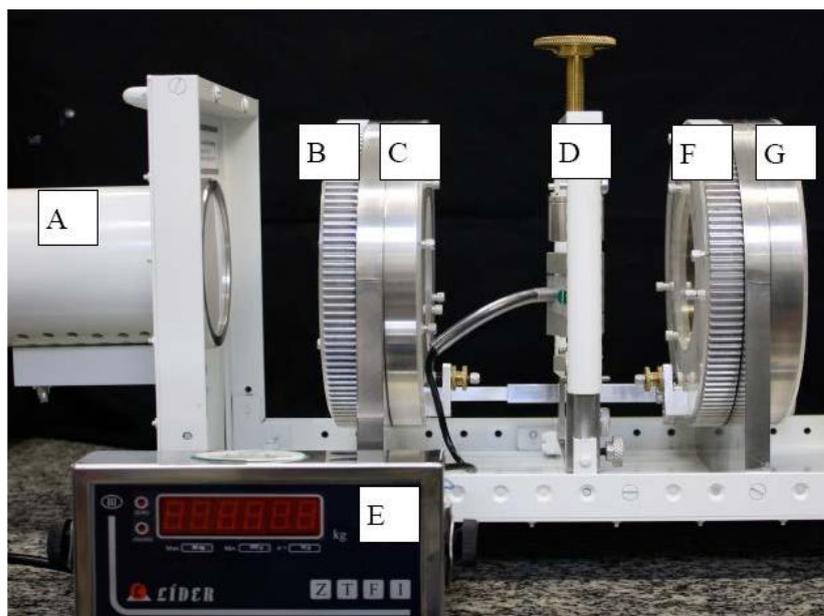


Figura 6 - Polariscópio circular. (FEMEC/UFU-FOP/UNICAMP): (A) Fonte de Luz branca; (B) Polarizador; (C) Filtro de $\frac{1}{4}$ de onda (retardador); (D) Célula de carga; (E) Dispositivo de mensuração de carga; (F) Filtro de $\frac{1}{4}$ de onda (retardador); (G) Analisador. Fonte: Odo:(2013).

Para análise fotoelástica, o modelo foi posicionado paralelo aos filtros do polariscópio e a lente da câmera fotográfica. A câmera (EOS Rebel T3i/EOS 600D) foi posicionada sobre um tripé para a padronização das fotos.

Os modelos foram posicionados no polariscópio circular e por meio de uma máquina de carregamento universal modelo LD1050 (Líder, Araçatuba, São Paulo, Brasil) aplicou-se cargas axiais e não-axiais de 0,1 quilo no ponto (C) indicado na Figura 5.

O polariscópio permite visualizar dois tipos de franjas: os padrões coloridos (claros), que são as franjas isocromáticas, as quais mostram a intensidade das tensões, e as linhas escuras, chamadas isoclínicas, sobrepostas às franjas coloridas relacionadas com a direção das tensões. Para visualização dos padrões isocromáticos (franjas coloridas), deve-se eliminar as isoclínicas (franjas escuras), e isso pode ser realizado com uso de filtros. Estes filtros, chamados placas “quarter-wave”, irão cancelar rotações das ondas de luz, anulando as franjas isoclínicas (escuras).

A ordem de franja apresenta-se de maneira crescente quanto à tensão, sendo diretamente proporcional à magnitude das tensões geradas (Mahler & Peyton, 1955). Esta ordem é determinada fotografando as franjas inteiras, que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda da luz utilizada. No caso de luz branca o espectro observado no analisador, 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;

A partir deste ponto, todas as franjas de ordens inteiras (N) são determinadas pela transição vermelho/verde (Figura 7).

