

JOSÉ PIMENTEL GIRARD

**Avaliação das tensões que incidem sobre próteses totais
suportadas por implantes múltiplos oriundas de diferentes
técnicas de moldagem: análise fotoelástica**

São Paulo
2023

JOSÉ PIMENTEL GIRARD

**Avaliação das tensões que incidem sobre próteses totais
suportadas por implantes múltiplos oriundas de diferentes
técnicas de moldagem: análise fotoelástica**

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas para obter o título de Doutor em Reabilitação em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação em Odontologia

Orientadora: Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá

São Paulo

2023

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Girard, Jose Pimentel.

Avaliação das tensões que incidem sobre próteses totais suportadas por implantes múltiplos oriundas de diferentes técnicas de moldagem: análise fotoelástica / Jose Pimentel Girard; orientadora Dalva Cruz Laganá. -- São Paulo, 2023.

161 p. : fig., tab. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. -- Área de concentração: Reabilitação em Odontologia. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Análise fotoelástica. 2. Materiais dentários. 3. Próteses dentárias. 4. Biomateriais. 5. CAD-CAM. 6. Tecnologias digitais. 7. Planejamento virtual. 8. Implantes dentários. I. Laganá, Dalva Cruz. II. Título.

Girard JP. Avaliação das tensões que incidem sobre próteses totais suportadas por implantes múltiplos oriundas de diferentes técnicas de moldagem: análise fotoelástica. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Reabilitação em Odontologia.

Aprovado em:30/05/2023

Banca Examinadora

Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer

Instituição: Universidade Estadual Paulista - Araçatuba

Julgamento: Aprovado

Profa. Dra Maria da Graça Naclério Homem

Instituição: Faculdade de Odontologia - USP

Julgamento: Aprovado

Profa. Dra Simone Saldanha Ignácio de Oliveira

Instituição: Universidade Federal Fluminense

Julgamento: Aprovado

Dedico este trabalho a todos os profissionais de odontologia que investigam e desenvolvem alternativas inovadoras para tratamentos com o máximo de eficiência.

Aos meus pais Pedro Carlos Girard e Maria Célia Pimentel Girard, além de todos os meus familiares pelo apoio incondicional nessa jornada.

Aos meus tios Carlos Mendes Teixeira (*in memoriam*) e Maria Luiza Girard Teixeira (*in memoriam*), pelo suporte e conselhos preciosos, dos quais jamais esquecerei.

Ao meu grande amigo Francisco Henrique de Souza Barroso e ao meu primo Raimundo Pio Girard Martins, pelo apoio logístico e precioso tempo dispensado.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço a Deus que, com seu infinito amor, me abençoou com paz, sabedoria, inteligência, paciência e fé.

A Nossa Senhora de Nazaré, padroeira dos paraenses, a quem sempre roguei o acolhimento de seu amor de mãe nos momentos mais difíceis.

Aos meus pais Pedro e Maria Célia e todos os familiares, que sempre me apoiaram direta e indiretamente.

Aos meus tios, Carlos (*in memoriam*) e Maria Luiza (*in memoriam*), que apesar da distância, sempre se fizeram presentes, aconselhando e orientando na tomada de decisões importantes.

À querida secretária Coraci Aparecida de Moraes, pelos muitos conselhos.

Ao Professor Dr. Antônio Carlos Lorenz Sabóia, que me deu acesso às novas tecnologias, além do suporte necessário para o desenvolvimento das mesmas.

A um exemplar funcionário, Alcimar Jorge Ambrósio, cuja dedicação a essa instituição e aos alunos merece ser sempre lembrada.

Aos meus irmãos de coração Francisco Henrique de Souza Barroso e Raimundo Pio Girard Martins, que sempre deram suporte logístico para que todas as atividades pudessem acontecer.

À minha nobre orientadora, Professora Titular Dalva Cruz Laganá, que me acolheu e acreditou no meu potencial, contribuindo com sua experiência profissional e pessoal de forma excepcional no desenvolvimento de minhas atividades. Mesmo em momentos difíceis, polêmicos, de discordância e de imprevistos causados pelos acontecimentos mundiais, que causaram atrasos e problemas logísticos, se manteve perseverante e com sua altivez e postura profissional, demonstrou-se carismática, colaborativa e compreensiva. Dando a referida importância aos detalhes que proporcionaram considerar todos os pontos pesquisados em seus pormenores, tornando a atividade de pesquisa extremamente interessante e produtiva. Jamais esquecerei tal dedicação e carinho.

AGRADECIMENTOS

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio, na forma de fomento, para a realização deste trabalho.

À Universidade de São Paulo, na pessoa de seu Reitor, Professor Dr. Carlos Gilberto Carlotti Júnior, pelo importante suporte institucional.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, na pessoa de seu Diretor, Professor Dr. Giulio Gavini, por promover com excelência a formação de seus alunos.

Ao Presidente da Comissão de Pós-Graduação, Prof. Dr. Cláudio Mendes Pannuti, e ao Programa de Ciências Odontológicas, representado pelo Professor Dr. Giuseppe Alexandre Romito, pelo nível de excelência do programa.

Aos Secretários de Pós-Graduação, Cátia Tiezzi dos Santos e Fernando Nunes Moreira, pelo excelente trabalho que desenvolvem.

À Glauci Elaine Damásio Fidelis, pelo empenho no suporte bibliográfico.

Ao Departamento de Prótese, representado pelo Professor Dr. Roberto Chaib Stegun, pelo apoio departamental; aos demais professores e técnicos, pelo apoio técnico tão importante para a realização deste trabalho.

Ao Departamento de Biomateriais e Biologia Oral, na pessoa do professor Dr. Rafael Yagüe Ballester, pelo apoio colaborativo; e aos Técnicos Antônio Carlos Lascale e Douglas Nesadal de Souza, pelo suporte técnico.

Ao Departamento de Estomatologia, representado pela Professora Dra. Marina Helena Cury Gallottini, pelo apoio colaborativo; aos Professores Cláudio Mendes Pannuti, Cláudio Costa e demais docentes e técnicos, pela colaboração incondicional.

Ao Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilofaciais, representado pela Professora Dra. Maria da Graça Naclério Homem, pela parceria interdepartamental.

À Seção Técnica de Informática e Audiovisual, na pessoa de Alcimar Jorge Ambrósio, que juntamente com sua equipe sempre deram todo suporte necessário para perfeito andamento tecnológico necessário.

Ao serviço de Documentação Odontológica (SDO), representado por Lúcia Maria Sebastiana Verônica Costa Ramos, que foram extremamente profissionais em suas funções; e aos funcionários brilhantes, que contribuíram de forma ímpar para o desenvolvimento desse trabalho.

Aos demais funcionários da FOUSP, cujo apoio funcional foi indispensável para o desenvolvimento acadêmico e atendimento de pacientes.

Ao Professor Dr. Piero Rocha Zanardi, por sua importante contribuição.

A todos os colegas da Pós-Graduação que trilharam juntos esse caminho.

A todos os pacientes que participaram de todas as atividades clínicas.

À empresa Minérios Ouro Branco Ltda., que disponibilizou insumos, contribuindo grandemente para o desenvolvimento dessa pesquisa.

À Doc Digital Radiologia Odontológica S. S. Ltda., representada por Maurício Pesce Gomes da Costa, que disponibilizou exames diferenciados que contribuíram para o aumento da qualidade desse trabalho.

À KOTA Indústria e Comércio Ltda., que disponibilizou de materiais de alto desempenho, proporcionando desenvolver metodologias de pesquisa com mais assertividade.

À Dentscare Ltda. (FGM Dental Group), que ao disponibilizar produtos com tecnologia avançada, permitiu a execução de grande parte dos procedimentos propostos.

"Não importa o quanto vai custar, o esforço e a dedicação é que te levarão a excelência".

JPG

RESUMO

Girard JP. Avaliação das tensões que incidem sobre próteses totais suportadas por implantes múltiplos oriundas de diferentes técnicas de moldagem: análise fotoelástica [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2023. Versão Corrigida.

A distribuição das tensões em tratamentos que envolvem implantes múltiplos é de extrema importância para garantir a saúde e estabilidade óssea desejável para o sucesso do tratamento proposto. O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento das tensões exercidas sobre próteses totais suportadas por implantes múltiplos, durante o procedimento de moldagem e instalação protética por meio do método fotoelástico. Um modelo mestre mandibular totalmente edentulo tridimensional foi criado a partir do fluxo de trabalho digital, que recebeu 04 implantes do tipo cone morse friccional Arcsys de 3,8mm/13mm para reabilitação com prótese fixa. O modelo mestre foi replicado para criar 03 modelos plásticos com a mesma configuração, que foram divididos em 03 grupos distintos usados para avaliar a fase de moldagem protética: utilizando dispositivos em duas diferentes técnicas de moldagens convencionais (imobilização em 02 fases com dispositivo adaptado e imobilização com dispositivo pré-fabricado) e, a digital (fluxo de trabalho digital). Posterior ao procedimento de moldagem, estruturas metálicas correspondentes às próteses finais foram confeccionadas e instaladas aos seus respectivos modelos, usando os modelos de trabalho resultantes de cada técnica de moldagem. A análise das tensões foi realizada por meio do método fotoelástico com o auxílio de um polariscópio circular e consistiu em analisar as tensões geradas qualitativamente pela incidência e localização, e quantitativamente por sua intensidade. Software específicos compilaram os dados obtidos e um software estatístico comparou os resultados encontrados. A hipótese nula baseou-se que não há diferença quanto à eficiência de 03 tipos de técnicas de moldagens, quando aplicadas em prótese total sobre implantes múltiplos. Os resultados revelaram que não houve incidência de tensões nas regiões apicais durante o procedimento de moldagem para os 03 grupos e que diferenças estatisticamente significativa foram identificadas, quanto à intensidade das tensões, entre os 03 grupos estudados,

porém com valores muito próximos entre si (mediana 3,78; 3,8; 3,64). Concluindo que a distribuição das tensões apresentou diferença entre os quadrantes avaliados ao se comparar as 03 técnicas de moldagem, porém resumidamente equivalentes; não houve incidência de tensão nos quadrantes apicais durante o momento da moldagem, sugerindo não haver implicações clínicas nesta fase de trabalho; houve desproporção das tensões durante o carregamento axial sobre as estruturas metálicas oriundas das técnicas de moldagem, porém não podem ser atribuídas ao ato da moldagem. Apesar das discrepâncias estatísticas encontradas, as mesmas não são clinicamente relevantes, sugerindo que não há diferença clínica significativa entre as técnicas de moldagem avaliadas neste estudo.

Palavras-chave: Análise fotoelástica. Materiais dentários. Próteses dentárias. Biomateriais. CAD-CAM. Tecnologias digitais. Planejamento virtual. Implantes dentários.

ABSTRACT

GIRARD JP. Evaluation of stresses applied to complete dentures supported by implants multiply derived from different impression techniques: photoelastic analysis [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2023. Versão Corrigida.

The stress distribution in treatments involving multiple implants is extremely important to ensure bone stability and the success of the proposed treatment. The aim of this study was to evaluate the behavior of stresses exerted on complete dentures supported by multiple implants, during the impression prosthetic and installation procedure using the photoelastic method. A fully edentulous three-dimensional mandibular master model was created using the digital workflow, which received 04 3.8mm/13mm Arcsys frictional Morse taper implants for rehabilitation with a fixed prosthesis supported by multiple implants. The master model was replicated to create 03 plastic models with the same configuration, which were divided into 03 groups used to evaluate the prosthetic impression phase: using devices in two different conventional impression techniques (immobilization in 02 phases with adapted device and prefabricated device) and, the digital one (digital workflow). After the impression procedure, metallic structures corresponding to the final prostheses were manufactured and installed in their respective models, using the working models resulting from each impression technique. Stress analysis was performed using the photoelastic method with the aid of a circular polariscope and consisted of analyzing the stresses generated qualitatively by incidence and location, and quantitatively by their intensity. Specific software compiled the data obtained and statistical software compared the results found. The null hypothesis was based on the fact that there is no difference in the efficiency of 03 types of impression techniques, when applied in a prosthetic rehabilitation procedure of a total edentulous arch on implants. The results revealed that there was no incidence of tension in the apical regions during the impression procedure for the 03 groups and that statistically significant differences were identified, regarding the intensity of tension, among the 03 studied groups, however with values very close to each other (median 3.78; 3.8; 3.64). Concluding that the distribution of stress showed difference

between the quadrants evaluated when comparing the 03 impression techniques, but briefly equivalent; there was no incidence of tension in the apical quadrants during the impression, suggesting that there are no clinical implications in this phase of work; there was a disproportion of stresses during axial loading on the metallic structures resulting from the impression techniques, but these cannot be attributed to the act of impression. Despite the statistical discrepancies found, they are not clinically relevant, suggesting that there is no clinically significant difference between the impression techniques evaluated in this study.

Keywords: Photoelastic analysis. Dental materials. Dental prostheses. Dental implants. Biomaterials. CAD-CAM. Digital Technologies. Virtual planning.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Imagem representativa do polariscópio circular para análise fotoelástica.....	55
Quadro 4.1 - Relação de materiais que foram usados na pesquisa.....	75
Quadro 4.2 - Relação de equipamentos que foram usados na pesquisa.....	77
Figura 4.1 - A- Modelo mestre (Mm); B- Corpo de Prova (CP), criados no Software 3D Fusion360.....	80
Figura 4.2 - A- Imagem do Mm com as características ideais; B- Imagem do CP usado para testes.....	81
Figura 4.3 - A- Imagem do teste geométrico feito com o auxílio do software Fusion360 (AUTODESK, Estados Unidos).	82
Figura 4.4 - A- Imagem do Mm e do CP na impressora 3D (GTMax, Brasil); B- O Mm e o CP prontos para a usinagem.....	82
Figura 4.5 - A- Imagem do Mm finalizado; B- Imagem do CP finalizado para testes.	83
Figura 4.6 - A- Tomografia; B- Imagens geradas da tomografia.....	84
Figura 4.7 - Planejamento virtual e desenho do guia cirúrgico.....	85
Figura 4.8 - A- Imagem do guia cirúrgico posicionado no CP e o dispositivo e acoplado no delineador com o micromotor; B- Padronização e perfuração com fresa de 3,5mm Ø e limitador de profundidade (FGM, Brasil).	86
Figura 4.9 - A- Perfuração; B- Instalação dos implantes com catraca e torque de 40N; C- Conferência do paralelismo; D- Implantes instalados (FGM, Brasil).	86

Figura 4.10 - Mm com implantes Arcsys (FGM, Brasil) instalados e seus respectivos pilares protéticos posicionados.....	87
Figura 4.11 - A- Projeto do minimisturador; B- Imagem do minimisturador a vácuo pronto.	88
Figura 4.12 - Confeção das coifas de moldagem em CAD/CAM.	89
Figura 4.13 - A- Mm conectado à coifa de moldagem; B- Elastômero manipulado conforme as recomendações do fabricante. C- manipulação com o auxílio de misturador a vácuo; D- Elastômero de moldagem vertido nas formas de moldagem.	90
Figura 4.14 - A- Pesagem da resina fotoelástica; B- Manipulação com o auxílio de minimisturador sob vácuo; C- Resina fotoelástica sendo inserida na coifa de moldagem para a produção do modelo fotoelástico (Girard et al., 2021).....	92
Figura 4.15 - A- Coifas de moldagem com resina fotoelástica inseridas na panela antibolha; B- Imagens da panela antibolha recebendo 25bares de pressão.....	92
Figura 4.16 - Imagem do MF e do CP finalizados.....	93
Figura 4.17 - Imagem dos modelos fotoelásticos MF1, MF2 e MF3 produzidos para a análise fotoelástica.	94
Figura 4.18 - Coifas de moldagem individualizadas, produzidas em CAD/CAM para as moldagens convencionais.....	95
Figura 4.19 - Polariscópio Circular usado para a análise fotoelástica.....	97
Figura 4.20 - A- Imagem do MF sendo analisado inicialmente (Aln0); B- MF exposto à luz intensa para a eliminação do máximo de tensões residuais.	98
Figura 4.21 - MC1: A- Moldagem inicial com silicone espesso; B- Manipulação do silicone fluido; C- Moldagem final; D- Aspecto do molde após a retirada do MF1.	99

Figura 4.22 - Produção de M1 e M2: A- Instalação dos análogos no molde; B- Gesso tipo V inserido no molde; C- Modelo de gesso com os análogos.	100
Figura 4.23 - Produção do M3: A- Scanneamento do MF3; B- Imagem gerada em arquivo STL e fatiada em software de fatiamento de imagem; C- M3 produzido com auxílio de impressora 3D.	100
Figura 4.24 - A- MF1 com os transferentes unidos com fio dental no momento da aplicação da resina acrílica autopolimerizável (F1); B- Dispositivo de moldagem no MF1 produzido para unir os transferentes.	102
Figura 4.25 - Imagens em Anl0 do MF1 (F1): D- Análise do lado direito; F- MF1 vista frontal; E- Análise do lado esquerdo.	102
Figura 4.26 - MF (F1) em Anl2: D- Análise do lado direito; F- MF1 vista frontal; E- Análise do lado esquerdo.	103
Figura 4.27 - A- MF com os transferentes separados com disco de corte; B- Transferentes unidos novamente com uma camada de resina acrílica autopolimerizável (F2); C- Transferentes prontos para moldagem	103
Figura 4.28 - Anl2 do MF (F2): D- Análise do lado direito; F- MF vista frontal; E- Análise do lado esquerdo.	104
Figura 4.29 - A- MF com os imobilizadores posicionados entre os transferentes de moldagem; B- Dispositivo de moldagem no MF2 produzido para MC2.	105
Figura 4.30 - Anl0 do MF (Fu): D- Análise do lado direito; F- MF vista frontal; E- Análise do lado esquerdo.	105
Figura 4.31 - MF em Anl2 (Fu): D- MF analisado do lado direito; F- Vista frontal; E- Analisado do lado esquerdo.	106
Figura 4.32 - MF scaneado em Anl0 (A) e com os scanbody conectados (B).	107
Figura 4.33 - MF em Anl0 (Fu): D- Imagens do lado direito; F- MF vista frontal; E- Lado esquerdo.	107

- Figura 4.34 - MF em AnI2 (Fu): D- MF analisado do lado direito; F- MF vista frontal; E- Analisado do lado esquerdo..... 108
- Figura 4.35 - A- Imagem frontal da barra para fundição (B); B- Vista cervical da barra de fundição com os copings de CoCr conectados..... 109
- Figura 4.36 - A- Imagem dos modelos de trabalho (M1, M2 e Md) usados na confecção das barras protéticas (B1, B2 e B3); B- Base de confecção de B1 e B2 com os copings de CoCr; C- Base de confecção de B3 usando CAD/CAM. 110
- Figura 4.37 - Imagem dos MF com suas respectivas barras protéticas (B1, B2 e B3) com componentes de carga fundidos em peça única..... 110
- Figura 4.38 - Imagens em AnI0 do MF: D- Análise do lado direito, F- MF vista frontal; E- Análise do lado esquerdo..... 111
- Figura 4.39 - - Imagens do MF+B1 em AnI2: D- Imagens do lado direito; F- MF vista frontal; E- Lado esquerdo. 112
- Figura 4.40 - - Imagens em AnI0 do MF: D- Análise do lado direito; F- MF vista frontal; E- Análise do lado esquerdo..... 113
- Figura 4.41 - Imagens do MF+B2 em AnI2: D- lado direito; F- MF vista frontal; E- Lado esquerdo..... 113
- Figura 4.42 - Imagens em AnI0 do MF: D- Análise do lado direito; F- Vista frontal; E- Análise do lado esquerdo. 114
- Figura 4.43 - - Imagens do MF+B3 em AnI2: D- imagens do lado direito; F- Vista frontal; E- Lado esquerdo. 114
- Figura 4.44 - Imagens do MF com franjas de tensão distintas em zonas específicas: A- Apical, M- Média e C- Cervical..... 116
- Figura 4.45 - Imagens do MF com franjas de tensão distintas em quadrantes específicos..... 117

