

Análise fotoelástica de implantes estreitos em maxila atrófica: estudo in vitro

Photoelastic analysis of narrow implants in atrophic maxilla: in vitro study

Análisis fotoelástico de implantes angostos en maxilar atrófico: estudio in vitro

Recebido: 27/07/2022 | Revisado: 16/08/2022 | Aceito: 17/08/2022 | Publicado: 04/09/2022

Alberto Sabin Moura Borba

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4690-8837>
São Leopoldo Mandic, Brasil
E-mail: albertoborba@yahoo.com

Mellyna Cavalcante Mendes Borba

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1876-5864>
São Leopoldo Mandic, Brasil
E-mail: mellynacmendes@hotmail.com

Diogo Souza Ferreira Rubim de Assis

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5803-4364>
Universidade Federal do Maranhão, Brasil
E-mail: rubimdiogo@gmail.com

Aylla Mesquita Pestana

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7494-9900>
Universidade Estadual de Campinas, Brasil
E-mail: pestanaaylla@gmail.com

Marcella R. U. Fernandes

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9443-8876>
São Leopoldo Mandic, Brasil
E-mail: marcellafem@hotmail.com

Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3585-0761>
Universidade Estadual de Campinas, Brasil
E-mail: nobilo@unicamp.br

Aguinaldo Silva Garcez Segundo

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2037-7211>
São Leopoldo Mandic, Brasil
E-mail: aguinaldo.garcez@slmandic.edu.br

Resumo

A reabilitação em maxila atrófica traz desafios devido à contínua e progressiva reabsorção alveolar e pneumatização alveolar do seio maxilar, o que inviabiliza a reabilitação com implantes de tamanho convencional. Uma das alternativas para estes casos é a utilização de implantes estreitos. Assim, o objetivo do presente estudo foi verificar a viabilidade dos implantes estreitos na reabilitação total da maxila atrófica. Utilizou-se do método da análise fotoelástica, confeccionando-se seis grupos: GC1 (4.1 mm x 10.0 mm), GC2 (4.1 mm x 12.0 mm), NC1 (3.3 mm x 10.0 mm), NC2 (3.3 mm x 12.0 mm), SC1 (2.9 mm x 10.0 mm) e SC2 (2.9 mm x 12.0 mm) que foram avaliados no polariscópio circular modelo PTH-A-01 (LPM/FME/UFU) com carga cêntrica, lateralidade esquerda/direita e protrusiva de 5 N. Os modelos foram ensaiados, fotografados e analisados de acordo com as ordens de franjas isométricas. A análise dos padrões de cores e localização auxiliou na interpretação quanti-qualitativa e das tensões dos subgrupos testados oriundos das forças sobre implantes osseointegrados dispostos em arco, tipo reabilitação “all-on-four” em maxila. Os grupos avaliados demonstraram interação positiva com relação ao aumento do diâmetro dos implantes, com diminuição da concentração de tensão para a região dos implantes centrais. Não foi observada diferença entre os grupos no carregamento protrusivo e, em relação aos carregamentos distais, esquerdo as tensões em todos os grupos variaram de baixa a alta. Assim, de forma geral, não foram constatadas diferenças significativas em relação aos implantes estreitos quando comparados aos implantes de diâmetro regular.

Palavras-chave: Maxila atrófica; Implantes estreitos; Análise fotoelástica.

Abstract

Rehabilitation in atrophic maxilla brings challenges due to the continuous and progressive alveolar resorption and alveolar pneumatization of the maxillary sinus, which makes rehabilitation with conventional size implants unfeasible. One of the alternatives for these cases is the use of narrow implants. Thus, the aim of the present study was to verify the viability of narrow implants in the total rehabilitation of the atrophic maxilla. The photoelastic analysis method was used, creating six groups: GC1 (4.1 mm x 10.0 mm), GC2 (4.1 mm x 12.0 mm), NC1 (3.3 mm x 10.0 mm), NC2 (3.3 mm x 12.0 mm), SC1 (2.9 mm x 10.0 mm) and SC2 (2.9 mm x 12.0 mm) that were evaluated in the circular polariscope model PTH-A-01 (LPM/FME/UFU) with centric loading, left/right laterality and 5 N protrusive The

models were tested, photographed and analyzed according to isometric fringe orders. The analysis of color patterns and location aided in the quantitative-qualitative interpretation and tensions of the subgroups tested arising from the forces on osseointegrated implants arranged in an arch, “all-on-four” rehabilitation type in the maxilla. The evaluated groups showed a positive interaction in relation to the increase in the diameter of the implants, with a decrease in the stress concentration for the region of the central implants. No difference was observed between the groups in the protrusive loading and, in relation to the distal loadings, the stresses in all groups ranged from low to high. Thus, in general, no significant differences were found in relation to narrow implants when compared to regular diameter implants.

Keywords: Atrophic maxilla; Narrow implants; Photoelastic analysis.

Resumen

La rehabilitación en maxilar atrófico trae desafíos debido a la continua y progresiva reabsorción alveolar y neumatización alveolar del seno maxilar, lo que hace inviable la rehabilitación con implantes de tamaño convencional. Una de las alternativas para estos casos es el uso de implantes estrechos. Así, el objetivo del presente estudio fue verificar la viabilidad de los implantes angostos en la rehabilitación total del maxilar atrófico. Se utilizó el método de análisis fotoelástico, creando seis grupos: GC1 (4,1 mm x 10,0 mm), GC2 (4,1 mm x 12,0 mm), NC1 (3,3 mm x 10,0 mm), NC2 (3,3 mm x 12,0 mm), SC1 (2,9 mm x 10,0 mm) y SC2 (2,9 mm x 12,0 mm) que fueron evaluados en el polariscopio circular modelo PTH-A-01 (LPM/FME/UFU) con carga céntrica, lateralidad izquierda/derecha y 5 N protrusivos. Los modelos fueron probados, fotografiados y analizados según órdenes de franjas isométricas. El análisis de los patrones de color y ubicación ayudó en la interpretación cuantitativo-cualitativa y las tensiones de los subgrupos probados que surgen de las fuerzas sobre los implantes osteointegrados dispuestos en un arco, tipo de rehabilitación “todo sobre cuatro” en el maxilar. Los grupos evaluados mostraron una interacción positiva en relación al aumento del diámetro de los implantes, con una disminución en la concentración de estrés para la región de los implantes centrales. No se observaron diferencias entre los grupos en la carga protrusiva y, en relación con las cargas distales, las tensiones en todos los grupos variaron de bajas a altas. Por lo tanto, en general, no se encontraron diferencias significativas en relación con los implantes estrechos en comparación con los implantes de diámetro regular.