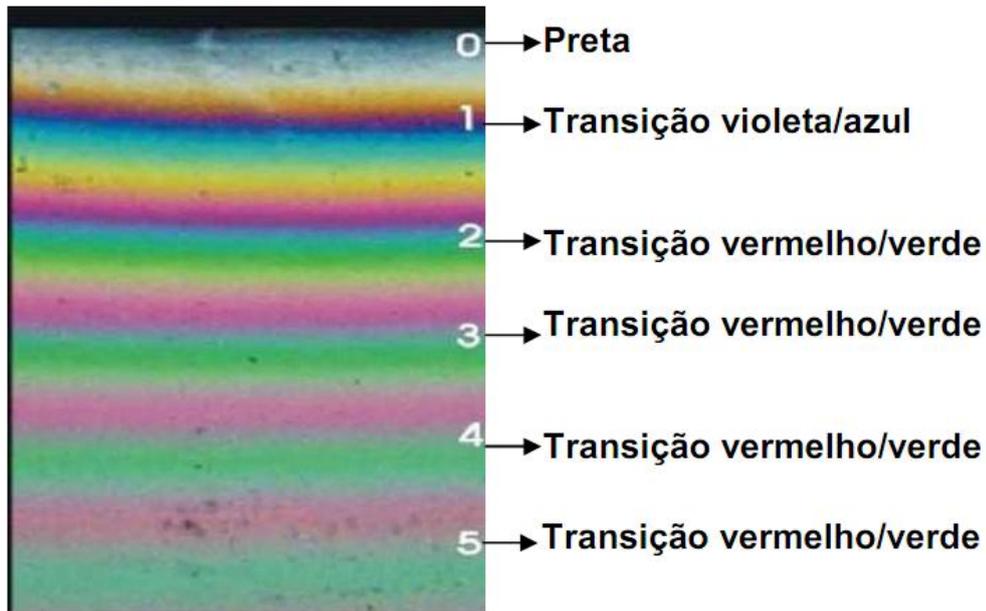


Figura 7 - Visualização das cores das ordens de franjas e suas transições.

Fonte: Bernardes, 2004

- Forma de Análise dos Resultados

Os resultados foram analisados pelo método visual das franjas fotoelásticas a partir da observação de imagens obtidas no polariscópio e registrados com câmera digital. As tensões fotoelásticas foram analisadas e comparadas visualmente por contagem de número de franjas ao redor de cada implante, visto que esta é uma análise qualitativa, não necessitando, portanto de análise estatística. Desta forma, foi possível identificar a magnitude da tensão, bem como registrar a proximidade das franjas umas das outras. Para a determinação desses padrões foram observados os seguintes parâmetros: quanto maior o N , maior a magnitude de tensões, e quanto maior a proximidade das franjas, maior a concentração de tensões (Mahler & Peyton, 1955).

RESULTADOS

A figura 8 apresenta uma vista frontal mostrando a simulação de fixação de segmentos com contato linear entre si, com o uso de sistema 2,0mm convencional, variando-se a inserção do parafuso com angulação de 90° e 60°, em relação à miniplaca, e ponta carregadora atuando sobre o segmento distal.