Figura 4.46 - -	Imagens da análise feita com o auxílio do software ImageJ.	118
Figura 4.47 -	Imagens do MF: A - Anl0 com o mínimo de tensões residuais; B- Anl2 com as franjas de tensão distintas; C- Gráfico RGB que confirmam a formação das franjas de tensão, D- Quadrante CD, E- Quadrante CM, F- Quadrante MD, G- Quadrante MM e H- Quadrante A.....	120
Figura 4.48 -	Imagens da análise quantitativa com o demonstrativo de dados que foram considerados por quadrante.....	121
Figura 5.1 -	Gráfico sobre a frequência da incidência de tensão sobre as medidas, agrupadas por quadrante e tipo de moldagem (MC1, MC2, Md) e de carga axial (CA1, CA2 e CA3).....	127
Figura 5.2 -	Tensão nos quadrantes Apical (A), Mésio Mesial (B), Mésio Distal (C), Cervico Mesial (D), Cervico Distal (E) e na soma de todos os quadrantes (F) de acordo com o tipo de moldagem e tipos de cargas axiais	130
Figura 5.3 -	Tensão nos quadrantes Apical (A), Mésio Mesial (B), Mésio Distal (C), Cervico Mesial (D), Cervico Distal (E) e na soma de todos os quadrantes (F) de acordo com o tipo (moldagem e carga)	132
Figura 5.4 -	(A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) ; (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem e carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem e carga) no quadrante Apical através de ANOVA não paramétrico para medidas repetidas.....	134
Figura 5.5 -	(A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3); (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem e carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Mésio Mesial através de ANOVA não paramétrico para medidas repetidas.	136

- Figura 5.6 - (A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) ; (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem ou carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Mésio Distal através de ANOVA não paramétrico para medidas repetidas. 138
- Figura 5.7 - (A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3); (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem e carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Cervico Mesial através de ANOVA não paramétrico para medidas repetidas. 140
- Figura 5.8 - (A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3); (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem e carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Cervico Distal através de ANOVA não paramétrico para medidas repetidas. 142
- Figura 5.9 - (A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) ; (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem e carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) na soma da tensão de todos os quadrantes através de ANOVA não paramétrico para medidas repetidas. 144

LISTA DE TABELAS

- Tabela 4.1 - Variáveis encaminhadas no banco de dados para análise, unidades de medida e tipo da variável. 123
- Tabela 5.1 - Estatística descritiva da incidência de tensão por tipo de tensão, de acordo com o quadrante com número de medidas (n), porcentagem (%) com intervalo de confiança (IC95%) por categoria..... 126
- Tabela 5.2 - Estatística descritiva do comportamento das franjas de tensão por quadrante, de acordo com a técnica de moldagem e carga axial, com média com desvio padrão (DP), mediana com intervalo interquartil (IIQ) e valores mínimo e máximo da variável e teste de associação Kruskal-Wallis e post hoc. 129
- Tabela 5.3 - Estatística descritiva no comportamento das franjas de tensão por quadrante de acordo com o tipo (moldagem ou carga) com média com desvio padrão (DP), mediana com intervalo interquartil (IIQ) e valores mínimo e máximo da variável e teste de associação Kruskal-Wallis e post hoc..... 131
- Tabela 5.4 - Resultados da análise semelhante à ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Apical.. 133
- Tabela 5.5 - Resultados da análise semelhante à ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de carga (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Mésio Mesial... .. 135
- Tabela 5.6 - Resultados da análise semelhante a ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Mésio Distal... .. 137

- Tabela 5.7 - Resultados da análise semelhante a ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Cervico Mesial..... 139
- Tabela 5.8 - Resultados da análise semelhante à ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Cervico Distal... 141
- Tabela 5.9 - Resultados da análise semelhante à ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) Na soma da tensão de todos os quadrantes..... 143

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
A	Apical
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
ANOVA	Análise de variância
AnI0	Análise do ponto “0”
AnI2	Análise do ponto “10”
ASTM	American Society for Testing and Materials
B1	Estrutura metálica 01
B2	Estrutura metálica 02
B3	Estrutura metálica 03
CA1	Carga Axial 01
CA2	Carga Axial 02
CA3	Carga Axial 03
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufactured
CAD/CAM	Computer Aided Design/ Computer Aided Manufactured
CD	Cervico Distal
CM	Cervico Mesial
Co-Cr	Cobalto-Cromo
cone morse	Tipo de conexão de implante
CP (s)	Corpo de Prova
CPF (s)	Corpo de Prova Fotoelástico
D	Direito (a)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DP	Desvio Padrão
E	Esquerdo (a)
F	Frontal
F1	Fase 01
F2	Fase 02
FDM	Moldelagem por Fusão e Deposição

FEM	Método de Elementos Finitos
Fu	Fase única
HE	Hexágono Externo
HI	Hexágono Interno
IC	Intervalo de Confiança
IIQ	Intervalo Interquartil
<i>in vivo</i>	em vivo
<i>in vitro</i>	em vitro
Ip1	Implante 01
Ip2	Implante 02
Ip3	Implante 03
Ip4	Implante 04
LED	Luz Eletrônica de Diodo
M	Molar
M1	Modelo de gesso 01
M2	Modelo de gesso 02
M3	Modelo de gesso 03
MC	Moldagem Convencional
MC1	Moldagem Convencional 01
MC2	Moldagem Convencional 02
MD	Mésio Distal
Md	Moldagem Digital
MF (s)	Moldelo Fotoelástico
MF1	Moldelo Fotoelástico 01
MF2	Moldelo Fotoelástico 02
MF3	Moldelo Fotoelástico 03
MM	Mésio Mesial
Mm	Modelo mestre
n	Número de medidas
Ni-Cr	Níquel-Cromo
Overcasting	Sobrefundição
PLA	Ácido Polilático
PM	Prémolar
RPM	Rotações por minuto

RGB	Red Green Blue
Scanbody	Corpo de scanneamento
Scanner	Equipamento de varredura digital para captura de imagem
Scannear	Ato de captura de imagem
Scanneamento	Resultado do ato de scannear
Software	Programa de computador
STL	Standart Tessellation Language
Strain Gauge	Sensor elétrico
TIG	Tungsten Inert Gas
UCLA	Componente para implante
VAS	Escala analógica de avaliação

LISTA DE SÍMBOLOS

μm	Micrômetro
MPa	Mega Pascal
N	Newton
Mm	Micrômetro
$^{\circ}$	Grau
$\frac{1}{4}$	Quarto
mm	Milímetro
lb	Libra
min	Minuto
h	Hora
bar (bares)	Unidade de pressão
Kgf/cm^2	Quilograma-força por centímetro quadrado
g	Gramma
ml	Mililitro
%	Porcentagem
lb	Libra
\varnothing	Diâmetro
$^{\circ}\text{C}$	Grau Celsius
α	alfa

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	33
2	REVISÃO DE LITERATURA	37
2.1	TÉCNICAS DE MOLDAGEM	37
2.1.1	Técnicas de moldagem para implantes	42
2.1.1.1	Técnicas de moldagem convencional para implantes múltiplos	45
2.1.1.2	Técnicas de moldagem digital para implantes múltiplos	47
2.2	PESQUISAS QUE USARAM O MÉTODO FOTOELÁSTICO	53
2.2.1	Análise fotoelástica para implantes múltiplos	60
3	PROPOSIÇÃO	73
4	MATERIAL E MÉTODOS	75
4.1	MATERIAL	75
4.2	MÉTODOS	79
4.2.1	Modelo mestre (Mm) e Corpos de Prova (CPs)	80
4.2.2	Modelo Fotoelástico (MF)	87
4.2.3	Análise Fotoelástica	95
4.2.3.1	Análise 01 (desfecho primário)	98
4.2.3.1.1	<i>Moldagem Convencional 01 – Fio dental/Resina – MC1</i>	101
4.2.3.1.2	<i>Moldagem Convencional 02 – Imobilizador/Resina – MC2</i>	104
4.2.3.1.3	<i>Moldagem Digital – Md</i>	106
4.2.3.2	Análise 02 (desfecho Secundário)	108
4.2.3.2.1	<i>Carga Axial 01 – CA1</i>	111
4.2.3.2.2	<i>Carga Axial 02 – CA2</i>	112
4.2.3.2.3	<i>Carga Axial 03 – CA3</i>	113
4.2.4	Análise das imagens coletadas	115
4.2.4.1	Análise Qualitativa	119
4.2.4.2	Análise Quantitativa	121
4.2.4.3	Análise Estatística	122

5	RESULTADOS	125
5.1	ANÁLISE QUALITATIVA.....	125
5.2	ANÁLISE QUANTITATIVA.....	128
6	DISCUSSÃO.....	145
7	CONCLUSÃO.....	151
	REFERÊNCIAS	153

1 INTRODUÇÃO

Novas tecnologias surgem a cada dia nas práticas profissionais propondo possibilidades inovadoras para solução de problemas e limitações que condutas baseadas em conceitos já estabelecidos ainda apresentam. Porém, para se consolidarem precisam ser acessíveis e, seguindo uma tendência global, sustentáveis, pois no contexto profissional, o objetivo de qualquer intervenção é alcançar a excelência para o que se propõe.

Na odontologia, o fluxo digital vem sendo incorporado há alguns anos, sendo que sua expansão tem trazido alternativas promissoras para gerar benefícios ao paciente e facilitar o trabalho dos profissionais envolvidos. Os tratamentos envolvem ferramentas em uma ou mais de suas fases para reproduzir e simular virtualmente as estruturas anatômicas do paciente, permitindo gerar situações clínicas em ambiente digital.

O conceito CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufactured), que constitui o projeto assistido por computador / fabricação assistida por computador, é um exemplo de fluxo de trabalho digital. Entretanto cabe comparar as novas tecnologias com as práticas já estabelecidas, traçando um paralelo entre elas, observando os princípios básicos que norteiam as características e o funcionamento do sistema estomatognático, além da condição geral do paciente.

Avaliar o padrão ósseo sob todos os aspectos e o perfil do paciente usando as ferramentas digitais disponíveis, permite que o profissional seja mais criterioso e capaz de diagnosticar com mais assertividade possíveis doenças preexistentes e promover tratamentos mais adequados (De Faria et al. 2019; Girard et al., 2021). Considerando a falta de uma ferramenta ideal que reproduza fielmente as estruturas envolvidas em sua totalidade, qualquer dinâmica inovadora deve propor a realização de um diagnóstico mais preciso, possibilitando planejamentos adequados para cada caso e simulando de forma prévia o resultado final esperado, principalmente em termos de precisão, tempo e satisfação do paciente.

Reabilitações dentárias são intervenções multiprofissionais e integrativas necessárias por diversos motivos, como hábitos inadequados, alimentação e muitas vezes a falta de informação, que resultam em falência parcial e até total do complexo sistema mastigatório. Ao longo dos anos, diversas alternativas de tratamento surgiram para minimizar doenças e promover o reestabelecimento da estética e funções mastigatórias.

A implantodontia pode-se afirmar, foi a grande desencadeadora desse processo devido às dificuldades clínicas e de planejamento apresentadas quando da utilização de implantes. Esse processo apresenta grande efetividade e eficiência trazendo excelentes resultados, colaborando sobremaneira na atuação clínica cirúrgica dos profissionais (Chochlidarkis et al., 2020). Porém, há dificuldades ainda encontradas, sendo inerentes aos próprios sistemas selecionados.

No que concerne ao fluxo digital existem dificuldades, inicialmente no manejo adequado de algumas ferramentas pelo profissional, como também, a necessidade de calibragem frequente dos scanners. Podem ocorrer ainda influências características do meio, como a saliva, o movimento mandibular e a dificuldade de acesso em algumas áreas (Gómez-Polo et al., 2022).

Na fase da reabilitação protética, o ato da moldagem é de extrema importância, pois a reprodução de todas as estruturas, para obter modelos fidedignos e, principalmente, quando envolve implantes dentários, faz a diferença no resultado final (Assif et al., 1999; Pieralini et al., 2008), apresentando implicações clínicas significativas (Karl et al., 2004; Luthard et al., 2006). Os dispositivos e materiais usados podem interferir no resultado final, pois o uso inadequado pode gerar tensões que se somam a outras não previstas durante o fluxo de trabalho, consequentemente levando ao insucesso do tratamento proposto (Lopes-Júnior et al., 2013).

Atendendo a essas necessidades, diversas técnicas de moldagens, materiais e dispositivos foram desenvolvidos, sempre objetivando a reprodução com maior precisão possível das estruturas anatômicas envolvidas no processo de reabilitação (Saeed et al., 2020). Nas moldagens envolvendo implantes múltiplos, a técnica convencional usual empregada é a de moldeira aberta (Assif et al., 1999; Vigolo et al., 2004), onde se utiliza uma moldeira individualizada ou não, com orifícios

correspondentes à posição dos implantes, que recebem transferentes específicos para a referida técnica. Os transferentes são unidos entre eles com dispositivos e materiais para garantir essa união. Na técnica de moldagem digital, são instaladas ferramentas de referência de scanneamento (scanbody), que são usados para identificar a posição exata do implante.

Fluxos de trabalho envolvendo múltiplos implantes dentários têm o objetivo de se construir uma superestrutura que se conecta aos mesmos promovendo uma melhor distribuição das tensões. Qualquer desadaptação ou desalinhamento da prótese aos implantes tendem a gerar tensões inadequadas ou mal distribuídas que induzem à perda óssea por microfraturas (Cappare et al., 2019). O padrão de tensão que incide sobre os tecidos bucais é uma referência importante. Ocorre diferentemente de acordo com o sexo e é determinado pela relação entre a mandíbula e a maxila, sendo importante a atividade muscular envolvida e pode determinar o perfil facial do paciente durante o seu desenvolvimento (Heckmann et al., 2006; Alikhasi et al., 2018).

Fatores como o ajuste passivo dos componentes protéticos é essencial nessa avaliação pela importante função de manter o equilíbrio mecânico e biológico, o que faz diminuir a carga no conjunto pilar/implante e, por consequência, a redução desta no osso de suporte do implante (Barbosa et al., 2014; Kioleoglou et al., 2018). A maior preocupação clínica é a perda óssea progressiva na região cervical dos implantes, principalmente quando a estética dentária for comprometida (Zanardi et al.; 2015). Deve-se considerar também, que os implantes osseointegrados apresentam menor mobilidade (10 μ m) quando comparados aos dentes naturais (100 μ m). Portanto, a falta de passividade das próteses sobre eles pode aumentar o risco de fraturas diversas, afrouxamento de parafusos e em casos extremos até a perda dos implantes (Barbosa et al., 2014; Chochlidarkis et al., 2020).

Para avaliar as tensões que possam se apresentar na interação entre o implante e os componentes protéticos e a transmissão dessas no tecido ósseo circunvizinho, a fotoelasticidade é um método *in vitro* que permite uma análise muito próxima da realidade clínica. Ele permite avaliar a biomecânica de funcionamento de próteses, seja sobre dentes ou implantes suportadas, observando de forma quantitativa e qualitativa a distribuição de tensões entre os componentes envolvidos.

Tal observação pode ser constatada quando modelos plásticos expostos à luz polarizada recebem tensões mecânicas, que se manifestam experimentalmente sob a forma de franjas coloridas. O modelo fotoelástico é uma simplificação de modelos originais, onde a formação de franjas coloridas permite a visualização do comportamento de tensão (Tiozzi R et al., 2014; Gastaldo JFG et al., 2015).

Avaliar o impacto de novas tecnologias propostas como alternativa ou até substituição de procedimentos já estabelecidos, podem consolidar ou não as mesmas. O padrão de tensão fisiologicamente harmônico é mandatório e deve ser considerado em todas as fases do tratamento. A estabilidade óssea periimplantar pode variar, dependendo do tipo de conexão implante/prótese usada nos implantes.

Neste contexto, a validação científica na avaliação fotoelástica de componentes no momento da moldagem para reabilitação, envolvendo implantes múltiplos, é primordial para entender o impacto de novas tecnologias na modificação de protocolos convencionais já estabelecidos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para melhor desenvolvimento do texto da Revisão da Literatura, foi esta subdividida nos itens: Técnicas de moldagem e Pesquisas que usaram o método fotoelástico.

2.1 TÉCNICAS DE MOLDAGEM

As moldagens em odontologia têm uma ampla gama de aplicações, que vão do fornecimento de modelos para documentação, estudo e planejamento do tratamento ou a comunicação ao paciente e ao protético, até o fornecimento de modelos finais para a produção de restaurações provisórias e/ou definitivas (Hamalian et al., 2011). Um modelo de gesso desenvolvido a partir de uma moldagem física, obtida com um elastômero, como material de impressão, foi o padrão-ouro na fabricação de restaurações quando implantes estão envolvidos. A transferência exata da posição e da angulação dos implantes é um fator crítico para se alcançar o objetivo de uma prótese precisa (Karl et al., 2004; Gjelvold et al., 2016) e o sucesso da reabilitação protética. Várias técnicas e materiais foram descritos para melhorar a transferência com acuidade da posição dos implantes que se encontram na situação clínica e transferir para o laboratório (Karl et al., 2004; Lee et al., 2015).

Ao destacar a importância do procedimento de moldagem, há de se considerar o padrão de tensão que ocorre durante todas as fases do fluxo de trabalho, pois desvios ou distorções que ocorram durante uma ou mais fases do tratamento, podem gerar tensões inadequadas que se somarão às planejadas para os tecidos que sustentarão aparelhos protéticos, comprometendo o resultado final.

Pesquisa realizada por Heckmann et al. (2006), em estudo *realizado in vitro* e *in vivo*, destacaram que apesar dos avanços trazidos pela terapia que envolve reabilitação com próteses implantosuportadas, alguns problemas ainda são identificados, como desajuste de prótese, fratura de componentes e perda de

implante. Com o objetivo de quantificar o grau de tensão no osso de suporte dos implantes, quando este é carregado por supraestruturas cimentadas e parafusadas. Usaram 06 tipos supraestruturas metálicas suportadas por 02 implantes, sendo 03 grupos para prótese cimentada e 03 grupos para prótese parafusada; para cada grupo 10 amostras foram produzidas. Os dados foram coletados usando um equipamento de medidas de acordo com os parâmetros estabelecidos previamente. Com base nos resultados, verificaram que o nível de tensão residual gerado na interface prótese-implante foi de 30MPa e que o grau de tensão semelhante sob o aspecto de carga axial ao redor dos implantes foi de 200N, podendo ser considerado fisiologicamente normal. Concluíram que o grau de tensão gerado no momento da fixação das próteses, cimentadas ou parafusadas, não constitui um risco para o sucesso do tratamento.

Chandran et al. (2010) estudaram 04 tipos de materiais para moldagem convencional. Um modelo metálico em forma de arcada desdentada foi produzido com três pontos de referência, sendo um ponto na linha mediana e dois pontos nas extremidades direita e esquerda respectivamente. Com o auxílio de coifas de moldagem, foram feitas moldagens com 04 tipos de materiais distintos, considerando tempo, armazenamento, e contaminação por umidade. Foram produzidos 04 modelos de gesso; os dados de referência foram medidos 05 vezes cada, e comparados com os dados de referência do modelo mestre. A análise foi realizada empregando 02 métodos distintos para uma avaliação dimensional. Para o método 2D (já estabelecido) foi usado paquímetro digital para medir as distâncias entre os pontos de referência dos modelos de estudo, considerando o valor médio calculado de cada modelo em comparação com as medidas de referência do modelo mestre, quanto à expansão e contração. Para o método experimental foi feita uma varredura tridimensional dos modelos teste e de referência, com o auxílio de um digitalizador 3D laboratorial e um software para esse fim, obtendo assim dados que foram coletados e sobrepostos, e classificados em categorias de empenamento, expansão e contração. Os resultados mostraram que os métodos de análise empregados no estudo, se comportaram dentro do padrão recomendado. Porém, o método 3D, experimental, foi capaz de detectar não só expansão e contração, mas também, precisão e reprodutibilidade, o que pode ser útil em processos que esta avaliação

seja importante para evitar alterações que possam provocar distorções no resultado final.