Palabras clave: Maxilar atrófico; Implantes estrechos; Análisis fotoelástico.

1. Introdução

A perda dos dentes marca o início do processo de reabsorção óssea alveolar, nos sentidos vertical e horizontal, de forma contínua e progressiva. Se esta perda ocorre na maxila, em acréscimo, também ocorre a pneumatização alveolar do seio maxilar, caracterizando-se a maxila atrófica (Gonçalves et al., 2009a)

A reabilitação destes pacientes com maxila atrófica é mais desafiadora pela limitação de espessura óssea, tornando inviável a utilização de implantes de tamanho convencional (Gonçalves et al., 2009a; Menchero-Cantalejo et al., 2011; Monje et al., 2013), e sendo sugerida a utilização de técnicas de enxerto em bloco, implante zigomático, regeneração óssea guiada, elevação da membrana do assoalho do seio maxilar e distração osteogênica, para assegurar a instalação de implantes de diâmetro e comprimento convencionais (Pjetursson et al. 2008; Chiapasco et al., 2006; Queiroz et al., 2015; Rocha et al. 2020).

Porém, além destas técnicas serem mais complexas, elas apresentam uma menor aceitação por parte dos pacientes devido aos riscos envolvidos em relação à razão da morbidade que esses procedimentos ocasionam, além do aumento do tempo e custo para reabilitação implanto suportada (Lai et al., 2013; Monje et al., 2013). Uma alternativa para estes casos em que os pacientes não desejam ou não podem ser submetidos a cirurgias e tratamentos mais invasivos, seria a instalação de implantes estreitos, (Zweers et al, 2013), cujos diâmetros variam de 2.9 mm até 3.74 mm (Degide et al., 2008; Quek et al., 2006).

Alguns estudos sugerem o aumento do risco de fratura na medida da redução do diâmetro do implante, além da diminuição da estabilidade mecânica com consequente aumento do risco de sobrecarga dele (Zweers et al, 2013; Degide et al., 2008; Quek et al., 2006).

Assim, o objetivo deste trabalho foi verificar, por meio de estudo in vitro, a viabilidade da utilização de implantes estreitos na reabilitação total de maxila atrófica, verificando o padrão de distribuição de tensão ao redor dos implantes estreitos frente a uma carga oclusal, e comparando as tensões em diferentes diâmetros de implantes estreitos e regular frente a uma carga oclusal.

2. Metodologia

Delineamento experimental

Foram considerados como fatores de análise a espessura (diâmetro) e o comprimento (altura) dos implantes da marca Straumann, do tipo Cone Morse BLT, com 2.9 mm, 3.3 mm e 4.1 mm de diâmetro e alturas de 10.0 mm e 12.0 mm, estabelecendo-se o total de seis grupos, sendo dois controles, GC1 (4.1 mm x 10.0 mm) e GC2 (4.1 mm x 12.0 mm), e quatro experimentais, NC1 (3.3 mm x 10.0 mm), NC2 (3.3 mm x 12.0 mm), SC1 (2.9 mm x 10.0 mm) e SC2 (2.9 mm x 12.0 mm).

Obtenção dos modelos

Foram utilizados três modelos pré-fabricados em acrílico polido, simulando uma maxila atrófica desdentada, com dimensões retangulares de 15 mm de comprimento, 7 mm de espessura e 15 mm de altura, formando um polígono com 3 planos com ângulos de 135°. Com furadeira de bancada, foram feitos orifícios para posicionar quatro réplicas de implantes osseointegrados (análogos), equidistantes 4 mm entre si, de acordo com os três diâmetros propostos neste estudo.

A matriz acrílica com os análogos incorporados foi submetida a uma moldagem de transferência. Para isto, para cada diâmetro de implante foram acoplados aos análogos transferentes de moldeira aberta, sendo, na sequência, realizada a fixação rígida com haste metálica e resina Paternn (GC-Japan). O conjunto modelo acrílico e transferentes de moldagem foi posicionado no interior de uma caixa plástica (Tupperware) preparada para a etapa de moldagem com silicona industrial Borracha de silicone verde PS (Redelease).

Após o tempo de cura de 24 horas, conforme as orientações do fabricante, foi obtido o molde do modelo inicial em acrílico com os respectivos análogos. Em seguida, o conjunto foi removido do molde e análogos dos implantes foram parafusados diretamente sobre os transferentes de moldagem incorporados no molde, do qual foram obtidos três modelos de gesso tipo IV.

Obtenção das infraestruturas fresadas (CAD/CAM)

Após a obtenção dos modelos em gesso tipo IV com os respectivos análogos dos implantes de diferentes diâmetros (GC, NC e SC), foram obtidas três infraestruturas metálicas em CrCo por escaneamento e fresagem na empresa Straumann-Neodent. Desta forma, as infraestruturas metálicas apresentaram alto grau de passividade sobre os implantes para evitar este viés no estudo e permitir somente a avaliação das tensões ao redor dos implantes após aplicação de carga oclusal.

Sobre as infraestruturas metálicas prontas foram adaptados os análogos dos implantes de cada grupo (GC, NC e SC) e este conjunto foi readaptado na matriz acrílica polida, a qual foi posicionada no interior de um recipiente plástico de moldagem, sendo, em seguida, vertida a silicona industrial Borracha de silicone verde PS (Redelease) e aguardado o tempo de cura de 24 horas, conforme recomendação do fabricante. Este procedimento foi repetido em duplicata para cada grupo, de forma a se obter seis moldes.

Após a presa da silicona, a matriz acrílica polida foi desparafusada e removida do interior do molde. Posteriormente, os implantes de cada grupo (GC, NC e SC) foram parafusados nas respectivas infraestruturas que permaneciam no interior de cada molde.

Obtenção dos modelos fotoelásticos

Para a confecção do modelo fotoelástico foi utilizada resina fotoelástica flexível composta por sistema bicomponente, à base de resina epóxi e endurecedor (Resina Flexível G4 e endurecedor, Polipox Indústria e Comércio LTDA).

Foram utilizadas duas partes em volume da base para uma parte em volume do catalisador, correspondente a 100 g da resina para 37 g do endurecedor. Em seguida, o molde foi preenchido lentamente com a resina fotoelástica, usando uma

seringa descartável de 20 mL e ponta metálica.

Após a inclusão da resina, o molde foi armazenado em um recipiente fechado para proteger o material de impurezas, em suspensão, durante o período de polimerização de 72 horas, recomendado pelo fabricante. Desse modo, foram obtidos 6 (seis) modelos fotoelásticos, translúcidos e livres de tensão, (Markarian et al., 2007; Goiato et al., 2009; Goiato et al., 2009b), apropriados para as análises fotoelásticas subsequentes, representando cada grupo do experimento.