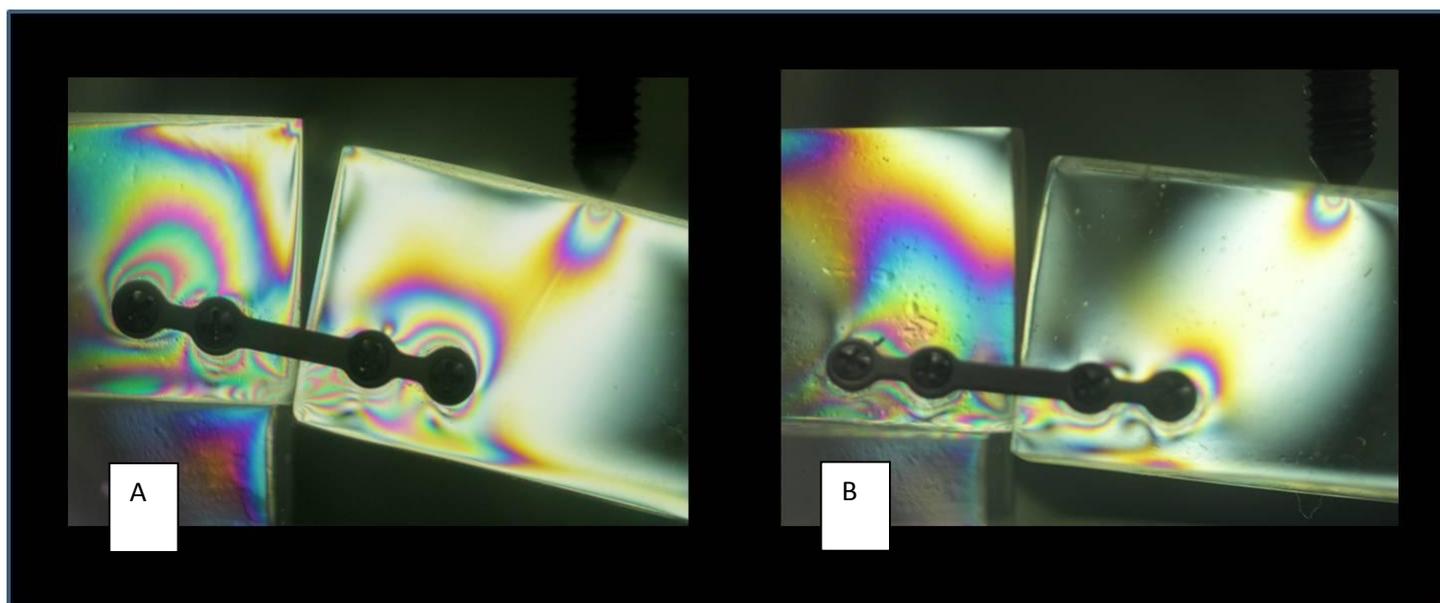


Figura 8: Simulação de contato linear entre os segmentos fixados. A) Grupo 1 – Sistema 2,0 mm convencional com parafusos inseridos com angulação de 90°; B) Grupo 2 - Sistema 2,0 mm convencional com parafusos inseridos com angulação de 60°.

Em ambos grupos observa-se ordem de franjas N=1e N=2 e ocorreu maior concentração de tensões nos parafusos das extremidades, principalmente no segmento proximal (fixo). Observa-se que se inserindo os parafusos em 90° (Grupo 1) obteve-se maior concentração de tensões. Porém no Grupo 2, no qual os parafusos foram inseridos a 60°, houve maior deslocamento entre os segmentos.

A figura 9 apresenta uma vista frontal mostrando a simulação de fixação de segmentos com contato sagital entre si, com o uso de sistema 2,0mm convencional, variando-se a inserção do parafuso com angulação de 90° e 60°, em relação à miniplaca, e ponta carregadora atuando sobre o segmento distal.