Uma revisão de literatura foi realizada por Gonçalves et al. (2011) com o objetivo de estabelecer recomendações para controlar a estabilidade dimensional dos elastômeros usados no processo da moldagem. Este fator é tão importante que também Hamalian et al. (2011) revisaram a literatura destacando a importância da estabilidade dimensional das moldagens. Descreveram os mais diversos materiais de moldagem, suas características, vantagens e desvantagens. Concluíram que um material de moldagem ideal ainda é muito difícil de ser eleito por diversas propriedades que o procedimento de moldagem apresenta e que a moldagem digital pode vir a apresentar soluções às limitações atuais.

Ender et al. (2016) compararam a precisão das técnicas de moldagem convencional e digital para arcos totais. Para tanto, 05 pacientes foram selecionados, que foram submetidos a 03 repetições de moldagens para cada uma das 05 técnicas de moldagem convencional e 03 repetições para cada 07 técnicas de moldagem digital. Para as técnicas convencionais os modelos gerados foram digitalizados com um scanner de referência e os dados foram agrupados de acordo com as técnicas de moldagem, tanto das convencionais como das digitais, sendo sobrepostos com um software de qualificação de CAD (Computer Aided Design) que calculou entre 60.000 e 90.000 distâncias por correspondência de moldagem. Os dados foram importados para um software estatístico e foram recalculados em valores percentuais de 10% a 90% das distâncias medidas. Os resultados mostraram diferenças significativas entre as técnicas de moldagem convencional e digital para arco completo. Concluíram que materiais de moldagem de qualidade altamente superior fornecem precisão significativamente melhor que qualquer tipo de moldagem digital para arco completo e que nenhuma vantagem de precisão é obtida ao se scanear uma moldagem convencional para gerar o modelo de trabalho, em substituição do modelo de gesso.

Apesar de o fluxo digital oferecer resultados clinicamente aceitáveis, existem casos em que as técnicas convencionais são mais eficientes (Mandelli et al., 2017). Considerando a região cervical, realizaram um caso clínico, com preparos em incisivos inferiores para receber coroas protéticas. Na sequência, colocaram fios

retratores sobrepostos nas fossas subgingivais das regiões adjacentes aos preparos cervicais, considerando as zonas de emergência gengival. Estes foram removidos e, de imediato, procedeu-se o ato da moldagem, para ambas as técnicas, convencional e digital. Para a moldagem convencional, um scanneamento foi feito na coifa de moldagem com a reprodução negativa dos preparos. As imagens geradas foram comparadas com as imagens geradas da moldagem digital, por um software específico. Pelos resultados, concluíram que a técnica de moldagem para as regiões cervicais são um desafio e que a combinação entre duas técnicas podem oferecer resultados melhores.

Avaliando a reprodutibilidade e a precisão de 09 scanners intraorais, Kim et al. (2018) empregaram modelos de referência de arco bimaxilar, que tiveram elementos dentários individualizados com diferentes procedimentos clínicos. Considerando os arquivos digitais gerados após 10 repetições para cada scanner, os mesmos foram sobrepostos intragrupo e o desvio médio de precisão foi calculado para a análise quantitativa usando um software de inspeção tridimensional. Os scanners foram avaliados qualitativamente, sendo classificados em 03 categorias: o modo de captura de dados; o princípio de captura de dados; a necessidade de revestimento em pó. A reprodutibilidade foi analisada usando pontos de referência pré-determinados e a precisão foi avaliada comparando as imagens intragrupo. Os resultados permitiram concluir que houve diferenças significativas de precisão e reprodutibilidade e que a ferramenta digital e recursos a serem usados, bem com a área a ser moldada, devem ser considerados.

Considerando a importância da captura e reprodução dos pontos oclusais e partindo da premissa que pode haver erros nesse processo, Gintaute et al. (2020) avaliaram três marcas de scanners intraorais, para calcular as diferenças dimensionais e os padrões oclusais resultantes dos modelos gerados a partir desses. Seis modelos superiores e seus antagonistas foram produzidos, simulando em laboratório, 06 diferentes cenários clínicos: um par de modelos totalmente dentado e, os outros 05 pares, seguiram uma sequência de redução de dentes, de acordo com contatos antagônicos predefinidos. Os 06 pares de modelos foram scanneados 05 vezes para cada scanner, por 03 profissionais experientes e calibrados, gerando modelos digitais de arco completo e arquivos de padrão de registro oclusal direito e esquerdo. Foram usados pontos de referência predefinidos

como parâmetro de coleta de dados. Os arquivos gerados foram interpostos e as diferenças foram calculadas com o auxílio de um software personalizado. Os resultados revelaram que houve diferença significativa entre os scanners e que houve distorções no processo de captura nas superfícies oclusais, sendo essas maiores na região posterior. Destacaram a importância de se observar criteriosamente os parâmetros oclusais no momento da moldagem digital.

Chiu et al.(2020), a fim de avaliar a precisão de um scanner intraoral sob diferentes padrões de resolução: alta, padrão e combinada (alta e baixa). Construíram um modelo mestre, sendo que o primeiro molar foi preparado para receber uma coroa de cerâmica, scaneado por um scanner laboratorial de alta precisão e as imagens geradas foram usadas como referência para a análise comparativa de precisão. Um mesmo investigador experiente promoveu as moldagens digitais em 03 diferentes parâmetros de resolução. Foram geradas 60 imagens, sendo 20 para cada padrão definido, e sobrepostas por um algoritmo de melhor ajuste. Em seguida foram avaliadas com o auxílio de um software quanto ao tempo de varredura e o número de triângulos para cada procedimento. Com base nos resultados concluíram que houve diferenças significativas entre os três grupos com relação ao tempo e o número de imagens capturadas e que tais diferenças influenciaram na precisão em diferentes regiões.

Lo Russo et al.(2020) descreveram uma técnica de moldagem digital que usa artefatos acessórios e posicionamento dos scanners conforme a necessidade de captura. Um scanneamento inicial deve ser realizado, seguido da produção em CAD/CAM do dispositivo que fará a conferência e possível reestabelecimento da relação maxilomandibular. Após esta ser definida, um novo scanneamento deve ser realizado com todos os artefatos instalados. As imagens obtidas no formato STL, juntamente com todos os outros dados coletados, irão compor o conjunto de informações necessárias para a realização do tratamento final.

Considerando a hipótese de que as moldagens digitais apresentam algumas vantagens em relação às moldagens convencionais, é importante observar algumas limitações para essa técnica, como as dificuldades clínicas quanto à saliva, iluminação e falta de parâmetros anatômicos. Gómez-Polo et al. (2022), propuseram a descrição da técnica com a utilização de corpos de scanneamento personalizados

(scanbody), usando 02 moldagens digitais: uma inicial usada para a confecção dos scanbody personalizados e, uma segunda, já com os mesmos posicionados na arcada. Dessa forma, foi possível avaliar e corrigir distorções das moldagens digitais e, conseqüentemente, obter modelos de trabalho com mais qualidade para a confecção de próteses dentárias.

2.1.1 Técnicas de moldagem para implantes

Diversas técnicas de moldagem, materiais e dispositivos foram desenvolvidos, sempre objetivando a reprodução com maior precisão possível das estruturas anatômicas envolvidas e da posição dos implantes no processo de reabilitação com implantes dentários (Saeed et al., 2020). Cada implante tem componentes específicos, baseados em suas características geométricas e do sistema que ele compõe. O transferente de moldagem constitui um acessório que permite transferir a posição do implante no momento da moldagem podendo ser basicamente de 03 tipos: Para moldagem convencional os componentes podem ser para moldagem aberta e para moldagem fechada; e para moldagem digital são mais comumente chamados de Scanbody (corpos de scanneamento).

Nas moldagens envolvendo implantes unitários, a técnica convencional de moldeira fechada é normalmente eleita, utilizando uma moldeira genérica e os transferentes são encaixados aos implantes de forma única. Quando os tratamentos envolvem múltiplos implantes, há necessidade de se observar não só a precisão das estruturas a serem reproduzidas e a posição dos implantes, mais a relação entre o número e a equidistância dos implantes que irão compor o aparelho protético. Nas moldagens envolvendo implantes múltiplos, a técnica convencional usual empregada é a de moldeira aberta, onde se utiliza uma moldeira individualizada ou não, com orifícios correspondentes à posição dos implantes, que recebem transferentes específicos para a referida técnica; os transferentes são unidos entre eles com dispositivos e materiais para garantir essa união. Na técnica de moldagem digital, os scanbody são usados como ferramenta de referência de scanneamento para identificar a posição exata do implante até então de forma isolada.

Distorções na qualidade das moldagens têm implicações clínicas significativas (Karl et al., 2004; Luthard et al., 2006). Os dispositivos e materiais usados podem interferir no resultado final, pois seu uso inadequado gera tensões que se somam a outros fatores não previstos durante o fluxo de trabalho, conseqüentemente levando ao insucesso do tratamento proposto (Lopes-Júnior et al., 2013)

A técnica de moldagem digital foi comparada à técnica convencional por Lee et al. em 2015, considerando que a precisão das moldagens digitais são determinantes para sua viabilidade clínica. Avaliaram os desvios volumétricos médios sobre a acurácia e os desvios padrão para determinar a precisão. Para isso, usaram um modelo maxilar de referência com implante, para produzir 30 modelos de gesso, gerados a partir da moldagem convencional e 30 modelos fresados, que foram adquiridos a partir da moldagem digital. 10 pontos predefinidos foram coletados para cada modelo criado e o conjunto de dados foi comparado por um software que fez a análise proposta. As áreas foram agrupadas por cúspides, fossas, contatos Interproximais, eixos horizontal e vertical da posição e angulação do implante. Os resultados mostraram diferenças estatísticas significativas nas fossas e deslocamento vertical da posição do implante entre os modelos estudados, porém, clinicamente aceitáveis. Concluíram que os modelos gerados pela moldagem digital são comparáveis aos modelos gerados pela moldagem convencional.

Em 2015, Lin et al. compararam a precisão dos modelos de trabalho, criados a partir de moldagens convencionais e digitais, quando estão envolvidos implantes. Para isso, 04 modelos mestres de mandíbula, com análogos de dois implantes posicionados na região posterior, foram avaliados: 01 modelo continha os análogos paralelos entre si (0°) e os outros 03, receberam implantes inclinados divergindo em 15° , 30° e 45° , respectivamente. Foram realizadas 10 moldagens para cada modelo mestre, tanto na técnica convencional (grupo controle) como na técnica digital (grupo teste). Os modelos gerados a partir da técnica convencional foram scaneados por equipamento laboratorial e as imagens geradas foram comparadas entre os grupos com o auxílio de software. Os resultados permitiram concluir que a divergência de inclinação entre dois implantes não afeta a precisão nos modelos de trabalho para a moldagem convencional, porém, afeta significativamente a precisão dos modelos de trabalho ao empregar a técnica digital, quando a inclinação dos implantes é maior que 15° .

Koch et al. (2016), calcularam a propagação de erros no processo de confecção de próteses sobre implantes usando o fluxo digital. 30 modelos foram gerados a partir do scaneamento intraoral de uma maxila com 01 implante, o qual representou o modelo mestre. Este modelo mestre mais os 30 modelos fresados foram moldados com o auxílio de um scanner de referência e, o conjunto de dados gerados pelo scanner intraoral do modelo mestre e para a fabricação dos modelos fresados, foram emparelhados com as imagens geradas pelo scanner de referência, com o auxílio de um software de inspeção, alinhados e usando um algoritmo de melhor ajuste repetido, com base em 18 locais de interesse específicos, que foram agrupados por: cúspedes, crista/fossa, vestibular/lingual, contatos interproximais e posição dos implantes. Um padrão de desvio volumétrico médio foi calculado com o auxílio de um software quanto à acurácia e os desvios padrões de precisão. Concluíram que as variações de software e scanner foram insignificantes. Porém, foram observados erros cumulativos durante o fluxo de trabalho, considerando que a soma de erros pode comprometer a confiabilidade no processo de fabricação da prótese.

Sawase e Kurosshima (2020) avaliaram em uma revisão narrativa os efeitos do uso de scanners intraorais nos tratamentos envolvendo implantes dentários. Selecionaram estudos para moldagens de implantes unitários e múltiplos, sob 03 aspectos: a acurácia, determinada pela precisão e repetibilidade dos resultados gerados pelos scanners; o tempo que cada scanner levou para executar o procedimento; percepção do paciente por uma escala analógica de avaliação (VAS). Concluíram que a acurácia dos scanners depende das ferramentas digitais usadas, da indicação e da condição do paciente e seus resultados podem ser comparados aos obtidos na técnica convencional; quanto ao tempo de operação, as moldagens digitais são eficientes apenas para implantes unitários ou pequenas áreas; em relação à satisfação e preferência, o paciente tende a preferir a moldagem digital quando comparada à moldagem convencional.

2.1.1.1 Técnicas de moldagem convencional para implantes múltiplos

A precisão do ajuste da estrutura metálica de uma prótese sobre implantes é um dos pontos mais críticos para o sucesso do trabalho, que está diretamente relacionado à origem da realização do ato da moldagem e que resultará no modelo de trabalho. A fim de avaliar esse processo, Assif et al. (1999), empregaram três técnicas de moldagem de implantes, com 3 diferentes materiais de imobilização dos transferentes, usando extensômetros. Para isso, um modelo de metal fundido com implantes foi fabricado e, sobre ele, foram executadas três diferentes técnicas de moldagem: resina acrílica autopolimerizável unindo os copings de transferência; resina acrílica de dupla polimerização e com gesso. Para cada técnica foram feitas 15 moldagens com poliéter, com exceção da técnica com gesso, no qual o material de escolha foi o gesso. A precisão dos modelos gerados foi medida em relação à estrutura metálica, confeccionada a partir do modelo mestre, com o auxílio de medidores de tensão, Uma análise de variância múltipla de medidas repetidas foi realizada para testar diferenças significativas entre os grupos estudados. Os resultados mostraram que as moldagens com resina acrílica autopolimerizável e com gesso, apresentaram melhores resultados. Concluíram que para pacientes desdentados totais o material de escolha foi o gesso, pela facilidade de manipulação, tempo reduzido e por ser mais acessível.

A técnica de moldagem mais confiável para Vigolo et al. (2004) seria a de moldeira aberta individualizada e os transferentes dos implantes unidos com fio dental envolvidos com resina acrílica autopolimerizável. Na tentativa de comprovar esta premissa, criaram um modelo da maxila desdentado de referência, com 04 implantes de conexão interna. Sobre este, realizaram 45 moldagens com poliéter, em 03 grupos de moldagem, 15 para cada grupo: grupo com moldagem de copings individuais; grupo com moldagens dos copings unidos com fio dental impregnado com resina acrílica autopolimerizável; grupo com os copings aerotransportados previamente e revestidos com adesivo de moldagem recomendado pelo fabricante. Todos os modelos gerados foram examinados por um único examinador, que foi calibrado e cegado para avaliar a precisão da posição do implante com o auxílio de um projetor de perfil. Dos resultados, foi realizada a análise de variância (ANOVA)

que mostrou diferenças significativas entre os grupos, obtendo os melhores resultados aquele onde os copings foram unidos com resina acrílica autopolimerizável.

Para determinar a precisão dimensional oriunda de diferentes técnicas de moldagem, Cabral e Guedes (2007) testaram 04 técnicas de moldagem aplicadas quando envolvem implantes: uma técnica de moldeira fechada, que usou transferentes cônicos individuais e, três técnicas de moldeira aberta, sendo que uma delas usou transferentes quadrados individualizados e, nas outras duas foram usados transferentes quadrados unidos entre si, porém com diferentes formas de imobilização (um estágio e dois estágios respectivamente). Um modelo mestre com 02 implantes foi moldado 15 vezes para cada técnica respectivamente. Os modelos de trabalho gerados foram analisados individualmente por 03 vezes com um projetor de alta resolução para calcular as distâncias médias em milímetros. Os resultados estatísticos mostraram que, embora não tenham apresentado diferenças estatísticas significantes, a técnica de moldeira fechada apresentou o pior desempenho e a técnica de moldagem aberta, com imobilização feita em dois estágios, a que apresentou os melhores resultados. Portanto, concluíram que esta técnica pode minimizar os efeitos de contração no processo de moldagem.

Wöstmann et al. (2008), analisaram a influência da técnica de moldagem e do material usado na acurácia dos modelos de trabalho quando envolve tratamentos com implantes múltiplos. Para tanto, criaram um modelo mestre desdentado total da maxilar, contendo 04 implantes, que receberam 03 pinos metálicos, usados como pontos de referência para padronizar as coordenadas de análise, com o auxílio de um microscópio. 60 moldagens foram realizadas, sendo 02 técnicas distintas de moldagem convencional (Pick-up e Reposição respectivamente), empregando 03 diferentes materiais. Com as coordenadas definidas previamente, cada modelo de trabalho foi avaliado quanto ao ângulo axial do implante. Concluíram que a escolha da técnica de moldagem e o material empregado podem influenciar na transferência da posição do implante no modelo de trabalho.

Nakhaei et al. (2015) calcularam a precisão tridimensional de diferentes técnicas de moldagem convencional para implantes múltiplos. Usando 03 modelos de referência de mandíbula desdentada, com 04 implantes paralelos entre si. Cada

modelo de referência foi moldado 07 vezes pelo método de moldeira aberta e 07 vezes pelo método de moldeira fechada, perfazendo um total de 42 moldagens. Usando como referência tridimensional os implantes, as medições foram feitas com uma máquina de medição por coordenadas (CMM), por um único operador calibrado. Com base nos resultados concluíram que a técnica de moldeira aberta apresentou resultados mais precisos em comparação à técnica de moldeira fechada.

Punj A et al. (2017) revisaram estudos sobre as técnicas de moldagem, seus materiais e ferramentas disponíveis. Considerando que as moldagens dentárias fazem parte do manejo do paciente em todas as fases do tratamento. Citaram que a odontologia atual gera novidades a cada ano, e procedimentos envolvendo fluxo digital vem se estabelecendo e influenciando a prática profissional. Destacaram que embora os Cirurgiões Dentistas devam estar atualizados sobre novas tecnologias, alguns materiais e técnicas convencionais continuam sendo amplamente usados, havendo a necessidade de revisar o processo de moldagem, garantindo o máximo de informações possíveis, observando os objetivos propostos e o menor desconforto ao paciente.

2.1.1.2 Técnicas de moldagem digital para implantes múltiplos

Papaspyridakos et al. (2016), compararam moldagens convencional e digital para avaliar a acurácia de ambas. Usando um modelo de gesso de uma mandíbula desdentada com 05 implantes, sendo que os 03 implantes mais medianos eram paralelos entre si, o implante proximal esquerdo tinha uma inclinação distal de 10° e o implante proximal direito uma inclinação distal de 15°. Realizaram 10 moldagens digitais e 04 grupos de 10 moldagens convencionais diferentes: transferentes ao nível do implante unidos com resina fotopolimerizável; transferentes ao nível do implante não unidos entre si; transferentes ao nível de pilar unidos com resina fotopolimerizável; transferentes ao nível de pilar não unidos. Os modelos gerados das moldagens convencionais, bem como o modelo mestre, foram digitalizados com um scanner de alta resolução e o conjunto de dados finais, em formato STL de todos os procedimentos, foram comparados com os dados digitais do modelo mestre por

um software para calcular os desvios. Os resultados apresentaram diferenças estatísticas entre as 05 técnicas de moldagem empregadas, porém, as diferenças não foram consideradas clinicamente relevantes. Concluíram que a angulação dos implantes em até 15° não afeta a precisão das moldagens e que as moldagens digitais são tão precisas quanto às moldagens convencionais, sendo a mais precisa das moldagens convencionais, a que usa os transferentes unidos ao nível de implante para pacientes desdentados totais.