Análise Fotoelástica

Os modelos fotoelásticos, após cura e desinclusão da resina, foram previamente avaliados quanto à presença de gradientes de tensões, denominado “efeito de borda” por meio de um polariscópio circular desenvolvido no LPM/FMEC/UFU (Modelo PTH-A-01). Se identificadas a presença de excesso de bolhas de ar ou alterações no modelo, ele seria descartado e o procedimento refeito.

A análise fotoelástica utilizada neste experimento foi a técnica quasitridimensional, realizada com o auxílio do polariscópio circular, citado acima, em conjunto com uma câmera fotográfica (Canon EOS Rebel XS Digital LSR com lente telephoto Canon EF/100mm 2.8 USM – Canon, Tokio). As três faces dos modelos foram analisadas, sendo as faces planas posicionadas paralelas aos filtros do polariscópio e da lente da câmera fotográfica. A câmera foi posicionada em um tripé para padronização das fotografias.

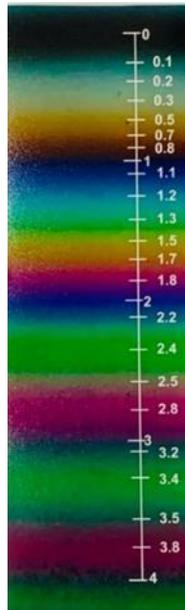
O conjunto fotoelástico foi então, posicionado no centro do polariscópio, que possui uma célula de carga no qual foi aplicada uma força de 5 N, simulando uma contração isométrica (mordida cêntrica). Esta carga foi imposta por um dispositivo metálico previamente confeccionado com toque simultâneo em três partes na infraestrutura metálica.

Posteriormente, foram aplicadas cargas pontuais de mesma intensidade (5 N) nas regiões distais posteriores, lado esquerdo e direito, e uma correspondente à linha mediana. Este procedimento visou simular o toque protrusivo (mastigação).

As tensões provocadas pela aplicação das cargas oclusal, protrusiva e distais, ao redor dos implantes foram representadas pelas franjas isocromáticas registradas após o impacto do dispositivo de carga. Com os registros fotográficos, as franjas puderam ser analisadas e comparadas para identificação da ordem e concentração das tensões cisalhantes ao redor dos implantes, para uma análise fotoelástica qualitativa.

Pelo método fotoelástico, a formação das franjas coloridas evidencia a visualização do comportamento do estresse gerado após a aplicação de uma carga, sendo que as ordens de franja são quantificadas a partir da transição de cores. A determinação do valor de mensuração foi dada em uma ordem de grandeza de 0 a 4 conforme a escala de franjas isocromáticas (Figura 1).

Figura 1 - Relação entre o nível de tensão e número de franjas (Adaptado de Barbosa et al., 2007).



Fonte: Autoria própria.

Para estas análises foi solicitado que um examinador externo devidamente calibrado, realizasse a quantificação das franjas isocromáticas.

Nas imagens foram realizadas a padronização dos pontos para cada um dos implantes seguindo uma mesma referência de localização, ou seja, dois pontos na região cervical e outros dois pontos próximos ao ápice dos implantes, na mesial e distal.

A Tabela 1 sintetiza a classificação da intensidade das tensões a partir da análise qualitativa das ordens de franja (Barbosa et al. 2007). Os resultados foram descritos em razão da natureza da carga (oclusal, protrusiva e distal) para cada um dos grupos.

Tabela 1 - Classificação da intensidade das tensões a partir das ordens de franja.

ORDEM DE FRANJA	COR DA TRANSIÇÃO	INTENSIDADE
0	Preta	Baixa
1	Vermelha/azul	
2	Vermelha/verde	Moderada
3	Roxo	
4	Roxo/verde	Alta
5	Roxo/verde	

Fonte: Autores.

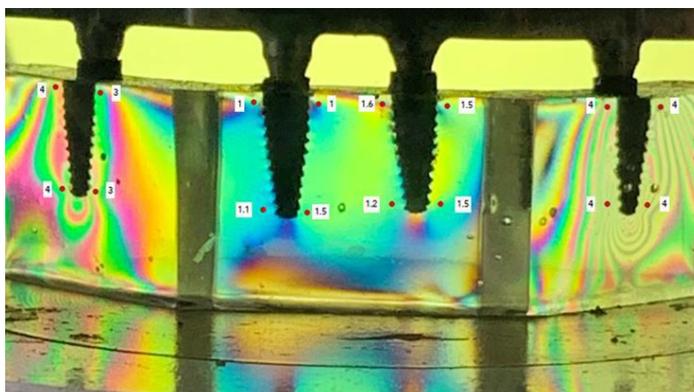
3. Resultados e Discussão

Análise do carregamento oclusal

A análise do modelo fotoelástico do GC1 frente à carga oclusal total de 5N apresentou moderado nível de tensões ao redor dos implantes centrais, na ordem de franja variando entre 0,8 e 3, concentrando especialmente nas regiões apicais do implante distal esquerdo (N=4), enquanto o GC2 apresentou alto nível de tensões ao redor dos implantes centrais, na ordem de franja variando entre 0,8 e 3, concentrando especialmente nas regiões apicais dos implantes distais esquerdo e direito (Figura 2

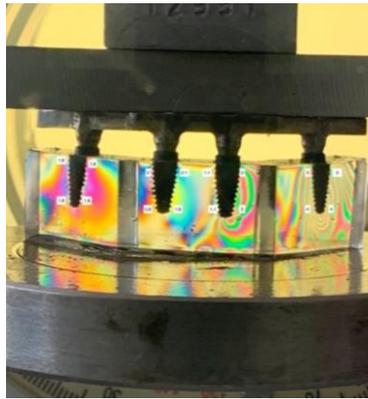
e Figura 3).

Figura 2 - Geração de estresse produzido no GC1 após carregamento oclusal,



Fonte: Autoria própria.

Figura 3 - Geração de estresse produzido no GC2 após carregamento oclusal.



Fonte: Autorial própria.

O NC1 apresentou baixo nível de tensões ao redor dos implantes, especialmente nos dois implantes centrais, ordem de franja variando entre 1 e 1,6. Nas regiões posteriores houve maior concentração das tensões especialmente nas regiões distais do implante distal direito (4), e ao longo de todo implante esquerdo, na ordem de franja 4 (Figura 4).