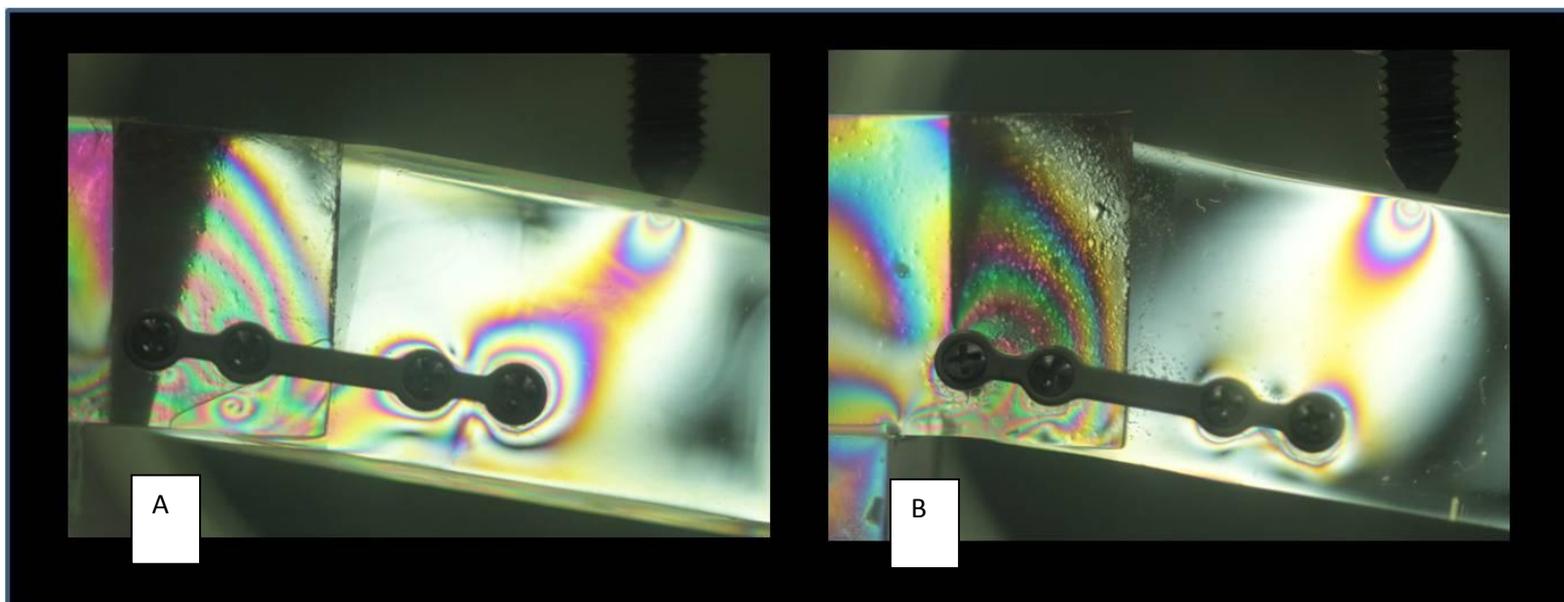


Figura 9: Simulação de contato sagital entre os segmentos fixados. A) Grupo 3 – Sistema 2,0 mm convencional com parafusos inseridos com angulação de 90°; B) Grupo 4 - Sistema 2,0 mm convencional com parafusos inseridos com angulação de 60°.

Em ambos grupos observa-se ordem de franjas N=1, N=2 E N=3 e ocorreu maior concentração de tensões nos parafusos das extremidades, principalmente no segmento proximal (fixo). Observa-se que se inserindo os parafusos em 90° (Grupo 3) obteve-se maior concentração de tensões. Porém no Grupo 4, no qual os parafusos foram inseridos a 60°, houve maior deslocamento entre os segmentos.

DISCUSSÃO

A grande maioria dos trabalhos envolvendo a avaliação das diversas formas de fixação interna rígida em cirurgia bucomaxilofacial está relacionada a testes mecânicos. Através destes pode-se determinar a resistência do sistema de fixação como um todo, mas não sabemos exatamente quais são as áreas de maior concentração de tensões e, portanto, de maior fragilidade do sistema. Por isso, estudos como o aqui apresentado, utilizando-se fotoelasticidade são de grande importância.

Os resultados observados nesta investigação fotoelástica permitem uma análise do comportamento das tensões oriundas das forças oclusais sobre os sistemas de fixação interna convencional simulando-se seu comportamento em duas situações clínicas distintas, contato linear e sagital entre os segmentos da fratura ou osteotomia e variando-se a técnica de inserção dos parafusos em 90° e 60° em relação à miniplaca.

A literatura apresenta discussão quanto à colocação dos parafusos de fixação, que pode ser via intrabucal ou transbucal. A colocação via transbucal obriga a realização de uma pequena incisão na pele para a inserção do trocarte. Já a via intrabucal descarta esses procedimentos e os parafusos acabam sendo inseridos com uma angulação diferente de 90°, considerada em média 60°, como simulada neste trabalho. De acordo com Farole (1992), os parafusos inseridos a 90° teriam como vantagem maior facilidade de estabilização para a colocação das fixações, por prevenir a movimentação dos segmentos. Entretanto, como desvantagens dessa técnica via transbucal, podemos citar possíveis cicatrizes faciais e danos nervosos, em especial o nervo facial, conforme descreve Kim *et al.* (1995). Entretanto, o risco dessas complicações é mínimo. A utilização do método intrabucal possui atualmente sua eficácia clínica bem descrita na literatura (Turvey & Hall, 1986; Hegtvedt & Zuniga, 1990) e em estudos *in vitro* (Foley *et al.*, 1989; Uckan *et al.*, 2001). Dessa forma, é preciso levar em consideração diversos fatores no momento de se tomar a decisão por qual método adotar (intra ou transbucal), como resistência mecânica, facilidade de uso e possíveis riscos.

Com utilização tanto das miniplacas com parafusos monocorticais convencionais ou miniplacas e parafusos monocorticais com travamento nos modelos fotoelásticos, pode-se observar a concentração de tensões nos parafusos das extremidades, principalmente naquele localizado mais distalmente do segmento distal. Isso demonstra o princípio da flexão em cantiléver nas análises biomecânicas, onde as concentrações de tensões acabam se concentrando exatamente nas extremidades fixas e opostas à incidência das cargas, ou seja, áreas de maior fragilidade do sistema (Caputo & Standlee, 1987).