Fazendo um paralelo entre as técnicas de moldagem convencional e digital Gjelvold et al. (2016), desenvolveram um estudo clínico randomizado com o objetivo de avaliar o tempo de moldagem, percepção de profissionais e pacientes utilizando uma escala analógica visual (VAS), além de resultados clínicos. Em uma amostragem de 48 pacientes, que foram divididos aleatoriamente em 02 grupos, e 01 profissional treinado e calibrado para desenvolver as duas técnicas utilizadas no estudo. A avaliação clínica das próteses foi feita por 02 profissionais experientes calibrados por uma escala VAS. Todos os dados coletados foram avaliados por um terceiro profissional experiente que não participou dos procedimentos clínicos. Em um grupo foi empregada a técnica de moldagem convencional e, em no outro, a técnica de moldagem digital. Os resultados revelaram diferenças significativas entre as técnicas, revelando que os tempos médios totais foram menores (14:33min) para a técnica digital em relação à técnica convencional (20:42min). O profissional envolvido relatou ser menos difícil o uso da técnica digital e, baseado nos scores obtidos de ambos os grupos, os pacientes preferiram a moldagem digital. Concluíram que a técnica digital seria mais eficiente e conveniente, tanto para o profissional quanto para o paciente, em relação à técnica convencional.

Com o objetivo de validar o uso dos scanners intraorais, Zhang et al. (2016) selecionaram 20 pacientes, que foram moldados pelas técnicas de moldagem digital e convencional. Um paquímetro digital foi usado para medir os modelos de gesso, sendo 08 medidas transversais e 16 anteroposteriores, para calcular o nível de precisão apresentado por esses. Os mesmos parâmetros de medida foram aplicados para os modelos digitais com o auxílio de um software de engenharia reversa tridimensional. Os dados dos dois modelos foram coletados e sobrepostos usando um algoritmo de melhor ajuste e as diferenças médias foram comparadas. Os resultados não identificaram diferenças estatísticas significativas. Concluíram que os

padrões de precisão dos modelos estudados indicam que modelos digitais oriundos das moldagens digitais, são clinicamente aceitáveis para o diagnóstico e planejamento de tratamento em odontologia, podendo substituir os modelos convencionais.

Em 2017, Amin et al. avaliaram um modelo mestre mandibular desdentado total de gesso, com 05 análogos de implantes, para comparar a precisão entre as técnicas de moldagem digital e a convencional. Os análogos posicionados nas extremidades esquerda e direita tinham uma angulação em 10° e 15° respectivamente. Realizaram 10 repetições de moldagem para cada técnica. O modelo mestre e os gerados pela técnica convencional foram digitalizados por um scanner de alta precisão para a captura dos arquivos digitais, usados na comparação entre as técnicas. O conjunto de dados coletados nas três técnicas de moldagem foi comparado com os dados do modelo mestre e os desvios foram registrados como erro quadrático médio. Baseado nos resultados obtidos, concluíram que as moldagens digitais diferem entre si e que as mesmas foram significativamente mais precisas em relação à técnica convencional.

Kamimura et al. (2017), com o objetivo de comparar a reprodutibilidade das imagens 3D nas moldagens convencionais e digitais entre diferentes profissionais, realizaram um estudo clínico com 20 pacientes. Cada paciente foi moldado, usando as técnicas convencional e digital, por dois profissionais com diferentes perfis de experiência clínica (03 e 16 anos respectivamente). Para as moldagens convencionais, os modelos produzidos na técnica de moldagem convencional foram scaneados em laboratório e os arquivos digitais coletados e comparados com os arquivos digitais gerados na técnica de moldagem digital, Os dados coletados foram comparados por um software de avaliação 3D e sobrepostos usando o método de algoritmo de melhor ajuste. Concluíram com base nos resultados que as moldagens digitais apresentaram reprodutibilidade superior em comparação às moldagens convencionais, independentemente da experiência do operador e da condição oral do paciente.

Realizando a técnica de moldagem digital, Vandeweghe et al (2017) avaliaram 04 tipos de scanner intraoral em moldagens de múltiplos implantes, em um modelo de mandíbula humana desdentada, confeccionada em acrílico, onde

foram instalados 06 implantes paralelos entre si, com os scanbodys posicionados um em cada implante. Um scanner laboratorial de alta precisão foi usado para capturar as imagens que foram usadas como referência. Para cada scanner estudado foram feitas 10 moldagens no modelo mestre e as imagens geradas foram transferidas para um software de metrologia para as análises: em veracidade, comparando as imagens geradas em cada grupo teste com as imagens de referência; e em precisão, determinado pelos desvios encontrados entre os diferentes grupos. Os resultados obtidos mostraram diferenças significativas entre os diferentes tipos de scanner quanto à precisão, permitindo concluir que a moldagem digital para implantes múltiplos é uma alternativa viável. Porém, alguns dos scanners estudados não são indicados para esse fim. Observaram também, que a precisão da moldagem pode variar dependendo do tipo de scanner, do tamanho e adaptação do scanbody, da distância entre os implantes e do software empregado.

Com o objetivo de avaliar a acurácia do posicionamento dos implantes no modelo de trabalho, sob os aspectos do efeito da angulação e o seu tipo de conexão, Alikhasi et al. (2018) compararam as técnicas de moldagens convencional e digital, usando 02 modelos maxilares desdentados totais, com 04 implantes, sendo 02 anteriores retos e 02 posteriores angulados. Um modelo recebeu implantes com conexão interna e o outro recebeu implantes com conexão externa. Ambos foram moldados 15 vezes pela técnica digital, cujos modelos virtuais geraram arquivos STL e foram sobrepostos e comparados. Para a moldagem convencional foram empregadas duas formas: a direta e a indireta, que geraram 30 modelos, para cada modelo de referência. Foi empregada uma máquina de medição de coordenadas para medir o deslocamento linear e angular. Com base nos resultados, concluíram que a moldagem digital demonstrou resultados superiores em relação à técnica de moldagem convencional, e que o tipo de conexão e a angulação do implante influenciaram na precisão dos procedimentos convencionais, porém não afetaram a precisão nos procedimentos digitais.

Comparando os fluxos de trabalho convencional e digital sob aspectos clínicos e radiográficos, Cappare et al. (2019) realizaram um estudo clínico randomizado, envolvendo 50 pacientes desdentados totais de maxila, que receberam próteses totais parafusadas e suportadas por 06 implantes. Estes foram divididos em dois grupos aleatórios, sendo que no grupo controle os pacientes foram

moldados pela técnica convencional e, no grupo teste foram submetidos à técnica digital. A análise clínica, que foi feita por um profissional experiente durante 24 meses, avaliou a sobrevivência dos implantes e o sucesso das próteses. Após as fases de diagnóstico e planejamento, os implantes foram instalados. 24 horas após o ato cirúrgico, próteses provisórias foram instaladas e 04 meses depois, os pacientes foram radiografados (Rx Digital Intraoral). Os dados foram coletados e analisados por um radiologista experiente e cegado, com o auxílio de um software de radiologia. Os dados foram transferidos para a análise com o auxílio de um Software estatístico. Para avaliar a sobrevivência dos implantes, foram usados os seguintes critérios: o padrão ósseo ao redor dos implantes, estabilidade, padrão dos tecidos moles periimplantares, supuração da mucosa, sangramento, índice de placa, dor e profundidade de sondagem de sulco. Os critérios relativos à fase protética foram: o tempo envolvido para as duas técnicas, a precisão da conexão estrutura-implante, a presença de vazios na conexão barra-implante, a supraestrutura e presença de vazios. Os resultados comprovaram clínica e radiograficamente não haver diferenças significativas entre os dois grupos. Concluíram, portanto, que a precisão e a previsibilidade resultante do uso da técnica de moldagem digital a tornam uma alternativa confiável nos tratamentos de reabilitação oral envolvendo implantes dentários.

A precisão tridimensional de moldagens convencionais e digitais, para duas distâncias interimplantares em arcos superiores desdentados foi objeto de estudo de Tan et al. (2019). Produziram dois modelos mestres maxilares desdentados completos, sendo: um com 06 implantes e outro, com 08 implantes. Avaliaram 06 técnicas distintas de moldagens convencionais e cinco técnicas de moldagens digitais, sendo feitas 05 repetições para cada técnica empregada. Uma máquina de medição de coordenadas foi usada para definir as posições do centroide no nível da plataforma do implante, cujas diferenças foram comparadas. As diferenças encontradas foram calculadas por um software. Os resultados mostraram que não foi possível calcular com precisão os desvios globais angulares. Observaram ainda que a menor distância interimplantar pode reduzir as distorções lineares globais para as técnicas intraorais, porém, não afetam as moldagens digitais laboratoriais, nem as moldagens convencionais. As técnicas convencionais se apresentaram com melhor precisão.

Considerando o desenvolvimento da tecnologia 3D e o aumento do uso das mesmas, Aswani et al. (2020) revisaram estudos que utilizaram a moldagem digital para avaliar a precisão dos scanners intraorais e o efeito das variáveis no resultado final. Os trabalhos selecionados consideraram: o tipo de estudo, o modelo de referência, o tipo de scanner e a acurácia. Concluíram que mesmo havendo uma diferença estatística significativa nos resultados, a precisão entre eles parece ser promissora e comparável às técnicas convencionais, apesar de a utilização dos dispositivos digitais ainda estejam sujeitos a erros.

Em um estudo prospectivo realizado por Chochlidarkis et al. (2020) foram selecionados e tratados 16 pacientes desdentados totais de maxila, os quais receberam de 04 a 06 implantes. Dois meses após o ato cirúrgico, os arcos dentários foram moldados, tanto pela técnica convencional como pela técnica digital, na mesma consulta. Os modelos de trabalho obtidos pela técnica convencional foram scaneados por um scanner laboratorial e as imagens em formato STL foram coletadas e agrupadas com os arquivos STL gerados da moldagem digital para serem avaliados. Primeiramente a avaliação foi sobre a acurácia entre os scanners usados e, secundariamente sobre o efeito do número de implantes na precisão das moldagens 3D. Com base nos resultados obtidos, concluíram que houve uma correlação positiva entre o número de implantes e desvios tridimensionais, porém sem significância estatística. As moldagens convencionais e digitais de arco completo estão dentro de um limiar aceitável validando o fluxo de trabalho digital como uma alternativa viável.

Uma revisão sistemática com metanálise de estudos *in vitro* e estudos clínicos para investigar a acurácia em relação aos desvios globais entre as moldagens convencionais e as moldagens digitais foi realizada por Papaspyridakos et al. (2020). Foram considerados estudos que realizaram as moldagens de desdentados totais que receberam implantes dentários. Dados possíveis de serem comparados foram identificados e coletados nos estudos. Foi considerado o desvio global tridimensional entre as moldagens convencionais e digitais de modelos mestres apenas dos estudos *in vitro*. Os resultados permitiram que fosse feita uma meta-análise, concluindo que as moldagens digitais possuem maior precisão em relação às moldagens convencionais, porém tais diferenças não foram estatisticamente significativas.

Pesquisa realizada por Farhan et al. (2021) comparou a precisão entre as técnicas convencionais e digitais usando um modelo mestre mandibular, com quatro implantes e os respectivos, scanbodys. Como ponto de referência, criaram um orifício e o modelo foi scaneado. As imagens geradas fizeram parte do grupo controle e foram usadas como referência para comparar as imagens resultantes das moldagens digital e convencional dos grupos testes. A moldagem convencional foi subdividida e dois procedimentos distintos foram empregados para obter os modelos de gesso. Estes foram scaneados por um scanner de laboratório e as imagens geradas em formato digital foram coletadas. Os 04 parâmetros previamente determinados foram usados para calcular a precisão dimensional das técnicas empregadas (grupos teste) em comparação com o grupo controle. Após múltiplas comparações, os resultados mostraram diferenças significativas entre as técnicas e sendo que a moldagem digital mostrou-se mais precisa quando comparada às técnicas convencionais.

2.2 PESQUISAS QUE USARAM O MÉTODO FOTOELÁSTICO

O comportamento de tensões nas estruturas do complexo sistema estomatognático pode ser analisado em simulações laboratoriais. Entre as metodologias aplicadas para essa finalidade, destaca-se a fotoelasticidade, que utiliza materiais com características físicas para a produção de modelos fotoelásticos, que permitem identificar as tensões geradas nas áreas circunvizinhas às estruturas, nas mais diferentes situações de carregamento mecânico. Na odontologia é amplamente empregada, se consolidando a partir do estudo de Glickman et al. (1970). Estes aplicaram o método fotoelástico para avaliar as tensões em simulações laboratoriais do periodonto de sustentação, comparando os resultados obtidos com cortes histológicos de regiões periodontais em condições similares. A técnica digital e materiais usados em impressão 3D, desenvolvidos para tratamentos odontológicos, têm se associado ao método fotoelástico contribuindo para avaliar o comportamento das tensões que atuam sobre estruturas protéticas sobre dentes e sobre implantes, de forma visual e em tempo real, quando estas

estão sujeitas a cargas mecânicas, permitindo inclusive a captura das imagens (Abrão et al., 2018).

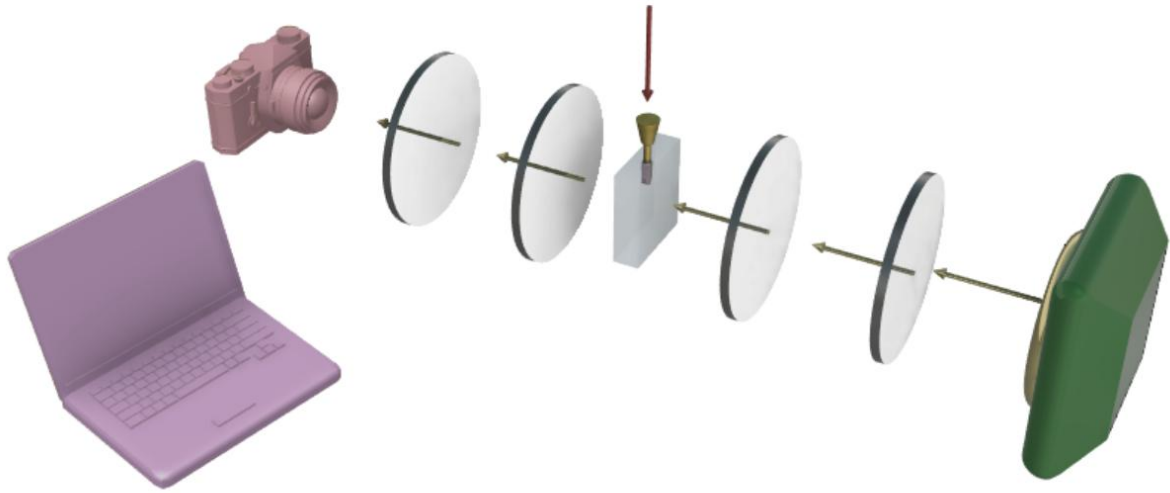
O modelo fotoelástico, ao sofrer carga mecânica, as reações nas estruturas podem ser visualizadas e capturadas na forma de franjas coloridas, podendo ser classificadas de acordo com o vetor de propagação de luz e que podem ser avaliadas de forma qualitativa e quantitativa (Laganá e Zanneti, 1995; Phillips, 2000; Cehreli et al, 2004; Aguiar Júnior et al., 2013).

A análise qualitativa é possível obtendo-se o registro isocromático gradual no momento de carregamento de forças sobre o modelo, quanto a sua incidência, magnitude e localização; a análise quantitativa pode ser obtida quanto aos valores de intensidade e a frequência do surgimento das franjas coloridas.

Dispõem também, atualmente, de alternativas inovadoras e confiáveis que tornam as análises muito mais precisas, como relata Girard et al. (2021) em seu estudo, descrevendo técnica inovadora para a produção de modelos fotoelásticos que incorpora equipamentos otimizados e ferramentas digitais ao processo.

O método fotoelástico emprega recursos e equipamentos que transformam a luz branca em luz polarizada. Esta, ao atravessar corpos transparentes específicos submetidos à tensão mecânica produzem franjas coloridas, cuja propriedade física é chamada de birrefringência. O Polariscópio Circular, composto de lentes polarizadoras, analisadoras e placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda, é o equipamento que permite a realização da análise (Figura 2.1). Sua função é polarizar de forma circular a incidência de luz sobre o objeto.

Figura 2.1 – imagem representativa do polariscopio circular para a análise fotoelástica



Fonte: O autor.

Com o objetivo melhor entender os métodos de análise de tensão disponíveis, Pesqueira et al. (2014) revizaram estudos que usaram 03 métodos de análise de tensão disponíveis: elementos finitos (FEM); Strain Gauge e o da fotoelasticidade. Todos apresentam vantagens e desvantagens, sugerindo a possibilidade de uma combinação entre ambos. O método fotoelástico destaca-se pela capacidade de permitir a visualização em estruturas complexas, como as estruturas orais, além da observação dos padrões em todo o modelo em tempo real de forma bidimensional e até tridimensional; que permite o pesquisador localizar e quantificar a magnitude das tensões. Concluíram que métodos numéricos de análise de tensões estimam o nível das mesmas com alta precisão em termos de intensidade e localização e que uma combinação entre os diversos métodos é possível.

Pellizzer et al. em 2014 avaliaram a distribuição de tensões usando diferentes sistemas de implante pelo método fotoelástico, destacando que a forma de como as tensões serão transferidas dos implantes para os tecidos adjacentes depende de alguns fatores como: desenho do implante; presença ou ausência de roscas; microarquitetura e composição química da superfície e do tipo de conexão implante/pilar. Usaram 05 modelos fotoelásticos contendo um implante cada e seu respectivo cicatrizador, classificados de acordo com o sistema de implante:

hexágono interno (HI); cone morse/octógono interno; cone morse; cone bloqueado; e hexágono externo (HE). Com o auxílio de uma máquina universal de ensaios, cargas axiais (0°) e oblíquas (45°) foram aplicadas 150N por 10 segundos sobre cada modelo fotoelástico, posicionados em um polariscópio circular. As imagens das tensões foram capturadas por uma máquina fotográfica e usadas para analisar a direção e a intensidade das tensões que se apresentaram na forma de franjas coloridas. As análises foram feitas por um único operador e os resultados revelaram que as franjas de tensão ocorrem distintamente sob os aspectos propostos em três terços: cervical, medial e apical. Concluíram que os implantes cone morse apresentaram a melhor distribuição de tensões em relação aos outros sistemas e a carga oblíqua apresentou maior tensão em relação à carga axial para todos os sistemas de implantes testados.

Zanatta et al. (2014) avaliaram 04 sistemas de implantes com diferentes desenhos de conexão interna: conexão cônica de 15° , conexão triangular, conexão cônica de 11° (cone morse) e hexágono interno. Avaliaram fotoelasticamente as tensões ao redor dos implantes. 04 modelos de resina fotoelástica foram produzidos a partir de um modelo mestre; cada modelo recebeu um implante e sua respectiva conexão. Os modelos foram submetidos a cargas axiais de três intensidades: 100N, 150N e 200N. As áreas cervicais (cervical do implante) dos modelos fotoelásticos foram analisadas. As franjas de tensão formadas foram medidas, sendo calculada uma média e comparadas com o auxílio de um software. Os dados foram comparados com o auxílio de um software estatístico. Na análise fotoelástica, todos os implantes submetidos ao carregamento mecânico apresentaram dissipação das cargas, tanto nas áreas de crista óssea como ao longo de seu eixo, em diferentes níveis, de acordo com o desenho do implante. Porém, à medida que o carregamento foi intensificado, tais diferenças foram mais evidentes em uns e pouco notadas em outros, onde a conexão de 11° apresentou os melhores resultados. Concluíram que o tipo de conexão e o desenho do ombro cortical do implante influenciam na dissipação de forças, sendo a conexão do tipo cone morse a que apresenta a melhor dissipação de força em relação aos outros tipos estudados.

Anami et al. (2015) Considerando a importância de como as forças oclusais vão ser transferidas para a interface osso-implante e que a distribuição não fisiológica dessas tensões podem causar reabsorção óssea, avaliaram a distribuição

das tensões no entorno de implantes osseointegrados com diferentes conexões de cone interno, empregando as metodologias da fotoelasticidade e de elementos finitos. Um modelo de resina epóxi foi produzido e com o método que usa ressonância e imagens DICOM foram criados os dados de referência, que após, foram convertidos em arquivos STL, para a análise de elementos finitos (FEM) com o auxílio de um software. Um modelo impresso em 3D foi criado para a produção de dois modelos fotoelásticos, com diferentes conexões. As franjas de tensão foram capturadas com máquina fotográfica e convertidas em imagens para serem analisadas. Os dados de 12 quadrantes do lado esquerdo foram observados, determinando em cada quadrante 03 pontos: cervical do implante; 8,5mm abaixo da cervical implante; e apical do implante. Os dados obtidos foram comparados com o auxílio de um software estatístico. Os resultados para os dois métodos foram similares e comprovaram que dependendo do tipo de conexão do pilar a distribuição pode apresentar diferenças, porém não são clinicamente significativas.