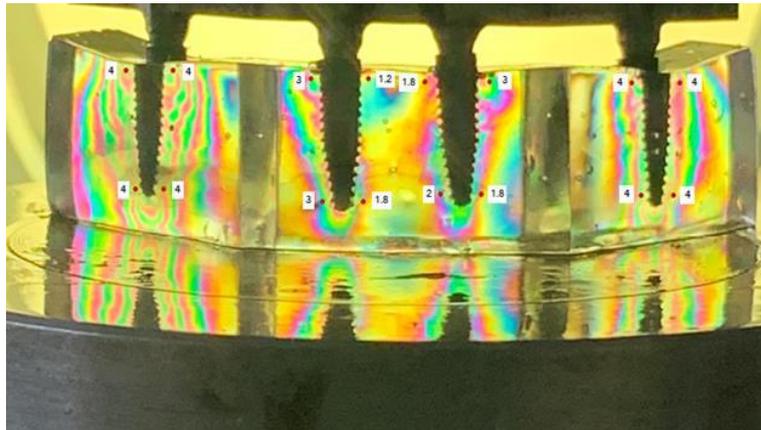
Figura 4 - Geração de estresse produzido no NC1 após carregamento oclusal.



Fonte: Autorial própria.

Já o NC2 apresentou moderado nível de tensões ao redor dos implantes centrais, na ordem de franja variando entre 1,2 e 3, concentrando especialmente nas regiões cervicais/distais e apical distal do implante central direito. Porém, os dois implantes distais apresentaram níveis de tensão mais elevados, ordem de franja 4 em todas as regiões (Figura 5).

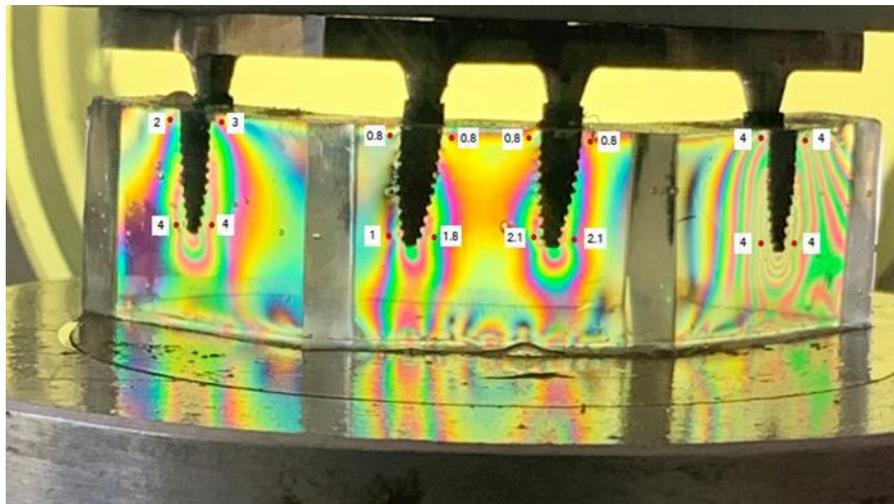
Figura 5 – Geração de estresse produzido no NC2 pelo carregamento oclusal.



Fonte: Autoria própria.

A análise do modelo fotoelástico do SC1 frente à carga oclusal apresentou baixo nível de tensões ao redor dos implantes centrais, com ordem de franja entre 0,8 e 2,1. Nas regiões posteriores houve maior concentração das tensões especialmente no implante distal esquerdo, na ordem de franja 4 (Figura 6).

Figura 6 – Geração de estresse produzido no SC1 pelo carregamento oclusal. Tensões moderadas à mais intensas nos implantes distais



Fonte: Autoria própria.

A análise do modelo fotoelástico do SC2 frente à carga oclusal apresentou baixo nível de tensões ao redor dos implantes centrais, com ordem de franja variando entre 1,2 e 2,1. Nas regiões posteriores houve maior concentração das tensões especialmente no implante distal esquerdo, na ordem de franja 4 (Figura 7).

Figura 7 – Geração de estresse produzido no SC2 pelo carregamento oclusal. Tensões moderadas à mais intensas nos implantes distais.

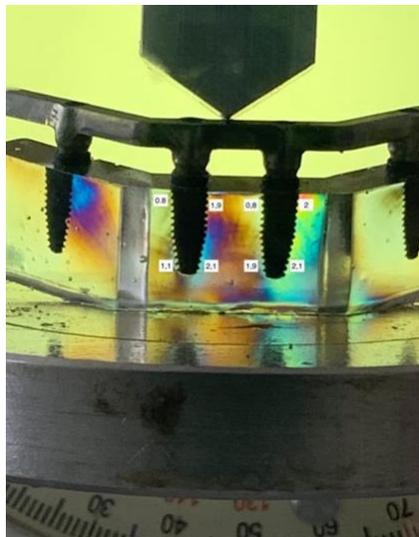


Fonte: Autoria própria.

Análise do carregamento protrusivo

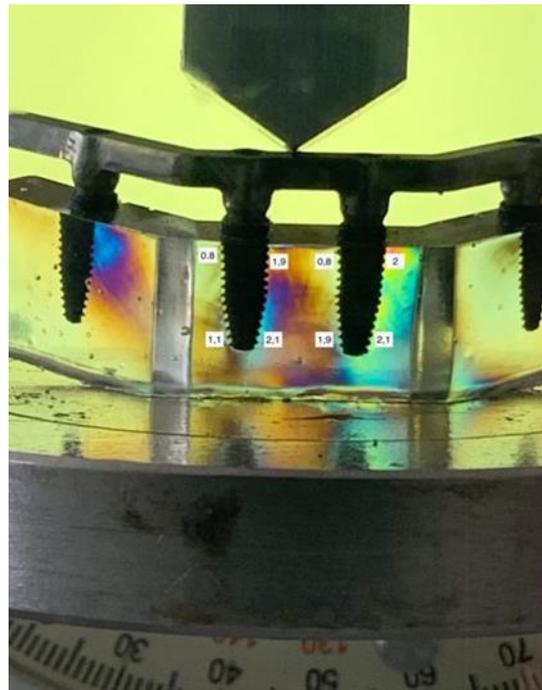
A análise do modelo fotoelástico do GC1 frente à carga protrusiva de 5N apresentou moderado nível de tensões ao redor dos implantes centrais, com ordem de franja entre 0,8 e 3, e o GC2, nível baixo ordem de franja, variando entre 0,8 e 2,1 (Figura 8, Figura 9 e Tabela 2).

Figura 8 – Estresse produzido ao redor dos implantes centrais pelo carregamento protrusivo GC1.



Fonte: Autoria própria.

Figura 9 – Estresse gerado no GC2 pela carga protrusiva.



Fonte: Autoria própria.