Os resultados deste trabalho corroboram com as informações acima descritas, tanto na simulação de contato linear entre os segmentos ósseos, quanto na simulação de contato sagital. Observou-se que utilizando a inserção em 90° (Grupos 1 e 3)

obteve-se maior concentração de tensões nos parafusos das extremidades, principalmente no segmento proximal (fixo), mas este resultado associado ao maior deslocamento entre os segmentos fixados com inserção em 60°, sugere que a inserção em 90° apresentou maior resistência ao teste e portanto gerou mais tensão.

Sato et al. (2010), fizeram uma avaliação mecânica e fotoelástica sobre diferentes técnicas de fixação interna rígida da osteotomia sagital em avanços mandibulares. Os resultados dos testes mecânicos mostraram que as fixações utilizando parafusos em disposição linear a 90° e em “L” invertido foram os que apresentaram maior resistência, seguido pela linear a 60° e com miniplacas e parafusos. Resultado similar ao obtido neste estudo, na simulação de contato sagital, a inserção dos parafusos em angulação de 90° apresentou maior resistência.

Os resultados obtidos por esta análise fotoelástica devem ser considerados como mais um fator para auxiliar na escolha do sistema de fixação das osteotomias e fraturas faciais, mas não o único. Desta forma, sempre que a condição clínica permitir a inserção dos parafusos em angulação de 90°, esta seria preferencial, se nosso objetivo for aumentar a resistência do sistema. No entanto, lembrando que a inserção em 90°, geralmente requer acesso cirúrgico extra-oral, ou uso de trocarte, esta escolha deve basear-se em todas as características clínicas de cada caso.

CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia aplicada e os resultados obtidos, dentro das limitações deste trabalho, pode-se concluir que a inserção dos parafusos em angulação de 90° ou 60°, nas duas situações clínicas simuladas, contato linear e contato sagital entre os segmentos ósseos, geram condições similares quanto à distribuição de tensões sob carga oclusal.

Referências:

1. Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD. Análise de tensões em implantes dentários utilizando a técnica fotoelástica. III CONEM, 2004. III Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2004 apresentado em Belém. 1 CD-ROM.
2. Campos JR, A. Distribuição fotoelástica de forças axiais: influência da base apical de sustentação e das características morfológicas das raízes. Bauru, 1983. 149f.
3. Cawood J L. Small plate osteosynthesis of mandibular fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 1985; 23(2): 77.
4. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Inc., 1987. 4. Cohen SR, Kawamoto HK. Rigid fixation of mandibular osteotomies by an intraoral approach: technique and instrumentation. *Plast Reconstr Surg*. 1993; 91(4): 739-743.
5. Dally JW, Riley WF. *Experimental stress analysis*. 2ª Ed. Tokyo: McGraw-Hill Kogakusha, Ltda, 1978.
6. Ellis III E. Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 1993; 51(2): 163-173.
7. Epker, B.N. Modifications of the sagittal osteotomy of the mandible. *J Oral Surg*. 1977; 35: 157-159.
8. Farole A. An Intraoral technique for transoral rigid fixation of the sagittal split ramus osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1992; 50 (4): 422-3.
9. Foley WL, Frost DE, Paulin Jr WB, Tucker MR. Internal screw fixation: comparison of placement pattern and rigidity. *J Oral Maxillofac Surg* 1989; 47 (7): 720-3.
10. Goiato MC, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM, Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand*. 2012; 10:1-6
11. Gutwald R, Büscher P, Schramm A, et al.,: Biomechanical stability of an internal mini-fixation system in maxillofacial osteosynthesis. *Med Biol Eng Comp*. 1999; 37(Suppl 2):280.
12. Haug RH, Barber JE, Punjabi AP. An in vitro comparison of the effect of number and pattern of positional screws on load resistance *J Oral Maxillofac Surg* 1999; 57 (3): 300-8.
13. Haug RH, Peterson GP, Goltz M: A biomechanical Evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg*. 2002; 60:71-80.