Termeie et al. em 2015, investigaram o efeito do diâmetro do implante na distribuição de tensões nas estruturas que o suportam, quando do tratamento por prótese unitária implantossuportada, utilizando o método fotoelástico. Um modelo mestre de gesso foi usado para produzir 12 modelos fotoelásticos, com dois tipos de resina diferentes, para reproduzir externamente o osso cortical e internamente o osso medular, sendo 06 modelos com a largura do rebordo alveolar e 06 com o rebordo com as dimensões vestibulo-linguais estreitas. Cada modelo recebeu um implante de 13mm de comprimento, com as seguintes configurações de diâmetro: implantes retos de 5mm, 4mm e 3,3mm; implantes cônicos de 5,4mm e 3,3mm. Coroas metálicas na forma de primeiro molar foram confeccionadas e parafusadas aos implantes dos modelos fotoelásticos. Cargas axiais e não axiais (20°) de 15 e 30lb foram aplicadas com uma célula de carga calibrada em dois pontos predeterminados. As tensões geradas na forma de franjas coloridas nos terços, cervical, médio e apical foram observadas com o uso de um polariscópio e as imagens capturadas com uma máquina fotográfica. As franjas foram identificadas e classificadas; os dados entre os grupos foram comparados por dois investigadores, com o auxílio de um software de imagens. Concluíram que o diâmetro do implante e a largura do rebordo exerceram influência na distribuição das tensões; implantes mais estreitos demonstraram maior tensão; e que provavelmente o volume e a

qualidade do osso ao redor dos implantes influenciam a distribuição de tensões, com intensidade de osso cortical para trabecular proporcionando melhor suporte.

Galvão et al. (2016) avaliaram fotoelásticamente a distribuição de tensões ao redor de implantes estreitos de conexão HE e cone morse, quando usados em próteses unitárias confeccionadas com pilares metálicos e cerâmicos, pré fabricados ou personalizados. Usando 06 modelos fotoelásticos contendo um implante estreito cada, sendo 03 HE inseridos de forma a simular sua inserção no nível ósseo e 03 cone morse, que foram posicionados de forma a simular 2mm abaixo do nível ósseo e, posteriormente, receberam pilares: 2 pilares metálicos préfabricados, duas UCLAS e 02 pilares de zircônia personalizados em sistema CAD/CAM. As coroas em cerâmica, para cada conjunto pilar/implante, foram padronizadas para incisivo lateral superior e foram cimentadas com resina composta fluida. Após os testes preliminares para identificar e eliminar possíveis tensões residuais, os modelos foram posicionados no polariscópio e com o auxílio de uma máquina universal de testes acoplada ao mesmo, cargas axiais de 0 a 100N foram aplicadas em cada modelo fotoelástico na região de cingulo da coroa. As imagens geradas no momento da aplicação das cargas foram capturadas com uma câmera fotográfica. A intensidade de tensão, sua concentração e localização foram consideradas como parâmetro de análise. Com base nos resultados obtidos, concluíram que o tipo de pilar e o material influenciaram os padrões de distribuição de tensões no entorno dos implantes com conexões HE e cone morse; e que os pilares metálicos pré-fabricados apresentam melhor distribuição de tensões em comparação com os pilares cerâmicos.

O efeito do método CAD/CAM empregado na fabricação de estrutura metálica protética em comparação com o método de sobrefundição (overcasting) foi avaliado pelo método fotoelástico por Presotto AGC et al. em 2017, considerando que qualquer desadaptação das referidas estruturas podem gerar sobretensões e, conseqüentemente, comprometer o sucesso do tratamento proposto. Um modelo mestre metálico foi fabricado contendo dois análogos de minipilar. 20 estruturas metálicas de 03 elementos, correspondentes ao primeiro pré-molar inferior, segundo pré-molar inferior (pôntico) e primeiro molar inferior. Foram fabricadas: 10 estruturas em CAD/CAM e 10 estruturas pelo método de overcasting. Para a fabricação do modelo fotoelástico, o modelo mestre foi moldado pela técnica convencional de

moldeira aberta e depois seguindo os passos de manipulação da resina fotoelástica, o modelo fotoelástico foi produzido com as mesmas características do modelo mestre. O ajuste marginal, entre as estruturas metálicas e os pilares, foi quantificado usando um microscópio de precisão equipado com uma câmera digital, cujos dados das análises foram comparados com os dados obtidos do modelo mestre através de um software estatístico. Os procedimentos foram realizados por um examinador calibrado e cego. A análise fotoelástica foi realizada com um polariscópio circular equipado com uma câmera digital. Os parafusos das estruturas metálicas foram apertados com um torque de 10N, na sequência de aperto PM-M, e posteriormente analisadas. As imagens capturadas foram transferidas para um software que permitiu quantificar a tensão do modelo em cada análise. 10 pontos de análise foram definidos previamente. Os dados coletados de cada análise foram comparados entre si através de um software estatístico. Os resultados não identificaram diferenças significativas no ajuste marginal entre o modelo e o modelo fotoelástico. Ao se comparar fotoelasticamente as análises dos dois grupos de teste, também não foram encontradas diferenças significativas. Concluíram que as estruturas metálicas produzidas pelas duas técnicas do estudo apresentaram níveis de ajuste e tensão semelhantes. À medida que os valores de ajuste diminuíram, os níveis de tensão no sistema implanto suportado aumentaram.

Com o surgimento de novos materiais apresentando características químicas, estéticas e mecânicas diferentes; e propondo vantagens em relação aos já estabelecidos, é imprevisível que os mesmos sejam estudados. Para tal, Abarno et al. (2021), com o auxílio da fotoelasticidade, avaliaram a dissipação de tensões ao redor de implantes, comparando diferentes materiais usados para confeccionar coroas sobre implantes. Um modelo fotoelástico com um implante tipo cone morse foi produzido, além de 06 coroas, que foram divididas em grupos, de acordo com o tipo de material usado. Cada coroa foi parafusada ao implante do modelo fotoelástico, e o conjunto prótese/implante foi submetido a cargas axiais de 100 e 300N respectivamente. As imagens coletadas foram segmentadas de acordo com a área de interesse, e transferidas para um software de imagem, que identificou e classificou as franjas de tensão formadas quanto ao seu tamanho total e a imagem gerada na crista cervical. Os valores obtidos em cada grupo foram comparados com o auxílio de um software estatístico. Os resultados mostraram diferenças

significativas, concluindo que o tipo de material usado na produção da coroa interfere na distribuição de tensões nas áreas adjacentes aos implantes.

2.2.1 Análise fotoelástica para implantes múltiplos

Lopes-Júnior et al. (2013) a partir de uma moldagem feita pela técnica convencional de moldeira aberta, para 02 implantes paralelos e equidistantes 25mm entre si, avaliaram 03 diferentes técnicas de união entre os transferentes: 1. Barras metálicas aderidas aos implantes com substância resultante da combinação de cianocrilato base e resina acrílica quimicamente ativada; 2. Barras pré-fabricadas em resina acrílica fixadas com resina acrílica quimicamente ativada; 03. Corpos de prova produzidos com a união dos transferentes feita com fio dental envolvido com resina acrílica quimicamente ativada. 03 corpos de prova fotoelásticos foram construídos para avaliar as três formas de interligar os transferentes. A análise fotoelástica foi realizada em 04 tempos após a indexação: 20min, 3h, 24h e 36h pelo *método de Tardy*, que não usa instrumentos auxiliares, sendo o filtro analizador usado como dispositivo de compensação. Foi estabelecida a relação entre a sequência de franjas e suas distâncias como parâmetro de coleta de dados. Após, os resultados foram transferidos para um software que processou e classificou os dados e, posteriormente um software de estatística comparou os mesmos. Concluíram que uso de barras metálicas obteve melhores resultados por apresentarem menos tensão e que o volume de resina interfere no processo de transferência.

No mesmo ano Lopes-Júnior et al. (2013) continuando seus estudos, utilizaram corpos de prova fotoelásticos para avaliar 04 diferentes tipos de resina quimicamente ativada e combinada com fio dental para unir os transferentes de implantes. Usando a mesma metodologia descrita anteriormente, usou modelos fotoelásticos com 02 implantes. Porém, em um dos modelos fotoelástico a união dos transferentes ocorreu em duas fases, o *método de Tardy* foi eleito para realizar a análise fotoelástica, que ocorreu em 04 tempos após a união: 20min, 03h, 24h e 36h. Os resultados foram analisados conforme descrito anteriormente. Mostraram

diferenças significativas entre os diferentes materiais empregados, com a presença considerável de tensão em todos os grupos. Concluíram que o emprego da técnica de imobilização que usa fio dental impregnado com resina quimicamente ativadas não são recomendados para moldagens envolvendo múltiplos implantes, pois a tensão gerada no momento da união dos transferentes pode interferir no resultado final.

Barbosa et al. (2014) investigaram a possibilidade de haver correlação entre desajustes verticais e tensões que incidem sobre implantes que suportam supraestruturas produzidas com 03 diferentes metais. Um modelo metálico com 05 implantes foi confeccionado, que após a moldagem convencional geraram um modelo de gesso, usado como modelo de trabalho para produzir 12 estruturas metálicas, com 05 elementos de encaixe para pilar e cantilever de 10mm. Estas foram fundidas com 03 tipos de metais diferentes, sendo que cada tipo de metal usado classificou um grupo de análise. Os desajustes verticais foram medidos quando do aperto das estruturas metálicas com torque de 20N, e identificados com o auxílio de um microscópio ótico de precisão. As medições de tensão transmitidas aos implantes, por ocasião da fixação das supraestruturas, foram feitas através do método fotoelástico. Foram construídos três modelos fotoelásticos, a partir do modelo de trabalho e um polariscópio circular com uma grade impressa conectada para padronizar 04 pontos de referência. Os valores de tensão para cada ponto foram calculados usando o *método de Tardy*. Os dados coletados de desajuste vertical e tensões foram transferidos para um software estatístico que comparou e calculou as diferenças. Os resultados mostraram que não houve diferença com relação ao desajuste vertical, no entanto, encontrou diferenças nas tensões sobre os implantes. Concluíram que não houve uma correlação estatisticamente significativa entre o desajuste vertical e as tensões geradas sobre os implantes para diferentes tipos de liga metálica da supraestrutura. Entretanto, o tipo de liga metálica usada na sobreestrutura pode alterar o padrão de tensão sobre os implantes.

A preservação óssea depende das transferências mais equitativas das forças oclusais e que estas precisam ser consideradas em tratamentos de reabilitação com implantes dentários (Celik e Uludag, 2014). Com o objetivo de avaliar o efeito do número de implantes que suportam mecanismos diferentes de retenção para overdenture mandibular, realizaram um estudo laboratorial que usou dois modelos

fotoelásticos de mandíbula desdentada, as quais receberam 02 e 04 implantes respectivamente. Quatro mecanismos de retenção foram avaliados: acessório único de ancoragem; barra-clipe redondo; barra com dois encaixes distais em formato de esfera; e um clipe anterior. As próteses foram confeccionadas para cada sistema e modelo do estudo. A análise fotoelástica foi realizada e um polariscópio com o auxílio de dispositivo de carregamento que aplicou uma força vertical de 133N na fossa central do primeiro molar direito. As tensões observadas foram registradas em imagens 2D. As franjas de tensão foram avaliadas visualmente por um único observador e sua intensidade foi calculada numericamente, usando uma classificação numérica: 1. Baixo estresse, 2. Estresse moderado e 3. Alto estresse. Concluíram que houve diferenças significativas entre os tipos de sistemas de retenção estudados, porém não foram observadas diferenças entre os modelos no que concerne o número de implantes. Em todos os sistemas de retenção avaliados, para os dois modelos estudados, a tensão se concentrou nos implantes mais proximais, com exceção do sistema Barra-Clipe, que apresentou distribuição entre todos os implantes.

O uso de implantes inclinados na reabilitação de maxilas atroficas tem o objetivo de evitar enxertos ósseos, porém há poucos estudos que avaliam o comportamento biomecânico para esta conduta de tratamento segundo Cidade et al. (2014). Com o objetivo de avaliar diferentes angulações de implantes maxilares e o comprimento do cantilever em próteses maxilares, usaram um crânio de poliuretano para a produção de modelos fotoelásticos. As próteses foram divididas em 02 grupos: no primeiro grupo foram produzidos 03 modelos com 04 implantes, sendo os mais anteriores paralelos entre si e, os dois mais distais, com inclinação de 15°, sendo os quatro conectados por uma barra de titânio soldada, com cantilever de 10 mm; no segundo grupo, foram produzidos 03 modelos com 04 implantes conectados por uma barra de titânio soldada e cantilever bilateral de 8mm, sendo os implantes anteriores paralelos entre si e os distais com inclinação de 35°. A análise fotoelástica foi realizada, usando um polariscópio circular com uma máquina fotográfica acoplada ao mesmo e um aparelho de carga que foi usado para aplicar uma carga gradativa até atingir 0,50Kgf/cm². As franjas de tensão geradas foram observadas e pelas imagens capturadas, classificadas e avaliadas por um software, considerando 15 pontos predefinidos. Os dados obtidos foram tabulados e divididos em: tensão total,

região cervical e apical. Estes foram comparados entre os grupos por um software estatístico. Concluíram que o aumento do ângulo de inclinação do implante não resulta no aumento da tensão ao redor dos implantes distais; o aumento da inclinação do implante para diminuir o tamanho do cantilever pode reduzir as tensões distais; implantes com inclinação de 15° tendem a concentrar maior estresse na região apical enquanto que implantes com inclinação de 35° tendem a concentrar tensões na região cervical.

Ao se substituir próteses totais convencionais por próteses totais retidas por implantes, algumas vantagens como a melhoria da retenção, estabilidade e fonética podem ser conseguidas. Porém, é preciso considerar qual o comportamento das tensões que vão incidir sobre os tecidos que receberam tais sistemas de reabilitação protética. Com esse propósito, Pigozzo et al. (2014), avaliaram a distribuição das tensões em dois modelos fotoelásticos mandibulares com overdenture retida por implantes, sendo um com dois implantes paralelos entre si e outro com dois implantes com angulação de 10°. Observaram que os implantes paralelos obtiveram melhor distribuição de tensão. Os referidos modelos foram adquiridos a partir de dois modelos de referência específicos para cada grupo e que foram usados também para a confecção da sobreestrutura e das próteses. Para a análise fotoelástica cada modelo foi adaptado a um crânio fotoelástico, que serviu como referência oclusal de antagonista, e o conjunto imerso em um tanque de óleo mineral. Com um auxílio de um polariscópio circular, um equipamento de carga padronizado quanto aos pontos predefinidos de carga e uma máquina fotográfica. A análise fotoelástica foi realizada nos dois grupos experimentais sob três tipos de tensão: 1, 2 e 3 bares respectivamente. As áreas mesiais, distais e apicais de cada implante foram analisadas e as franjas de tensão geradas foram visualizadas e capturadas com o auxílio de uma máquina fotográfica, cujas imagens foram transferidas para um software de imagem que permitiu classificar os dados, que foram transferidos para um software estatístico e comparados entre si. Com base nos resultados, concluíram que as próteses totais retidas por implantes paralelos entre si apresentaram uma distribuição de tensão melhor em relação às próteses equivalentes retidas por implantes angulados.

Simamoto Júnior et al. (2014) analisaram as tensões em modelos fotoelásticos, comparando próteses mandibulares suportadas por 03 implantes (5mm de diâmetro) e por 05 implantes (3,75mm de diâmetro). Confeccionaram dois modelos mestre: um continha 05 implantes de 3,75mm e o outro continha 03 implantes de 5mm, que foram usados para confeccionar os modelos fotoelásticos. 09 sobreestruturas metálicas foram fabricadas com cantilever distal nas proximais, para carregamento em 03 situações: sobreestruturas fixadas com 05 implantes de 3,75mm, sobreestruturas fixadas com 03 implantes de 3,75mm e sobreestruturas carregadas com 03 implantes de 5mm. O método fotoelástico foi usado com o auxílio de um polariscópio circular com um gráfico de medidas acoplado, uma máquina fotográfica e um aparelho de carga simulada, que aplicou uma força vertical de $1,33\text{Kgf/cm}^2$ na região central da supraestrutura, nas laterais direita e esquerda, e no ponto distal do cantilever do lado de trabalho. O *método de Tardy* foi usado para a coleta das imagens das franjas de tensão, observando 16 pontos predefinidos ao redor de cada implante. Após, os dados foram transferidos para um software estatístico que calculou os valores médios. Comprovaram que as sobreestruturas fixadas com 05 implantes apresentaram maior dissipação de tensões, sendo mais biocompatíveis em reabilitações totais independente do diâmetro, e os dois grupos analisados não apresentaram diferença significativa na dissipação de tensões.

Gastaldo et al. (2015) com o objetivo de avaliar, pelo método fotoelástico, as tensões geradas em torno de implantes de 03 comprimentos distintos, usados como suportes e retentores de próteses múltiplas, contendo estruturas metálicas com cantilever de 15mm e resina acrílica utilizaram um crânio fotoelástico, desenvolvido por Cruz (2004), como modelo de referência. 03 modelos fotoelásticos foram criados com 05 implantes HI, de comprimento uniforme de 10, 13 e 15mm respectivamente e cada modelo recebeu uma prótese contendo uma estrutura metálica com cantilever bilateral de 15mm e revestimento de resina acrílica termoplástica. Usando um polariscópio circular e um dispositivo de carga pneumático, o conjunto analisado foi imerso em óleo mineral e cargas axiais sucessivas de 1,0 e 3,0bares foram aplicadas para os três modelos do experimento. Uma máquina fotográfica foi usada para capturar as imagens das franjas das tensões geradas. Os resultados mostraram que o padrão de distribuição de tensões ao redor dos implantes foi constante durante o procedimento, independente do seu comprimento, porém foram

encontrados padrões de intensidades diferentes, cujos menores padrões ocorreram nos implantes de maior comprimento.

Partindo do pressuposto que o desajuste entre o implante e a estrutura metálica podem gerar problemas biomecânicos, Lencioni (2015) avaliaram, por meio da fotoelasticidade, o desajuste vertical, passividade e comportamento biomecânico de estruturas implantossuportadas, variando o número de implantes, antes e após a soldagem a laser. 02 modelos metálicos foram construídos simulando a curva de uma mandíbula humana: um modelo foi composto por 05 implantes, sendo 03 paralelos entre si e 02 mais distalisados (direito e esquerdo) inclinados em 30° respectivamente; o outro modelo continha 04 implantes equidistantes e paralelos entre si. Usando a técnica convencional de moldeira aberta, os modelos foram reproduzidos, gerando modelos de gesso com os análogos correspondentes aos implantes. Duas estruturas metálicas foram fabricadas: a estrutura metálica para 04 implantes tinha um cantilever de 10mm e a estrutura metálica para 05 implantes foi produzida sem extensão distal. Os implantes foram identificados em uma sequência alfabética da esquerda para a direita e o microgap vertical foi avaliado com o uso de um microscópio ótico sob duas condições de leitura (*Teste de Sheffield*), antes da soldagem a laser das estruturas metálicas: na condição 01, o parafuso correspondente ao implante mais distal esquerdo foi apertado e todos os demais não, sendo que a leitura foi feita em todos os implantes; na condição 02, todos os parafusos foram apertados e a leitura ocorreu em todos os implantes. Após a soldagem a laser, os desajustes verticais foram medidos usando o mesmo protocolo. A tensão transmitida foi avaliada pelo método fotoelástico, que usou um polariscópio circular, com uma grade transparente, conectada a um projetor. Os modelos fotoelásticos receberam uma carga de 15N de um dispositivo de carregamento composto por uma célula de carga e um leitor digital. Cargas centrais e distais foram aplicadas em todos os modelos. As imagens das tensões sob a forma de franjas coloridas foram capturadas por uma câmera digital e foram quantificadas pelo *método de Senarmont* e comparadas estatisticamente usando um software estatístico. Os resultados permitiram concluir que a estrutura metálica com 04 implantes após a solda a laser, apresentou mais passividade, menor desajuste vertical e conseqüentemente melhor distribuição de tensões. Porém, a soldagem a

laser na estrutura metálica com 05 implantes, apesar de ter melhorado a passividade da mesma, não influenciou no desajuste ou distribuição de tensões.