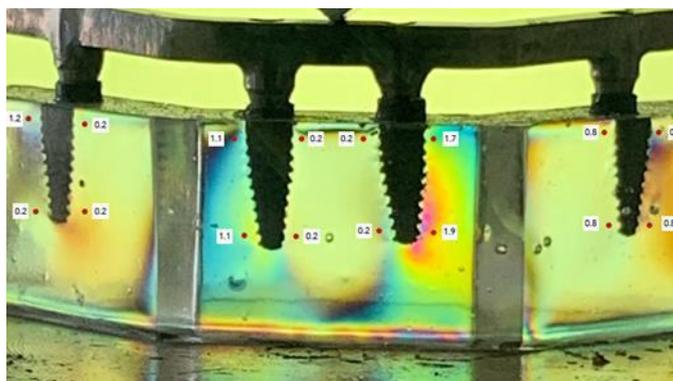
Tabela 2 – Análise das tensões no carregamento oclusal.

CARREGAMENTO OCLUSAL				
Grupo	Ordem de Franja	Implantes	Intensidade	Média
GC1	N=1, N=1,6	Centrais	Baixa	N=2,52
	N=3, N=4	Posterior esquerdo	Alta	
GC2	N=0,8, N=3	Centrais	Moderada	N=2,25
	N=3, N=4	Posteriores	Alta	
NC1	N=0,8, N=4	Centrais	Alta	N=2,86
	N=3, N=4	Posteriores	Alta	
NC2	N=1,2, N=3	Centrais	Moderada	N=3,1
	N=4	Posteriores	Alta	
SC1	N=0,8, N=2,1	Centrais	Baixa	N=2,45
	N=2, N=4	Posteriores	Alta	
SC2	N=1,2, N=4	Centrais	Alta	N=2,92
	N=2, N=4	Posteriores	Alta	

Fonte: Autoria própria.

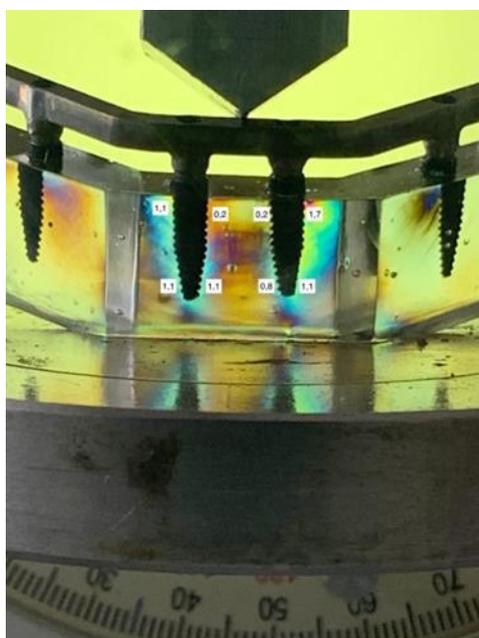
Os grupos experimentais NC1(Figura 10) e NC2 (Figura 11) apresentaram baixo nível de tensões ao redor dos implantes centrais, com ordem de franja número 0,2 e 1,9, e os grupos SC1 e SC2 também apresentaram baixo nível de tensões ao redor dos implantes centrais, com ordem de franja número 0,8 e 1,7 (Figura 12 e Figura13).

Figura 10 - Geração de estresse produzido no GC2 pelo carregamento oclusal.



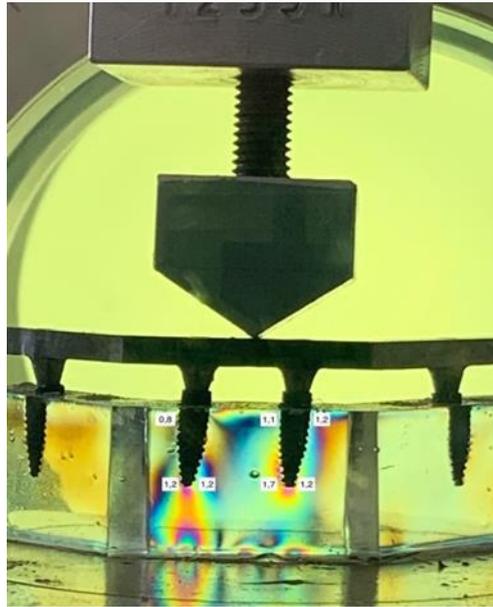
Fonte: Autoria própria.

Figura 11 – Geração de estresse produzido no NC2 pelo carregamento protrusivo.



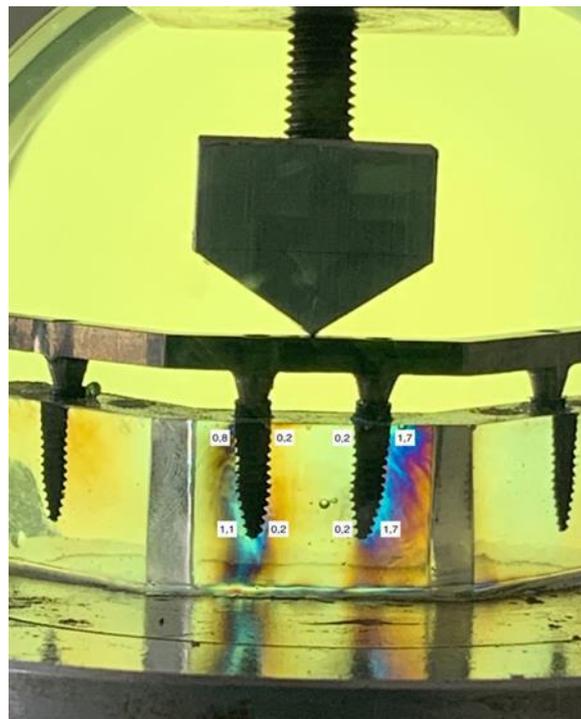
Fonte: Autoria própria.

Figura 12 – Geração de estresse produzido no SC1 pelo carregamento protrusivo.



Fonte: Autorial própria.

Figura 13 – Geração de estresse no grupo SC2 pelo carregamento protrusivo.

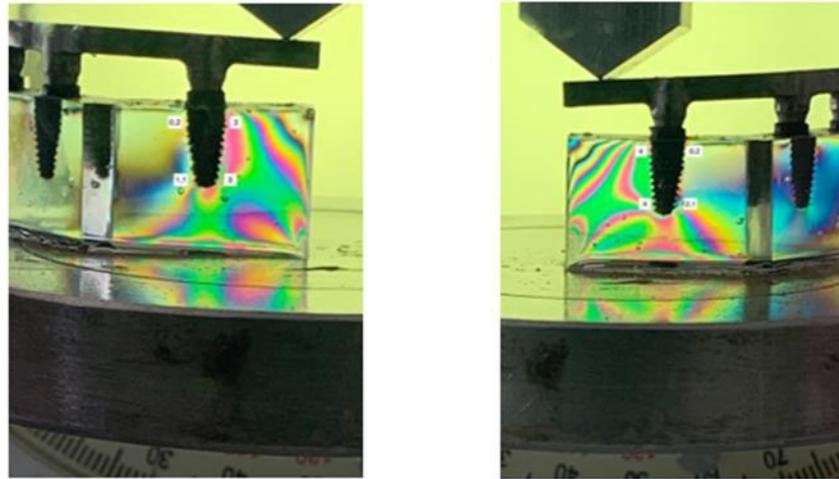


Fonte: Autorial própria.