14. Hasenboehler, E., Rikli, D., Babst, R., 2007. Locking compression plate with minimally invasive plate osteosynthesis in diaphyseal and distal tibial fractures: a retrospective study of 32 patients. *Injury*. 38 (3), 365– 70.
15. Hegtvedt AK, Zuniga JR. Lingual nerve injury as a complication of rigid fixation of the sagittal ramus osteotomy: report of a case. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48 (6): 647-50.
16. Inan O, Kesin B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dent* 1999;8(3):311-6.
17. Kim HC, Essaki S, Kameyama T. Comparison of screw placement on the rigidity of the sagittal split osteotomy: technical note. *J Craniomaxillofac Surg* 1995; 23:54-6.
18. Luyk N H. Principles of management of fractures of the mandible. In: Peterson L J, et al. *Principles of oral and maxillofacial surgery*. Philadelphia: JB Lippincott, 1992, chap. 5, p. 407-434.
19. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*.1955; 34(6): 831-3
20. Martis CS. Complications after mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg* 1984; 42(2): 101-7.
21. Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparation. *J Dent Child*. 1949; 16 (4): 24-8.
22. Odo CH. Análise Fotoelástica da distribuição de tensões ao redor de implantes hexágono externo e cone morse em diferentes sistemas de carga imediata. [Tese]. Piracicaba: UNICAMP/ FOP;2013.
23. Prein J, Rahn B A. Scientific and technical background. In: Prein J, et al. *Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton*. Berling: Springer-Verlag, 1998. chap. 1, p.1-49.
24. Sato, Fábio Ricardo Loureiro. Avaliação mecânica e fotoelástica de diferentes técnicas de fixação interna rígida da osteotomia sagital em avanços mandibulares. / Fábio Ricardo Loureiro Sato. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.
25. Sato FRL, Asprino L, Consani S, de Moraes M. Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *J Oral Maxillofac Surg* 2010; 68: 160-6.
26. Schilli W. Mandibular fractures. In: Prein J et al. *Manual of internal fixation of the cranio-facial skeleton*. Berling: Springer-Verlag, 1998, chap. 3, p. 57-93.

27. Sikes JW, Smith BR, Mukherjee D, et al. Comparison of fixation strengths of locking head and conventional screws. J Oral Maxillofac Surg. 1998; 56:468.

28. Soderholm A, Lindqvist C, Skutnabb K, et al.: Bridging of mandibular defects with two different reconstruction systems. J Oral Maxillofac Surg. 1991; 49:1098.

29. Spiessl, B. New Concepts in Maxillofacial Bone Surgery. New York, NY, Springer-Verlag, 1976.

30. Spiessl B. Rigid internal fixation of fractures of the lower jaw. Reconstr Surg Traumatol. 1972; 13:124-40.

31. Sutter F, Raveh J: Titanium-coated hollow screw and reconstruction plate system for bridging lower jaw defects: Biomechanical aspects. Int J Oral Maxillofac Surg. 1988; 17:267.

32. Tu HK, Tenhulzen D. Compression osteosynthesis of mandibular fractures: a retrospective study. J Oral Maxillofac Surg. 1985; 43(6): 585-590.

33. Turvey TA, Hall DJ. Intraoral self-threading screw fixation for sagittal osteotomies – early experiences. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg. 1986; 1: 243-250.

34. Tuslane JF, Schendel AS. Transoral placement of rigid fixation following sagittal ramus split osteotomy, J Oral Maxillofac Surg. 1989; 44: 651.

35. Uckan S, Schwimmer A, Kummer F, Greenberg AM. Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. Br J Oral Maxillofac Surg 2001; 39: 266-268.

36. 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 Jan-Mar;18(1):45-52.

37. Van Sickels JE, Richardson DA. Stability of orthognathic surgery: a review of rigid fixation. Br J Oral Maxillofac Surg. 1996 Aug;34(4):279-85

Apêndice

PROGRAMA INSTITUCIONAL DE BOLSAS DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA

PARECER SOBRE RELATÓRIO FINAL DE ATIVIDADES

Bolsista: NICOLE MIWA NAKAMUNE OKURA – RA 137175

Orientador(a): Prof.(a) Dr.(a) LUCIANA ASPRINO

Projeto: “*AVALIAÇÃO FOTOELÁSTICA ANGULAÇÃO DE INSERÇÃO DOS PARAFUSOS, EM FIXAÇÃO INTERNA ESTÁVEL, SIMULANDO SITUAÇÕES DE CONTATO ÓSSEO LINEAR E SÁGITAL. ESTUDO IN VITRO*”

Bolsa: PIBIC/CNPq

Vigência: 01/08/2013 a 31/07/2014

PARECER

Relatório de atividades bem elaborado, que contempla satisfatoriamente todas as etapas do projeto de pesquisa.

Conclusão do Parecer: APROVADO

Pró-Reitoria de Pesquisa, 26 de Setembro de 2016.


Mirian Cristina Marcançola
PRP / PIBIC - Unicamp
Matr. 299062