Pimentel et al. (2015) avaliaram a distribuição de tensões de diferentes sistemas de retenção em próteses fixas parciais implantossuportadas: parafusadas, cimentadas e mistas. Um modelo de gesso com 05 análogos de implante HE, paralelos entre si e uma distância de 7mm entre eles, foi usado como referência para produzir um modelo fotoelástico com 05 implantes HE e 20 supraestruturas, que foram divididas em 04 grupos: 05 confeccionados para prótese parafusada, 05 para prótese cimentada, 05 para prótese mista (02 pilares parafusados e 03 cimentados instalados alternadamente) e 05 para prótese mista (02 pilares parafusados e 03 cimentados instalados alternadamente de maneira diferente ao outro grupo). A análise fotoelástica foi realizada com um polariscópio em dois momentos: durante a instalação das supraestruturas e após a aplicação de uma carga vertical de 100N com uma máquina universal de ensaios; As imagens foram gravadas com filmadora e posteriormente selecionadas para avaliação qualitativa, em termos de direção de propagação e intensidade de tensão. Concluíram que as próteses mistas e cimentadas apresentaram menores níveis de distribuição de tensões e menor intensidade de franja nas regiões cervical e apical em relação às próteses parafusadas.

Lee et al. (2016) avaliaram o efeito do número e distribuição de implantes na transferência de tensões em próteses parciais fixas implantossuportadas usando o método fotoelástico. Criaram 01 modelo fotoelástico a partir de um modelo acrílico de maxila desdentada na região anterior. Nesta foram inseridos 06 implantes. 05 configurações de próteses foram confeccionadas para o modelo fotoelástico de acordo com a localização e o número de implantes usados: para 06 implantes; 04 implantes (02 caninos e 02 incisivos centrais); 04 implantes (02 caninos e 02 incisivos laterais); 03 implantes (02 caninos e 01 incisivo central); e 02 implantes (02 caninos). O modelo fotoelástico recebeu cada prótese, de acordo com a situação de suporte estudada. Com o auxílio de um polariscópio, conectado a um equipamento de carregamento, uma carga axial de 127,4N foi aplicada e repetida por duas vezes em 03 pontos pré-definidos na prótese, com um ângulo de 30° em relação ao longo eixo dos implantes: terços linguais do incisivo central, incisivo lateral e canino esquerdo. As imagens das tensões geradas foram capturadas por uma câmera

fotográfica e as ordens das franjas de tensão encontradas foram medidas usando 18 pontos de medição no total, tendo como referência uma escala de classificação de franjas validada. Com base nos resultados, concluíram que o número e a distribuição dos implantes influenciaram a distribuição de tensões ao redor dos implantes, sendo que quanto menor o número de implantes, maior a concentração de tensão.

Mazaro et al. em 2016 avaliaram a distribuição de tensões em próteses totais suportadas por implantes paralelos e com inclinação, e o uso ou não de pilares modificados. Considerando que implantes mais posteriores inclinados melhoram a estabilidade da prótese e, quando associados a pilares modificados para corrigir a sua angulação, melhoram a estabilidade protética. Um modelo experimental de mandíbula foi duplicado para criar 01 modelo de gesso que recebeu 04 análogos de implante HE na região interforaminal, sendo 02 análogos com distância de 3mm entre eles, usando a linha mediana como referência; e 02 análogos foram instalados nas regiões correspondentes aos primeiros prémolares direito e esquerdo respectivamente. O modelo foi então moldado, usando a técnica convencional de moldeira aberta para gerar dois modelos fotoelásticos. O primeiro modelo fotoelástico recebeu 04 implantes HE, paralelos entre si e nas mesmas posições definidas no modelo de gesso; o segundo modelo fotoelástico foi criado seguindo os mesmos passos do primeiro modelo, porém, este recebeu 04 implantes HE, sendo os implantes mais distais com inclinação de 30°. 04 situações de análise foram definidas, sendo 02 para cada modelo fotoelástico: análise usando UCLA em implantes paralelos; Microunit axial de 2mm; UCLA em implantes paralelos e angulados; Microunit axial de 2mm nos implantes paralelos e Microunit angulados em 30° (3mm) nos implantes angulados. Para cada modelo fotoelástico foi fabricada uma prótese de arco total com dentes artificiais. Utilizando uma máquina de ensaio, uma carga axial de 100N foi aplicada em 05 áreas de cada modelo fotoelástico: linha mediana; fossa distal dos primeiros prémolares direito e esquerdo e fossa central dos primeiros molares direito e esquerdo. As imagens geradas a partir do uso de um polariscópio no momento do carregamento foram capturadas para avaliar as franjas de tensão formadas para avaliar qualitativamente a ordem das franjas e a suas respectivas direções de propagação. Baseados nos resultados, concluíram que o uso ou não de pilares modificados não influenciou na distribuição de tensões; porém,

implantes inclinados podem melhorar a distribuição de tensões, permitindo diminuir a extensão do cantilever.

De Medeiros et al. em 2017 analisaram a distribuição das tensões na interface osso-implante de próteses mandibulares com diferentes comprimentos de cantiliver, materiais de revestimento estético e pilares de implante, pelo método fotoelástico. Um modelo mestre de gesso foi produzido com 05 análogos de implante HE, colocados paralelos entre si a uma distância de 8mm, para a posterior confecção dos modelos fotoelásticos, os quais foram divididos em 06 grupos distintos: componente UCLA e barra metálica (controle), componente UCLA e revestimento de resina acrílica, componente UCLA e revestimento cerâmico, pilar e barra metálica, pilar e revestimento de resina acrílica, e pilar e revestimento cerâmico. Para cada grupo foi construída barra metálica para próteses implantossuportadas com comprimento de cantilever de 37,5mm, que corresponde a 2,5 vezes do implante mais anterior em relação à linha de referência da distal dos implantes mais posteriores. Cada modelo fotoelástico foi posicionado em um polariscópio circular que continha uma máquina universal de aplicação de carga axial e uma máquina fotográfica para a captura de imagens. Uma carga de 70N foi aplicada em pontos padronizados: nas regiões mais anterior e posterior do implante; e sequencialmente em diferentes comprimentos dos cantilever (5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 e 37,5mm): As tensões geradas, na forma de franjas coloridas foram capturadas e transferidas para um software de imagem para a análise qualitativa por dois observadores calibrados para verificar a direção e a intensidade das tensões. Os resultados revelaram que houve um aumento de tensão na interface osso-implante proporcional ao aumento do comprimento do cantilever; e as tensões foram mais bem distribuídas nos grupos com próteses compostas por resinas acrílicas e pilares. Concluíram que para próteses mandibulares implantossuportadas, o uso de uma combinação de pilar, revestimento resina acrílica e cantilever de tamanho reduzido pode reduzir o nível de tensão ao redor da interface osso-implante.

Uma grande preocupação para tratamentos de reabilitação oral é a reabsorção óssea severa, pois pode restringir o uso de implantes. Os implantes curtos, com menos de 10mm, têm sido propostos como alternativa para evitar enxertos ósseos). Com o objetivo de investigar se os implantes curtos aumentaram os níveis de tensão na área peri-implantar quando usados para suportar prótese fixa

em mandíbula atrofada, Pimentel et al. (2017) usaram um modelo mestre mandibular para criar um modelo de gesso para a confecção das barras protéticas e os modelos fotoelásticos para 01 grupo controle com implantes de 11mm de comprimento e 4mm de diâmetro e 06 grupos experimentais: 02 grupos com implantes de 5mm de comprimento e diâmetros de 4 e 5mm respectivamente, 02 grupos com implantes de 7mm de comprimento e diâmetros de 4 e 5mm respectivamente, e 02 grupos com implantes de 9mm de comprimento e diâmetros de 4 e 5mm respectivamente. Cada grupo continha 03 modelos fotoelásticos com 04 implantes Cone Morse com seus minipilares cônicos. Uma barra metálica com cantilever de 15mm foi fabricada para cada grupo. Os modelos fotoelásticos com as próteses conectadas foram analisados bilateralmente, sendo posicionados em um polariscópio circular. Após testes preliminares uma carga de $0,15\text{Kgf/cm}^2$ foi aplicada na extremidade do cantilever. A análise quantitativa foi realizada usando um software específico para esse fim. As leituras de 05 pontos predeterminados foram capturadas (02 cervicais e 03 apicais). A análise estatística do conjunto de dados coletados de cada grupo foi comparada aos dados do grupo controle usando um software estatístico. Concluíram, com base nos resultados, que os implantes curtos aumentaram a concentração de tensões ao seu redor, principalmente na região cervical; implantes de 5mm de diâmetro e 9mm de comprimento apresentaram comportamento semelhante aos implantes usados no grupo controle, porém, houve um aumento das tensões para os grupos que usaram implantes menores e de menor calibre.

De Medeiros et al. (2019) associaram dois métodos, a fotoelasticidade e *strain gauge*, para avaliar a distribuição de tensões, em próteses totais mandibulares implantossuportadas, confeccionadas com diferentes técnicas e materiais. Um modelo mandibular edentulo de gesso com 05 análogos de implantes HE paralelos entre si foi usado como referência para a produção do modelo fotoelástico. 21 próteses foram confeccionadas com cantilever de 15mm e divididas em 03 grupos: 07 próteses com infraestruturas metálicas fundidas em Ni-Cr, com dentes artificiais em acrílico; 07 próteses com infraestruturas metálicas fundidas em Ni-Cr, com revestimento cerâmico; e infraestruturas de zircônia fresadas e revestimento cerâmico. Cada prótese foi conectada ao modelo fotoelástico e inserida em um polariscópio circular, com uma máquina fotográfica conectada ao mesmo. Uma carga de 70N foi aplicada em pontos predefinidos. As tensões resultantes de todas

as áreas foram monitoradas, registradas e posteriormente, visualizadas em um computador utilizando um software gráfico. As tensões de alta intensidade de cada grupo foram analisadas qualitativamente por um avaliador calibrado e cegado. A análise pelo método de *strain gauge* foi feita com um modelo fotoelástico adaptado com sensores elétricos em duas regiões distintas. Os mesmos testes de carga foram feitos com a fotoelasticidade para cada grupo, com 15 aplicações de cargas, em média. Os valores de tensão registrados foram agrupados em tabelas e submetidos à análise estatística por um software. Com base nos resultados, concluíram que as próteses fixas com infraestrutura metálica fundida e revestimento oclusal acrílico apresentaram os melhores resultados biomecânicos.

Com o objetivo de avaliar a passividade, desajuste vertical e distribuição de tensões de próteses parciais fixas suportadas por implantes com cantilever distal, Tonin et al. (2021), empregaram um modelo mestre de polimetilmetacrilato contendo uma réplica do primeiro pré-molar inferior e 02 análogos de implante HE, correspondentes ao segundo pré-molar inferior e primeiro molar inferior. 40 estruturas metálicas foram fabricadas com 03 elementos correspondentes ao segundo pré-molar, primeiro molar e cantilever para o segundo molar, divididas em 04 grupos, de acordo com o modo de produção: 10 foram fundidas em peça única, 10 foram seccionadas após a fundição entre o segundo pré-molar e o primeiro molar e soldadas a laser, 10 foram seccionadas após a fundição entre o segundo pré-molar e o primeiro molar e soldadas com TIG, e 10 estruturas foram confeccionadas pelo sistema CAD/CAM. O desajuste foi medido em 12 pontos predefinidos, com um microscópio ótico comparador, para cada estrutura metálica, usando o teste de aperto de um parafuso em duas condições diferentes para avaliar a passividade: molar não apertado e pré-molar apertado e molar apertado e pré-molar não apertado. O mesmo operador fez todas as medições, que foram comparadas de cada lado estatisticamente. 03 modelos fotoelásticos foram confeccionados e receberam as próteses melhores ajustadas de cada grupo, cujo aperto dos parafusos foi de 10N. Com um polariscópio circular as imagens das tensões, na forma de franjas coloridas, foram analisadas. Os resultados foram comparados por meio de um software estatístico. Concluíram que estruturas metálicas produzidas pelo sistema CAD/CAM resultaram em menor desajuste, maior passividade e melhor distribuição de tensões ao redor dos implantes.

Bittencourt et al. (2022) usando a dupla metodologia, fotoelasticidade e *strain gauge*, avaliaram a distribuição de tensões em próteses fixas implantossuportadas por 03 elementos, em dois sistemas de implante: hexágono externo (HE) e cone morse. 02 modelos de maxila parcialmente desdentado (15,16,17), que receberam 03 análogos de implantes respectivamente de acordo com os sistemas de implante selecionados foram usados. 04 grupos de estudo foram criados, de acordo com o sistema de conexão e retenção: HE e prótese cimentada, HE e prótese parafusada, cone morse e prótese cimentada, e cone morse com prótese parafusada. Para cada análise fotoelástica 01 modelo de cada grupo foi confeccionado e para a metodologia de strain gauge, 05 modelos de cada grupo foram criados. Com o modelo fotoelástico posicionado em um polariscópio, com uma câmera conectada, uma carga de 100N foi aplicada em pontos padronizados nas superfícies oclusais de todas as coroas, utilizando uma máquina de ensaio universal, sobre cada modelo fotoelástico. As imagens geradas foram classificadas de acordo com o número de franjas e concentração de tensão de cada amostra e foram analisadas por um mesmo operador. A análise pelo método de *Strain Gauge* foi feita em 06 regiões distintas para cada modelo e repetida 05 vezes. Em seguida os dados foram coletados por um sistema de aquisição de dados específico, que transferiu os mesmos para um software. Os valores de tensão registrados foram agrupados e comparados estatisticamente por um software. Os resultados permitiram concluir que apesar das próteses cimentadas que usaram o sistema de implantes HE terem apresentado menor tensão, todos os sistemas são biomecanicamente semelhantes, cabendo ao profissional decidir, baseado nas características clínicas e nos critérios técnicos de cada caso.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desta pesquisa laboratorial foi avaliar se há diferenças no comportamento das tensões oriundas de duas diferentes técnicas de moldagens convencionais e da técnica digital e tensões simuladas sobre as próteses totais suportadas por múltiplos implantes.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

Para a realização desta pesquisa foi necessário o emprego dos materiais e equipamentos descritos nos quadros 4.1 e 4.2.

Quadro 4.1 – Relação de materiais que foram usados na pesquisa

Materiais	Quantidade	Fabricante
Acrílico termopolimerizável Incolor - Pó	500g	Jet Clássico - São Paulo - Brasil
Acrílico termopolimerizável - Líquido	500ml	Jet Clássico - São Paulo - Brasil
Acrílico autopolimerizável Incolor - Pó	500g	Jet Clássico - São Paulo - Brasil
Acrílico autopolimerizável - Líquido	500ml	Jet Clássico - São Paulo - Brasil
Kit elastômero para reprodução laboratorial	8	Redelease -São Paulo -Brasil
Kit resina fotoelástica (epóxi)	2	Polipox -São Paulo -Brasil
Kit resina Pattern-Bright	1	Kota -São Paulo -Brasil
Cera em lamina nº7	1 caixa	Jet Clássico - São Paulo - Brasil

Gesso tipo II	2000g	Asfer -São Paulo -Brasil
Gesso tipo III	2000g	Asfer -São Paulo -Brasil
Gesso resinado especial tipo V	2000g	Polidental -São Paulo -Brasil
Kit pedra pomis e branco de espanha	500g	Polidental -São Paulo -Brasil
Folhas de lixa para acabamento em metal (220 a 2500)	50	3M -São Paulo - Brasil
Filamento para impressora 3D FDM, ABS e PLA	10000g	3DX Filamentos -São Paulo - Brasil
Resina para impressora 3D DLP	2000g	Done3D -São Paulo -Brasil
Implantes Friccionais Arcsys 3,8mm/13mm (FGM)	25	FGM- Santa Catarina- Brasil
Kit para Implantes Arcsys	1	FGM- Santa Catarina- Brasil
Kit de peças de alta e baixa rotação	1	DabiAtlante - São Paulo - Brasil
Brocas MAXICUT de baixa rotação	10	Kota -São Paulo -Brasil
Materiais de proteção individual (EPI)	30 conjuntos	3M -São Paulo - Brasil
Materiais de expediente (lápiz, borracha, caneta, papel, clips, fita isolante, fita adesiva, fita crepe, pilhas AAA e AA, marcadores adesivos).	50 unidades	Faber Castell - São Paulo - Brasil
Sulfato de Bário	500g	OuroMinas -São Paulo -Brasil

Quadro 4.2 – Relação de equipamentos que foram usados na pesquisa

Equipamentos	Quantidade	Fabricante
Notebook Core i7 8ª Ger., placa de vídeo 16G	1	Dell - Santa Catarina-Brasil
Software 3D	3	Autodesk – Estados Unidos
Scanner 3D Intraoral 3Shape TRIOS3	1	3Shape Company - Dinamarca
Scanner 3D laboratorial IOS EX5	1	Sirona Company - Alemanha
Impressora 3D de filamento fundido (FDM)	1	GTMax -São Paulo -Brasil
Fresadora Sirona	1	Sirona Company - Alemanha
Impressora 3D DLP	1	FlashForge - São Paulo - Brasil
Tomógrafo e Aparelho de Rx	1	Planmeca - Finlândia
Delineador	1	Bioart- São Paulo -Brasil
Software de Planejamento	1	EXOCAD - Espanha
Software de Planejamento	1	InveSalius CTIRA–Brasil

Software de Planejamento	1	BlueSkyBio – Estados Unidos
Espatulador a vácuo	1	Polidental - São Paulo - Brasil
Kit Aerógrafo	1	Dimp -São Paulo -Brasil
Politriz	1	Polidental - São Paulo - Brasil
Minimisturador a vácuo	1	Patente -São Paulo -Brasil
Panela antibolha	1	Protécni -São Paulo -Brasil
Refletor de LED	3	Philips -São Paulo -Brasil
Polariscópio circular	1	Dep.Prótese - São Paulo - Brasil
Máquina fotográfica Canon 60D	1	Canon – Estados Unidos
Lente de Macro de 100mm para máquina fotográfica	1	Canon – Estados Unidos
Tripé para máquina fotográfica	1	Cherry – Paris - França
Software Excel	1	Microsoft – Estados Unidos
Software Estatístico	2	Biostat – Pará - Brasil

Fonte: O autor.

4.2 MÉTODOS

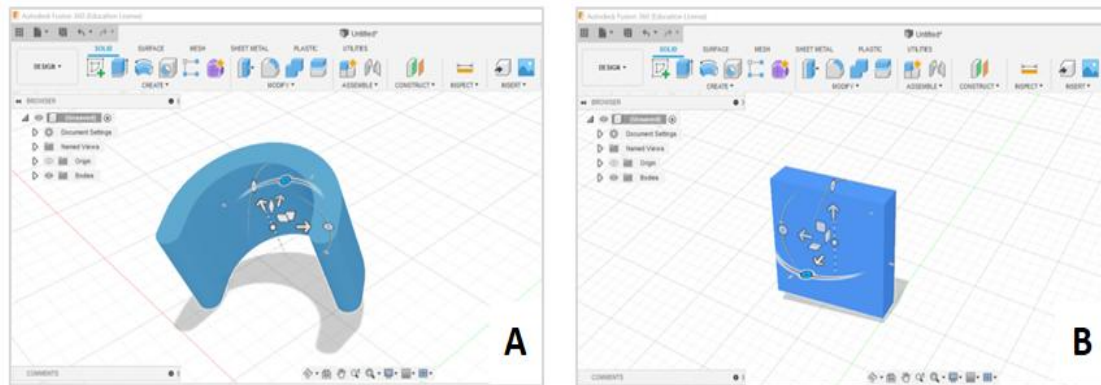
Trata-se de um estudo transversal *in vitro* para identificar e avaliar tensões que incidem sobre próteses dentárias suportadas por implantes múltiplos.