Análise do carregamento distal esquerdo e direito

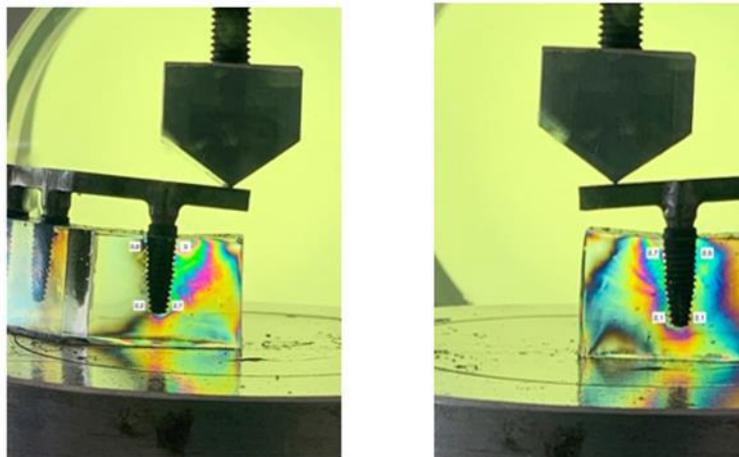
O grupo controle GC1 apresentou, frente às cargas distais esquerda e direita de 5N, nível de tensões moderadas ao redor do implante esquerdo, com ordem de franja entre 0,2 e 3, e alta no implante direito, com ordem entre 0,2 e 4 (Figura 14). Enquanto o grupo controle GC2 apresentou nível de tensões moderadas ao redor dos implantes esquerdo e direito, com ordem de franja variando 0,8 e 3 e 2,1 e 2,7, respectivamente (Figura 15).

Figura 14 – Geração de estresse produzido no grupo GC1 pelo carregamento distal A – esquerdo e B – direito.



Fonte: Autoria própria.

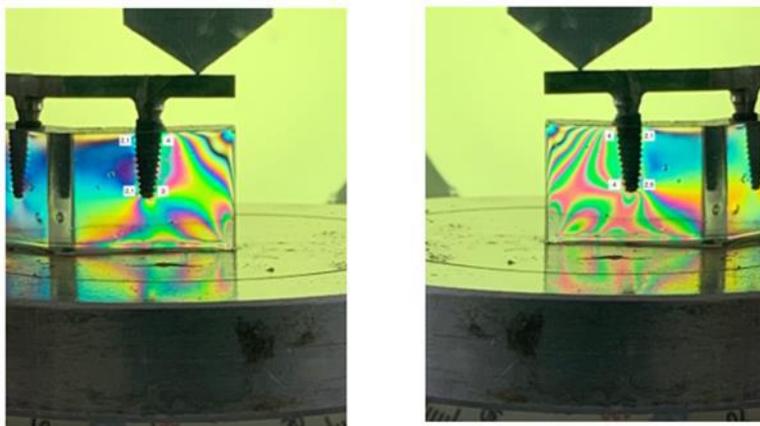
Figura 15 – Geração de estresse produzido no grupo GC2 pelo carregamento distal A – esquerdo e B – direito.



Fonte: Autoria própria.

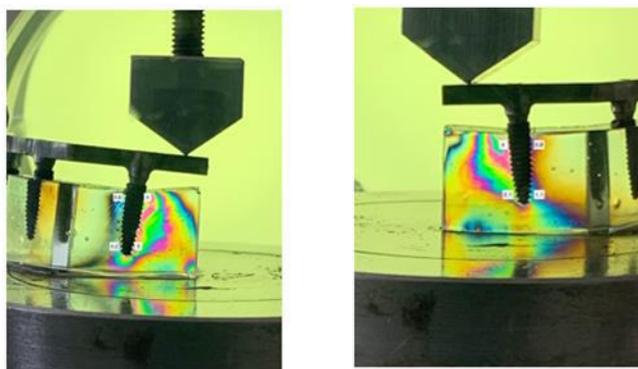
Já o grupo NC1 apresentou nível de tensões mais elevadas ao redor dos implantes, com ordem de franja entre 2,1 e 4 no lado esquerdo e direito, e o grupo NC2, tensões altas ao redor dos implantes esquerdo, com ordem de franja 0,2 e 4 e no direito, entre 0,8 e 4 (Figura 16 e Figura 17).

Figura 16 – Geração de estresse produzido no grupo NC1 pelo carregamento distal A – esquerdo e B – direito.



Fonte: Autoria própria.

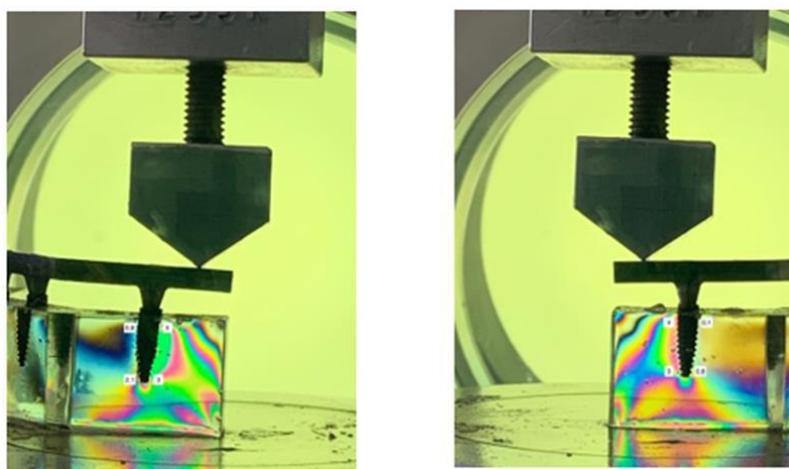
Figura 17 – Geração de estresse produzido no grupo NC2 pelo carregamento distal A – esquerdo e B – direito.



Fonte: Autoria própria.

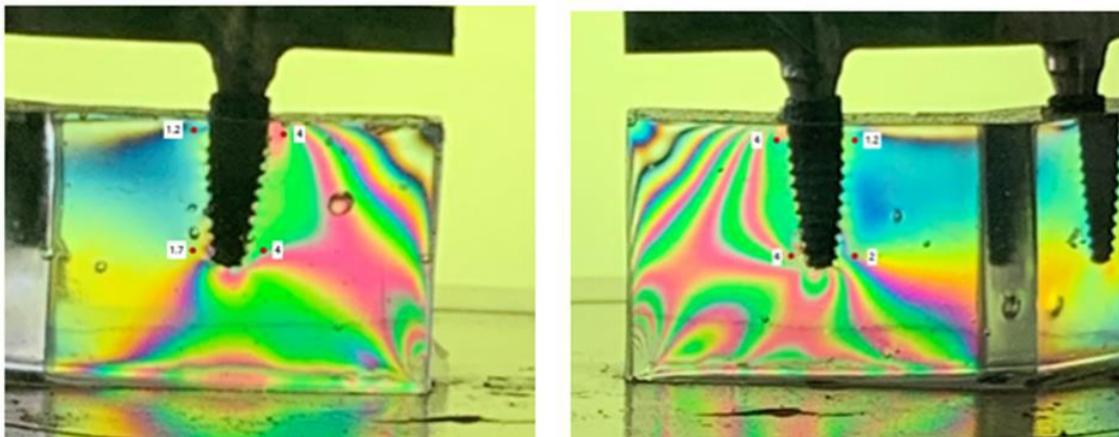
Os grupos SC1 e SC2 (Figura 18 e Figura 19) apresentaram nível de tensões altos nas regiões mesiais, com ordem de franja entre 0,1 e 2,1 e mais elevadas nas regiões distais dos implantes, ordem de franja 4, em ambos os lados analisados.

Figura 18 – Geração de estresse produzido no grupo SC1 pelo carregamento distal A – esquerdo e B – direito.



Fonte: Autoria própria.

Figura 19 - Geração de estresse produzido no grupo SC2 pelo carregamento distal A – esquerdo e B – direito.



Fonte: Autoria própria.

A técnica da fotoelasticidade se mostrou capaz de detectar tensão ao redor dos implantes, concordando com Markarian et al. (2007), Turcio et al. (2009), Assunção et al. (2009), Cariello et al. (2010), de Castro et al. (2013). Nesta metodologia, o modelo é examinado sob luz polarizada, sendo possível a identificação da localização e da tensão pela formação de franjas coloridas, representando a ordem de franja (Assunção et al., 2009; Cariello et al., 2010; Asvanund, Morgano, 2011). Ressalta-se, em contrapartida, que esta técnica trata estruturas heterogêneas e anisotrópicas, como homogênea e isotrópica (Markarian et al., 2007; Assunção et al., 2009; Asvanund, Morgano, 2011).

O modelo fotoelástico utilizado neste estudo procurou representar uma maxila atrofada, pois, foi uma das motivações do presente trabalho investigar a viabilidade da utilização de implantes estreitos na reabilitação total de uma maxila atrofada. Para esse fim, foram comparados implantes do tipo Cone Morse estreitos BLT Straumann de 2.9 mm e 3.3 mm de diâmetro com o convencional de 4.1 mm.

Os resultados observados nesta investigação fotoelástica permitiram uma análise do comportamento das tensões oriundas das forças oclusais cêntricas e das excursões mandibulares de protrusão e lateralidades esquerda e direita, sobre implantes osseointegrados dispostos em arco, simulando uma prótese fixa implanto suportada do tipo “All-on-four” em maxila.

Neste estudo, a análise das tensões fotoelásticas geradas ao redor dos implantes frente ao carregamento oclusal identificou a ordem de franjas variando de 0 a 4, isto é, concentração de estresse do nível zero ao nível elevado. Destaca-se que nos implantes centrais dos grupos GC1 e NC1, e em um implante do GC2, foram observadas concentrações de estresse próximas à nulas, ordem de franja 0,8 a 1,8.

Na análise comparativa dos valores de tensão cisalhante, os grupos avaliados, demonstraram interação positiva com relação ao aumento do diâmetro dos implantes, com diminuição da concentração de tensão para a região do implante centrais.

O uso clínico dos implantes de largo diâmetro são geralmente aceitos em situações que necessitam de tolerância a altas forças oclusais, para substituição de implantes perdidos de diâmetros regulares e para regiões posteriores substituindo dois implantes de diâmetro regular (Ivanoff et al., 1999; Remouard, Nisand, 2006; Degidi et al., 2008).

De maneira geral, o aumento do diâmetro dos implantes, permitiu melhor distribuição das tensões geradas sobre o conjunto, apresentando menores médias tensões cisalhantes, quando comparado aos grupos com implantes de diâmetros estreito (NC= 2,86 e SC= 2,68 – valores de ordem de franja calculados pela média dos 14 pontos em cada modelo fotoelástico). Para os grupos NC e SC, independente da variação de comprimento, houve uma tendência de concentração de tensões moderadas à altas, com ordem de franjas isocromáticas entre 0,8 e 4.

Embora alguns estudos na literatura indiquem a possibilidade de aumento do risco de fratura na medida da redução do

diâmetro do implante, além da diminuição da estabilidade mecânica com consequente aumento do risco de sobrecarga do mesmo, (Comfort et al., 2005; Franco et al., 2009; Yaltirik et al., 2011), há uma escassez das investigações sobre o uso destes implantes em reabilitações extensas do tipo protocolo.

Na análise das tensões produzidas pelo carregamento pontual protrusivo de todos os grupos, foi possível verificar valores de ordem de franja de 0,2 a 1,9, localizados especialmente nas regiões apicais dos implantes centrais.

Já na simulação de carga distal, região de cantilevers, tanto para o lado esquerdo como direito, as ordens de franjas variaram entre 1,2 e 4, sempre com maior tendência de localização nas regiões distais dos últimos implantes. Duyck (2000), em um estudo in vivo, também observou que o carregamento nos braços suspensos possuía efeito de dobradiça, induzindo consideráveis forças compressivas nos implantes adjacentes aos locais de aplicação da força (Ducky et al., 2000).

Foi possível verificar um melhor comportamento fotoelástico para os grupos compostos de implantes de maior comprimento GC2 e NC2 (intensidade baixa). Para os grupos SC1 (N=2,45) e SC2 (N=2,92), houve um discreto aumento na ordem de franja com o aumento do comprimento dos implantes. Independente do comprimento e do diâmetro dos implantes, sempre as regiões apicais apresentaram valores de tensão mais elevados que as cervicais. Tal fato pode ser explicado pela incidência axial dos carregamentos propostos neste trabalho. Também não foi observada influência considerável do diâmetro dos implantes no carregamento em braço suspenso.