Para o desenvolvimento dessa investigação laboratorial, foram criados além do modelo mestre (Mm) e dos corpos de prova (CPs), ferramentas, componentes e equipamentos, em ambiente digital no contexto de CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufactured), estes com o auxílio dos programas de computador (Software) Fusion360 (Autodesk, Estados Unidos), Simplify (Simplify, Estados Unidos) para desenho (CAD), Blue Sky Plan (Blue Sky Company, Estados Unidos), EXOCAD (EXOCAD, Espanha), InveSalius (CTIRA, Brasil) para planejamento. Para a captura de imagens, foram empregados os equipamentos Tomógrafo PLANMECA (Planmeca, Finlândia), Scanner intraoral 3Shape TRIOS3 (3Shape Company, Dinamarca) e Scanner laboratorial IOS EX5 (Sirona Company, Alemanha). Para a produção dos objetos 3D (projetos em registro de patente) utilizou-se da Impressora 3D GtMax (GtMax, Brasil), impressora 3D Hunter FlashFord (FlashFord, China) e Fresadora (Sirona, Alemanha).

O Mm (Figura 4.1A) foi desenvolvido com as características geométricas de uma mandíbula humana edentula, com o mínimo de detalhes e imperfeições e com suas superfícies totalmente planas. Este cuidado no desenho proporciona melhor visualização da análise fotoelástica, permitindo que o feixe de luz polarizada atravessasse o modelo fotoelástico com o mínimo de desvios por artefatos ou angulações.

Os CPs (Figura 4.1B) foram desenhados com as características geométricas retangulares, com superfícies planas, espessura adequada e compatível, que permitisse a realização de testes mecânicos, físicos, químicos, além de realizar simulações nas fases de confecção, para garantir qualidade e confiabilidade dos modelos fotoelásticos.

Figura 4.1 - A- Modelo mestre (Mm); B- Corpo de Prova (CP), criados no Software 3D Fusion360



Fonte: O autor.

4.2.1 Modelo mestre (Mm) e Corpos de Prova (CPs)

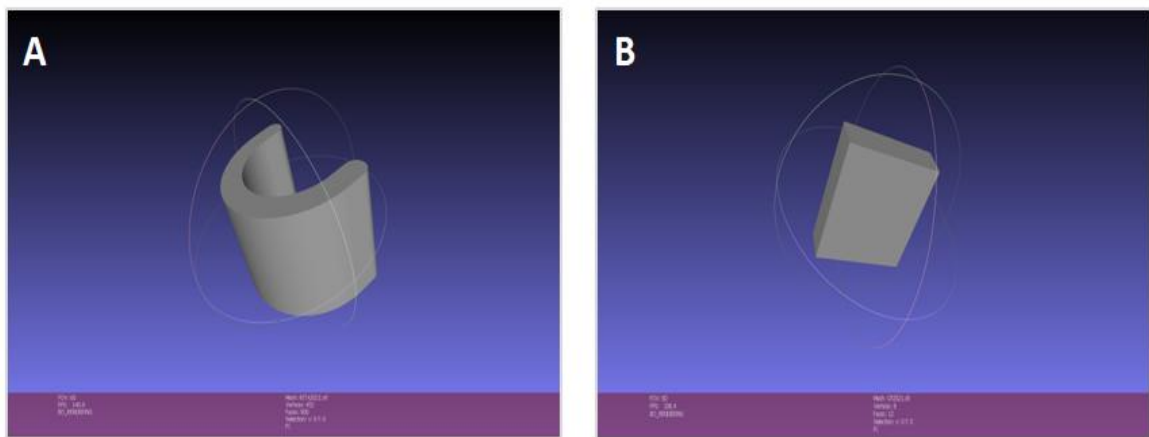
A partir de uma imagem geométrica, foi criado um modelo mestre (Mm) semicircular com o auxílio do software de desenho 3D Fusion360 (Autodesk, Estados Unidos) e depois modificado para as medidas de 50mm de largura (eixo X), 70mm de comprimento (eixo Y), 40mm de altura (eixo Z) e com espessura de 11mm (Figura 4.2A).

Para garantir que o Mm fosse ideal, os CPs (Figura 4.2B) foram desenvolvidos com características simplificadas, que permitissem a realização de testes e alterações necessárias até que se chegasse ao Mm ideal. Os corpos de prova foram então confeccionados com a forma retangular, medindo 40mm (eixo X), 11mm (eixo Y), 45 mm (eixo Z).

Os testes geométricos (Figura 4.3) realizados com o auxílio do Software Fusion360 (Autodesk, Estados Unidos), que consistiram em projetar por meio de simulações de direcionamento de feixe de luz no objeto criado digitalmente, garantiram criar um modelo que tivesse as características de uma mandíbula humana edentula e permitisse a análise fotoelástica. Foi comprovada a eficiência do desenho quanto à forma ideal, tanto do Mm como no CP.

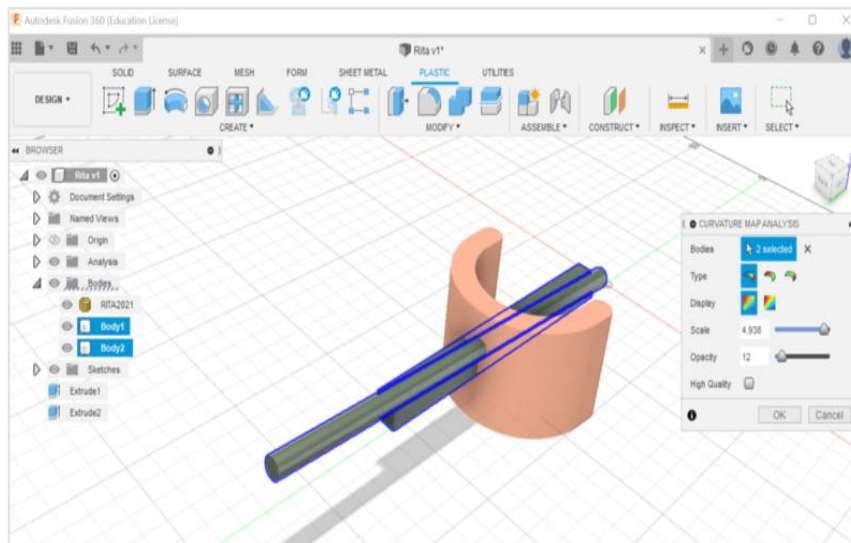
O Mm e o CP criados em CAD (Figuras 4.4A e 4.4B), geraram imagens em formato STL (Standart Tessellation Language), que foram processadas em software de fatiamento (Simplify, Estados Unidos) e então produzidos em CAM com o auxílio de impressora 3D FDM (GTMax A3 , Brasil) com filamento de ABS radiopaco (ABS) produzido sob encomenda (3DX Filamentos, Brasil).

Figura 4.2 - A- Imagem do Mm com as características ideais; B- Imagem do CP usado para testes



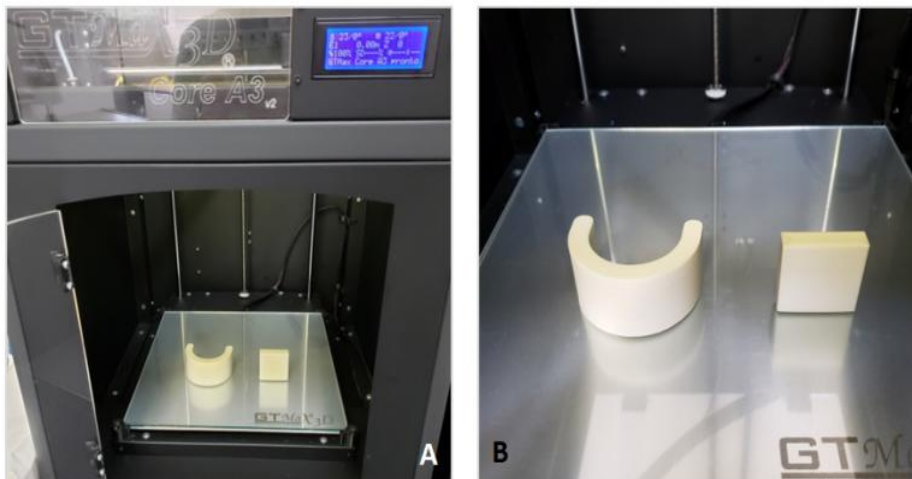
Fonte: O autor.

Figura 4.3 - Imagem do teste geométrico feito com o auxílio do software Fusion360 (AUTODESK, Estados Unidos)



Fonte: O autor.

Figura 4.4 - A- Imagem do Mm e do CP na impressora 3D (GTMax, Brasil); B- O Mm e o CP prontos para a usinagem

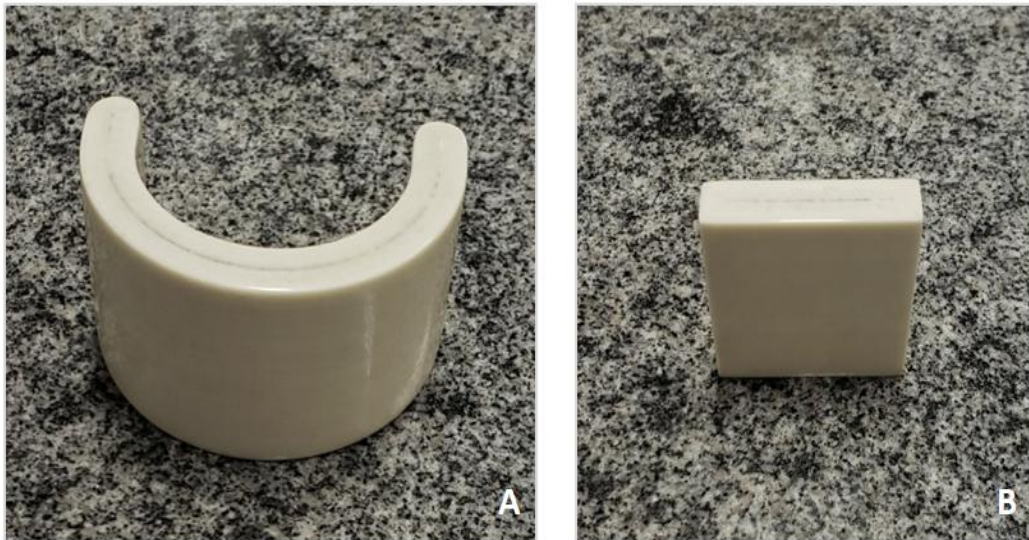


Fonte: O autor.

Os objetos foram usinados com brocas Maxicut e Minicut (KOTA, Brasil) e lixas de acabamento à base de água. Na sequência, foram polidos com escovas e abrasivos de polimento (Kit pedra pomes e branco de espanha, Polidental, Brasil), até apresentarem superfícies totalmente lisas (Figuras 4.5A e 4.5B).

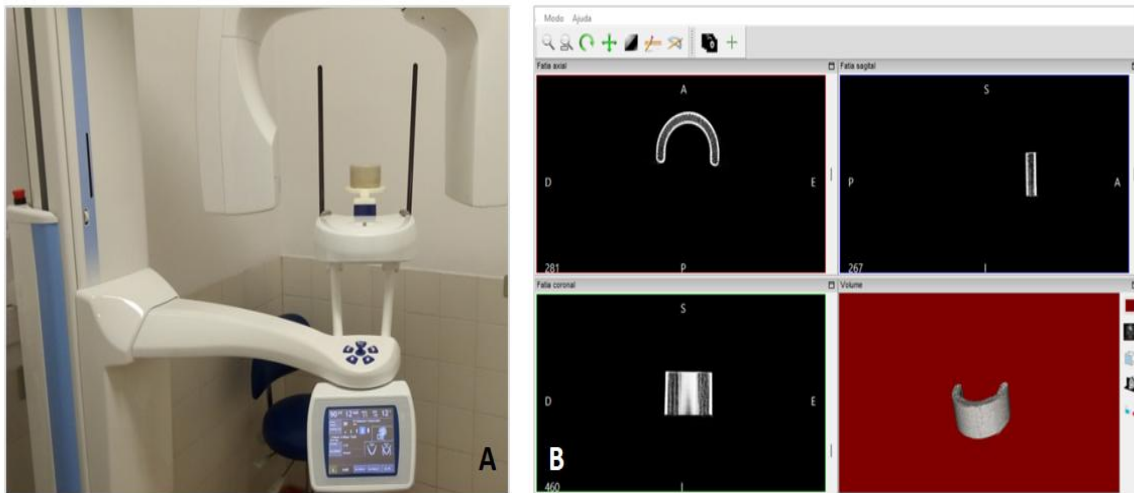
Em seguida, foram feitas tomografias (PLANMECA Pro Max 3D, Finlândia) no Mm e no CP (Figura 4.6A) que geraram imagens (Figura 4.6B) em arquivo DICOM (digital imaging and communication in medicine) que foram interpostas com as imagens STL, usando os Software Fusion 360 (Autodesk, Estados Unidos) e BlueSkyBioPlan (BlueSkyBio, Estados Unidos), planejando adequadamente a posição dos implantes no Mm e no CP (Figura 4.7).

Figura 4.5 - A- Imagem do Mm finalizado; B- Imagem do CP finalizado para testes



Fonte: O autor.

Figura 4.6 - A- Tomografia; B- Imagens geradas da tomografia



Fonte: O autor

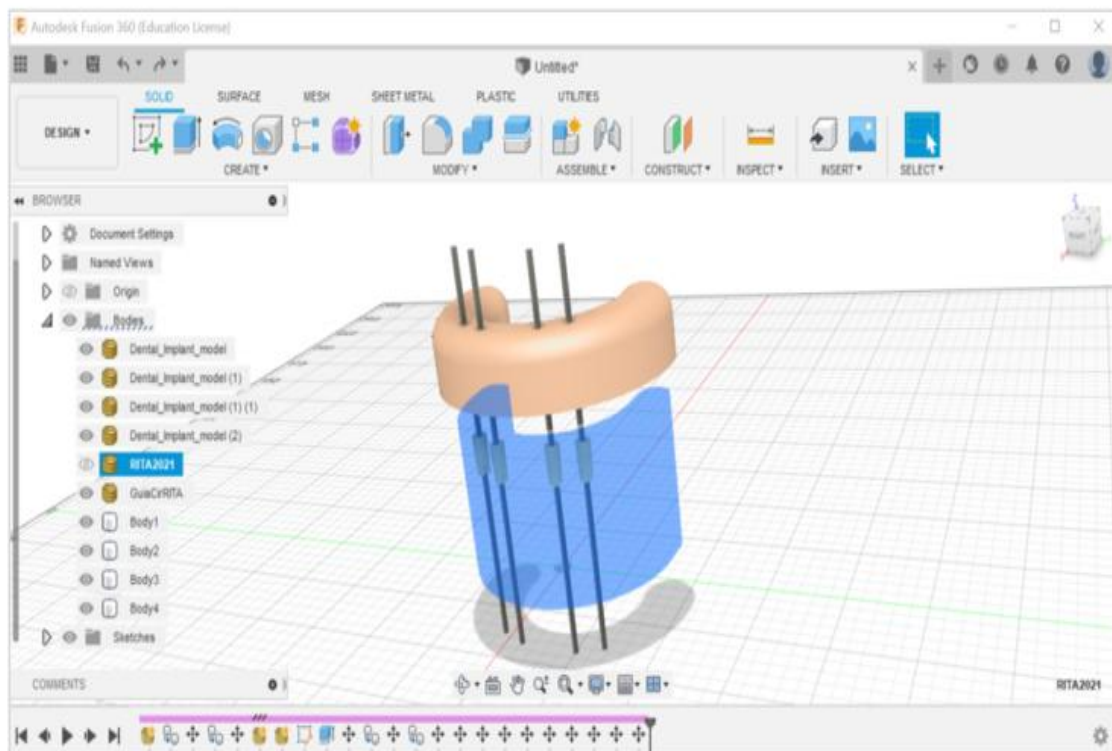
Com o emprego do software Fusion 360 e impressora 3D (GTMax 3D, Brasil) foram construídos os guias cirúrgicos para o Mm e para o CP e um dispositivo de fixação (Figura 4.8A) que foi acoplado a um delineador padrão (Bioart, Brasil), fixando o micromotor com peça reta, a fim de padronizar a perfuração da área de instalação do implante. (Figura 4.8B).

Após testes de perfuração nas áreas planejadas e confirmados os padrões de cirurgia de implantes, foi usada uma fresa (Figura 4.9A) de 3,5mm de diâmetro (FGM, Brasil), com um limitador de profundidade para implantes de 13mm. O Mm recebeu 04 implantes e os CPs receberam 01 implante cada, do tipo cone morse Frictional Arcsys de 3,8mm/13mm (FGM, Brasil) com torque de inserção de 40 Newton (N) usando a catraca de torque (Figura 4.9B); em seguida o paralelismo dos implantes foi conferido (Figura 4.9C) e os tapa implantes foram instalados (Figura 4.9D).

Para o Mm 04 implantes foram instalados, sendo 02 na zona central, correspondentes às regiões dos incisivos laterais, direito (Ip2) e esquerdo (Ip3) e 02 instalados nas zonas intermediárias, correspondentes às regiões dos primeiros pré-molares, direito (Ip1) e esquerdo (Ip4). Os pilares protéticos foram conectados (Figura 4.10) aos implantes com martetele de inserção de pilar, sendo aplicadas 03

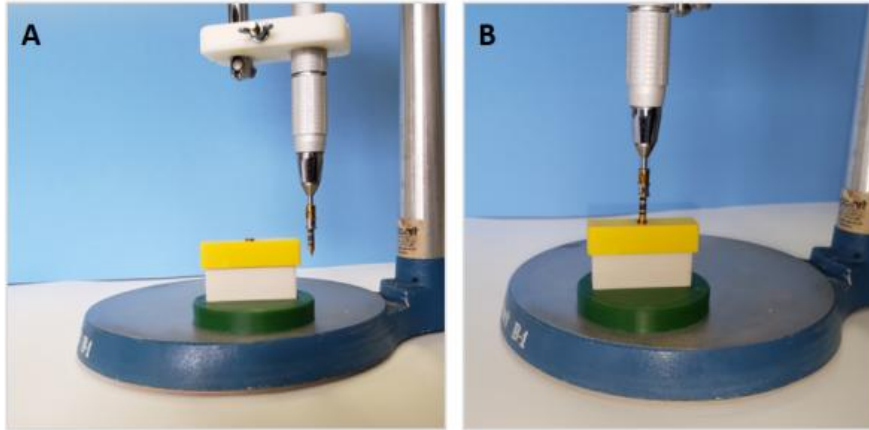
cargas sequenciadas, conforme as recomendações do fabricante. Após a instalação dos implantes e dos pilares protéticos, novas tomografias (PLANMECA, Finlândia) foram realizadas e comparadas com as anteriores para confirmar se a posição dos implantes coincidiu com aquela planejada. Para a instalação dos implantes e componentes, testes de material; calibragens de técnicas e profissionais envolvidos; e corpos de prova foram usados.