O modelo fotoelástico usado, tem limitações ao predizer a resposta do sistema biológico para um determinado carregamento, por ainda não ser encontrado na literatura a quantificação dos limiares fisiológicos de tensão dos diversos tipos de osso humano. Desta forma os resultados deste estudo podem prover uma compreensão mais abrangente sobre os locais de concentração e comportamento das tensões potenciais (Sadowsky, Caputo, 2004). Pesquisas clínicas de longo prazo são imperativas para determinar a influência da tensão observada no nível dos tecidos em função da prótese.

4. Conclusão

A partir do presente estudo foi possível concluir que:

- 1) Os grupos avaliados, demonstraram interação positiva com relação ao aumento do diâmetro dos implantes e diminuição da concentração de tensão para a região dos implantes centrais (carregamento oclusal cêntrico);
- 2) Não foi observada diferença entre os grupos no carregamento protrusivo;
- 3) Na região de cantilevers, as tensões em todos os grupos variaram de baixa a alta, sendo que GC2 e NC2 apresentaram menor tensão cisalhante.

Referências

- Assunção, W. G., Barão, V. A. R., Tabata, L. F., Gomes, É. A., Delben, J. A., & dos Santos, P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1173-1177.
- Asvanund, P., & Morgano, S. M. (2011). Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *The Journal of prosthetic dentistry*, 106(4), 266-271.
- Barbosa, G. A. S., Bernardes, S. R., de Mattos, M. D. G. C., Neto, A. J. F., das Neves, F. D., & Ribeiro, R. F. (2007). Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. *Brazilian Dental Science*, 10(1).
- Cariello, M. P., de Arruda Nóbilo, M. A., Henriques, G. E. P., Mesquita, M. F., Xediek, R. L., & de Lira, A. F. (2010). Implant-supported titanium framework: photoelastic analysis before and after spark erosion procedure. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 9(1), 48-53.
- Chiapasco, M., Zaniboni, M., & Boisco, M. (2006). Augmentation procedures for the rehabilitation of deficient edentulous ridges with oral implants. *Clinical oral implants research*, 17(S2), 136-159.
- Comfort, M. B., Chu, F. C. S., Chai, J., Wat, P. Y. P., & Chow, T. W. (2005). A 5-year prospective study on small diameter screw-shaped oral implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(5), 341-345.
- Castro, G. C. D., Araújo, C. A. D., Mesquita, M. F., Consani, R. L. X., & Nóbilo, M. A. D. A. (2013). Stress distribution in Co-Cr implant frameworks after laser or TIG welding. *Brazilian dental journal*, 24, 147-151.

- Duyck, J., Van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J., De Cooman, M., Puers, R., & Naert, I. (2000). Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clinical oral implants research*, 11(5), 465-475.
- Franco, M., Viscioni, A., Rigo, L., Guidi, R., Zollino, I., Avantaggiato, A., & Carinci, F. (2009). Clinical outcome of narrow diameter implants inserted into allografts. *Journal of Applied Oral Science*, 17, 301-306.
- Goiato, M. C., do Prado Ribeiro, P., Pellizzer, E. P., Idelmo Rangel Garcia, J., Pesqueira, A. A., & Haddad, M. F. (2009). Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(3), 757-761.
- Goiato, M. C., Tonella, B. P., do Prado Ribeiro, P., Ferração, R., & Pellizzer, E. P. (2009). Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(2), 561-564.
- Gonçalves, A. R. D. Q., Da Silva, A. L., De Mattos, F. R., Barros, M. B., & Motta, S. H. G. (2009). Implantes curtos na mandíbula são seguros?. *RGO: Revista Gaúcha de Odontologia*, 57(3).
- Ivanoff, C. J., Gröndahl, K., Sennerby, L., Bergström, C., & Lekholm, U. (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(2).
- Lai, H. C., Si, M. S., Zhuang, L. F., Shen, H., Liu, Y. L., & Wismeijer, D. (2013). Long-term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: a clinical retrospective study of 5–10 years. *Clinical Oral Implants Research*, 24(2), 230-237.
- Markarian, R. A., Ueda, C., Sendyk, C. L., Laganá, D. C., & Souza, R. M. (2007). Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *Journal of Prosthodontics*, 16(2), 117-122.
- Menchero Cantalejo, E., Barona Dorado, C., Cantero Álvarez, M., Fernández Cáliz, F., & Martínez González, J. M. (2011). Meta-analysis on the survival of short implants.
- Monje, A., Chan, H. L., Fu, J. H., Suarez, F., Galindo-Moreno, P., & Wang, H. L. (2013). Are short dental implants (< 10 mm) effective? A meta-analysis on prospective clinical trials. *Journal of Periodontology*, 84(7), 895-904.
- Pjetursson, B. E., Tan, W. C., Zwahlen, M., & Lang, N. P. (2008). A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation: part I: lateral approach. *Journal of clinical periodontology*, 35, 216-240.
- Queiroz, T. P., Aguiar, S. C., Margonar, R., de Souza Faloni, A. P., Gruber, R., & Luvizuto, E. R. (2015). Clinical study on survival rate of short implants placed in the posterior mandibular region: resonance frequency analysis. *Clinical oral implants research*, 26(9), 1036-1042.
- Quek, C. E., Tan, K. B., & Nicholls, J. I. (2006). Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(6).
- Renouard, F., & Nisand, D. (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical oral implants research*, 17(S2), 35-51.
- Rocha, F. K. L., de Jesus, L. G., & de Assis, A. F. (2020). Reabilitação de maxila atrófica com implantes zigomáticos: relato de caso. *Revista da Faculdade de Odontologia-UPF*, 25(1), 96-106.
- Sadowsky, S. J., & Caputo, A. A. (2004). Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(4), 328-336.
- Tiossi, R., De Torres, E. M., Rodrigues, R. C., Conrad, H. J., Maria da Gloria, C., Fok, A. S., & Ribeiro, R. F. (2014). Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 276-284.
- Turcio, K. H. L., Goiato, M. C., Gennari Filho, H., & dos Santos, D. M. (2009). Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(2), 471-474.
- Yaltirik, M., Gökçen-Röhlig, B., Ozer, S., & Evlioglu, G. (2011). Clinical evaluation of small diameter straumann implants in partially edentulous patients: a 5-year retrospective study. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 8(2), 75.
- Zweers, J., Van Doornik, A., Hogendorf, E. A. H., Quirynen, M., & Van der Weijden, G. A. (2015). Clinical and radiographic evaluation of narrow-vs. regular-diameter dental implants: a 3-year follow-up. A retrospective study. *Clinical oral implants research*, 26(2), 149-156.