Figura 4.7 - Planejamento virtual e desenho do guia cirúrgico



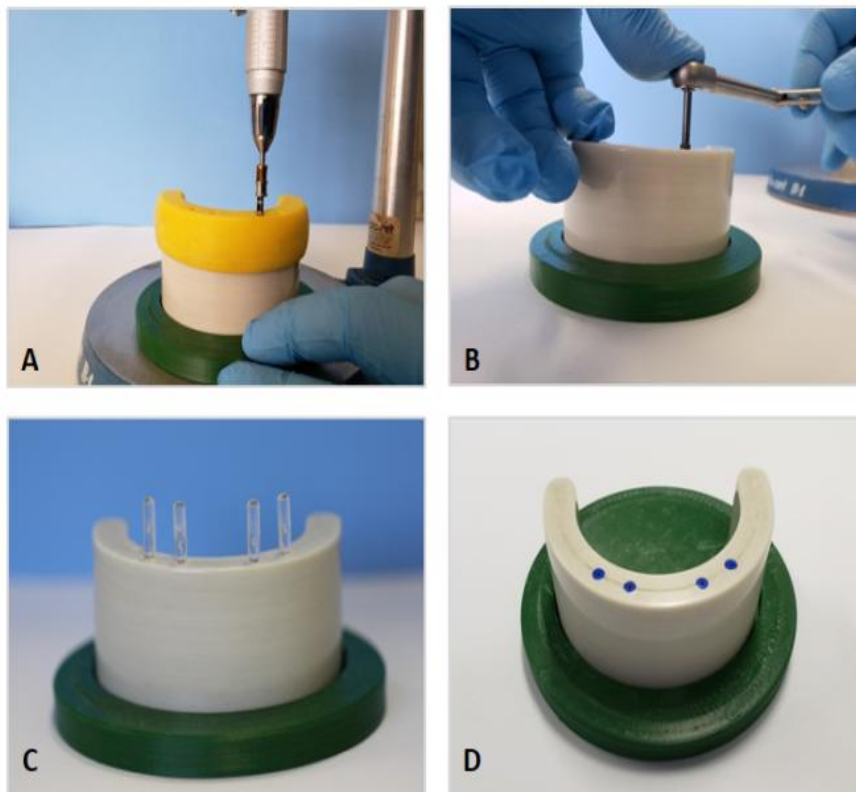
Fonte: O autor.

Figura 4.8 - A- Imagem do guia cirúrgico posicionado no CP e o dispositivo e acoplado no delineador com o micromotor; B- Padronização e perfuração com fresa de 3,5mm Ø e limitador de profundidade (FGM, Brasil)



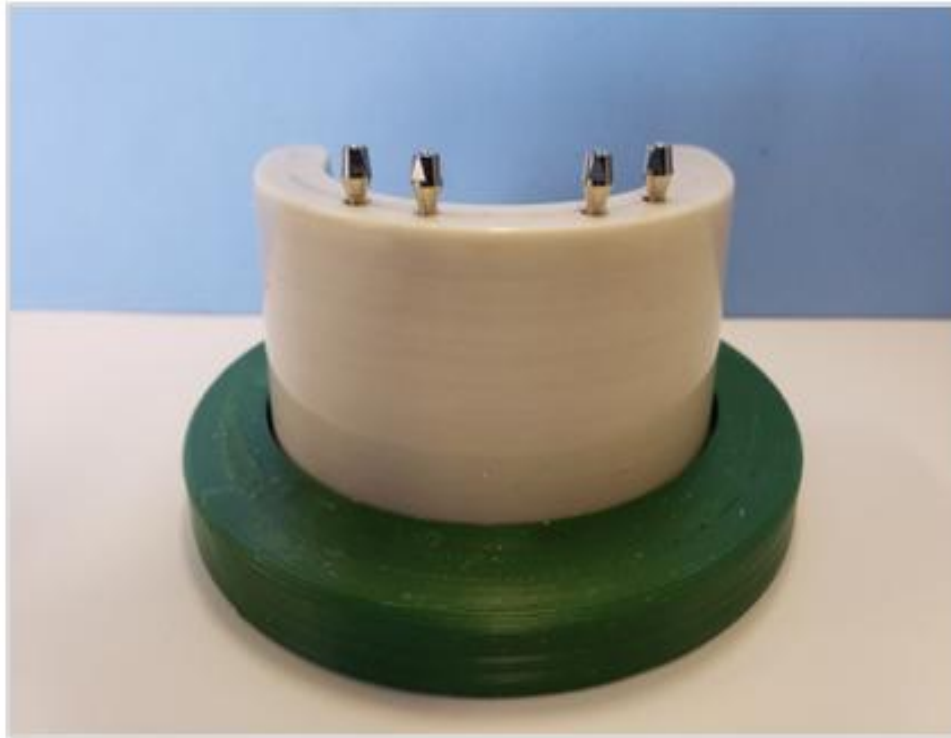
Fonte: O autor.

Figura 4.9 - A- Perfuração; B- Instalação dos implantes com catraca e torque de 40N; C- Conferência do paralelismo; D- Implantes instalados (FGM, Brasil)



Fonte: O autor.

Figura 4.10 - Mm com implantes Arcsys (FGM, Brasil) instalados e seus respectivos pilares protéticos posicionados



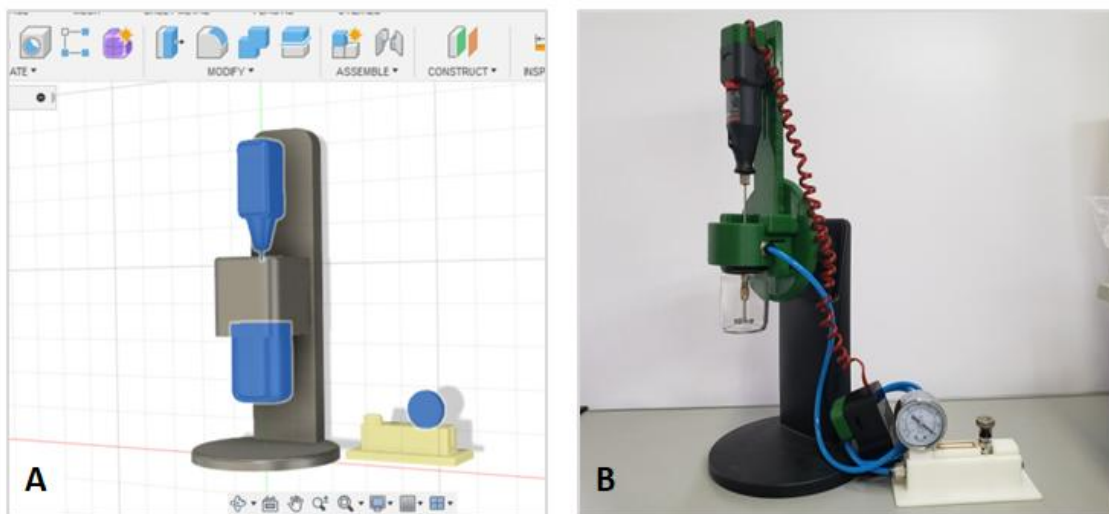
Fonte: O autor.

4.2.2 Modelos fotoelásticos

Para o desenvolvimento desta pesquisa, foram criados equipamentos para o aprimoramento da metodologia. Um deles foi o Minimisturador (Figuras 4.11A e Figura 4.11B) com capacidade máxima de 100g, produzido pelo sistema CAD/CAM, para a manipulação da resina fotoelástica visando maior acurácia no processo, com as seguintes características: motor de passo elétrico, com giro controlado em 60 rotações por minuto (RPM) nos sentidos horário e anti-horário; com eixo de aço inoxidável de 2,5mm; mandril adaptável com hélice de 12mm, padrão de mistura específica para resinas viscosas; copo de vidro com capacidade de 100 gramas (g); válvula de vedação e controle de fluxo de vácuo. Este equipamento foi conectado à

bomba de vácuo (WEG, Brasil), após teste mecânico que definiu a velocidade ideal de giro (60 RPM). O teste de manipulação da resina consistiu em, sob vácuo, se obter a homogeneidade da mesma. Tendo sido comprovada sua eficiência entrou-se com pedido de patente para este equipamento (Protocolo N° CC-PI-2021-0127).

Figura 4.11 - A- Projeto do minimisturador; B- imagem do minimisturador a vácuo pronto



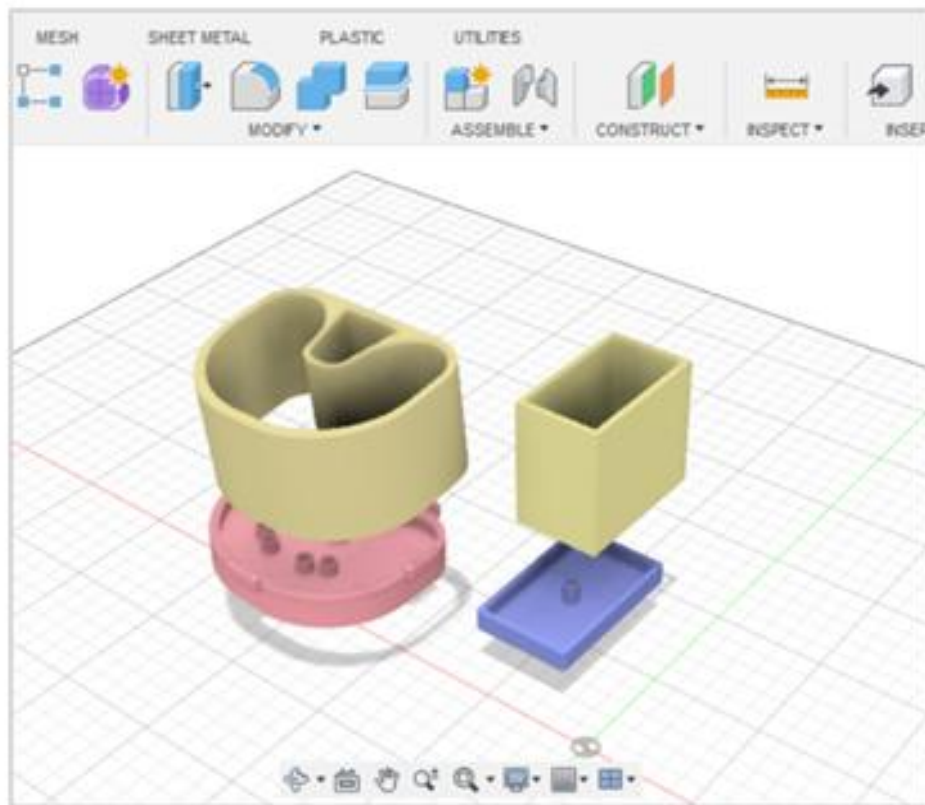
Fonte: O autor.

Os arquivos STL do Mm e do CP foram usados para a confecção das coifas de moldagem, desenhadas e produzidas pelo sistema CAD/CAM, (Figura 4.12), contendo nichos de fixação, para que os transferentes de moldagem recebessem os implantes na posição ideal. O Mm e o CP produzidos, já com os implantes e pilares protéticos instalados, receberam transferentes (FGM, Brasil) para a moldagem com coifa aberta e o conjunto foi fixado nas suas respectivas coifas de moldagem (Figura 4.13A), com parafusos de fixação de transferência. Na sequência, foi manipulado em misturador a vácuo (Polidental, Brasil) (Figura 4.13C) o material elastômero (Figura 4.13B) para moldagem laboratorial (Redelease, Brasil) e, após vertido nas respectivas coifas (Figura 4.13D).

Para a confecção dos modelos de resina fotoelástica, o Mm recebeu 04 implantes cone morse friccionais Arcsys (FGM, Brasil), dispostos nas posições das regiões correspondentes aos primeiros prémolares, direito (Ip1) e esquerdo (Ip4), e incisivos laterais, direito (Ip2) e esquerdo (Ip3), para a confecção de prótese total fixa implanto-suportada parafusada; e para os CPs, continha apenas um implante na região central.

Após a cura do elastômero, que ocorreu em 24h, o Mm e os CPs foram removidos das coifas de moldagem e novos implantes, com os seus respectivos pilares protéticos, foram conectados aos transferentes posicionados.

Figura 4.12 - Confecção das coifas de moldagem em CAD/CAM



Fonte: O autor.

Figura 4.13 - A- Mm conectado à coifa de moldagem; B- Elastômero manipulado conforme as recomendações do fabricante. C- manipulação com o auxílio de misturador a vácuo; D- Elastômero de moldagem vertido nas coifas de moldagem



Fonte: O autor.

A mistura da resina fotoelástica para confecção dos modelos fotoelásticos foi manipulada conforme técnica de manipulação descrita por Girard et al. (2021).

Para o MF, 50g de resina fotoelástica (Epóxi POLIPOX, Brasil) foi misturada ao seu respectivo catalisador (Figura 4.14A), na proporção de 1:0,45. A mistura foi homogeneizada previamente, de maneira suave com bastão de vidro, e depois processada no minimisturador (Figura 4.14B) sob vácuo de -20Kgf/cm^2 à temperatura média de 25°C e 50% de umidade, por aproximadamente 05 minutos (temperatura e umidade devem ser considerados), observando que o tempo máximo de manipulação não excedesse 20 min. A manipulação em equipamento de giro

controlado e sob vácuo, torna a mistura mais homogênea e com o mínimo de formação de bolhas (Girard et al., 2021).

A mistura foi vertida vagarosamente na coifa de moldagem (Figura 4.14C), com um bastão de vidro inclinado, a uma distância que permitisse que apenas um fio de resina fosse vertido, começando por preencher as laterais, progredindo até as áreas dos implantes e, por fim, toda a região moldada.

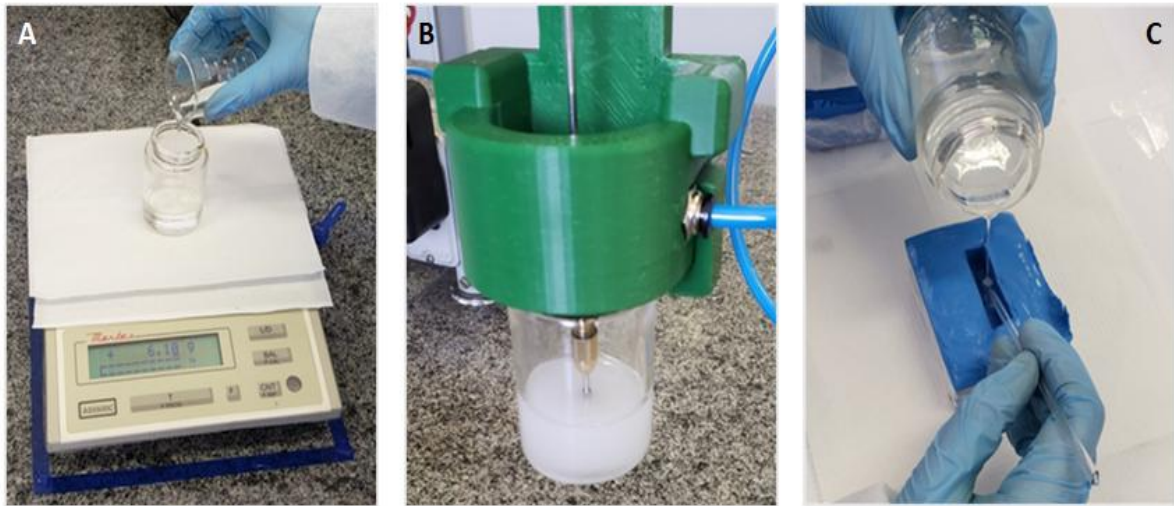
A coifa de moldagem já com a mistura (Figura 4.15A) foi inserida em panela antibolha (Protécni, Brasil) e foi aplicada pressão positiva de 25bares por 24 horas (Figura 4.15B). O uso de panela antibolha sob pressão positiva, tem o objetivo de eliminar eventuais bolhas que ainda persistiram após o vácuo (Girard et al., 2021).

Após as primeiras 24 horas, a coifa pode ser retirada da panela antibolha, permanecendo em repouso por mais 48 horas. 72 horas após a manipulação, o modelo fotoelástico pode ser retirado da coifa de moldagem.

Com o auxílio de brocas de acabamento Maxcut e Minicut (KOTA, Brasil), o MF (Figura 4.16) foi regularizado e o polimento final foi feito com uma sequência de lixas d'água de granulação 200 até 2500, seguido de polimento com Branco de Espanha, cera para polimento nº 02/ base de água e cera de polimento fino, até que o MF apresentasse um aspecto vítreo, livre de imperfeições e totalmente transparente.

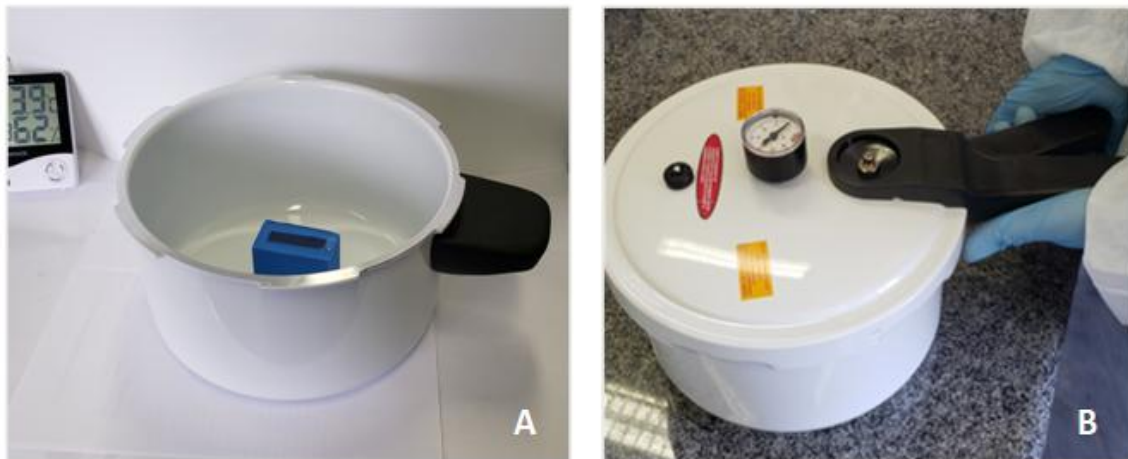
Os CPs (Figura 4.16) seguiram os mesmos passos de produção, sendo que 20g de resina fotoelástica (Epóxi POLIPOX, Brasil) foi misturada ao seu respectivo catalisador, na proporção de 1:0,45, para cada CP. Para cada fase do processo, 05 CPs foram produzidos, testados e analisados, antes de seguir para a próxima fase de produção.

Figura 4.14- A- pesagem da resina fotoelástica; B- Manipulação com o auxílio de minimisturador sob vácuo; C- Resina fotoelástica sendo inserida na coifa de moldagem para a produção do modelo fotoelástico (Girard et al., 2021)



Fonte: O autor.

Figura 4.15 - A- Coifas de moldagem com resina fotoelástica inseridas na panela antibolha; B- Imagens da panela antibolha recebendo 25bares de pressão

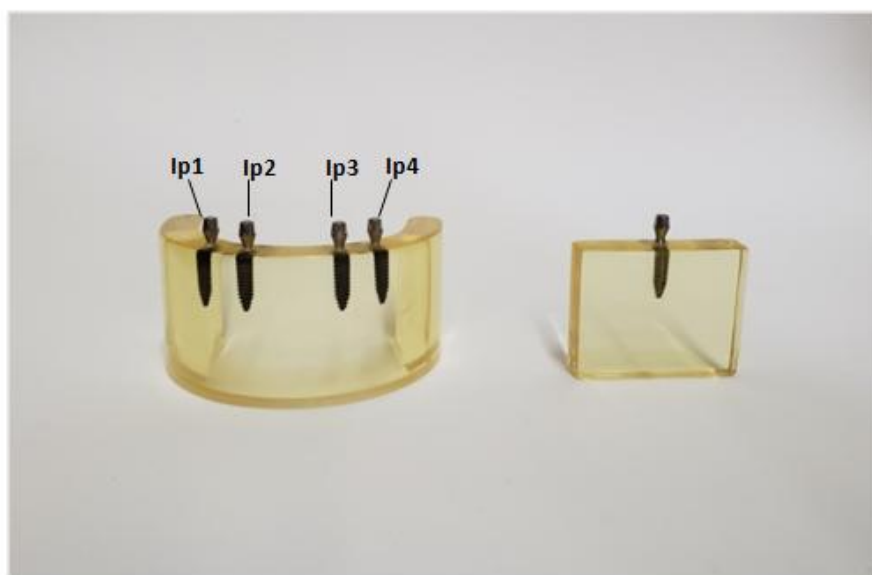


Fonte: O autor.

Os CPs fotoelásticos precederam a confecção dos modelos fotoelásticos (MF); foram usados para avaliar o padrão de resistência da resina fotoelástica, a homogeneidade, a adaptabilidade e posicionamento ideal dos implantes na área planejada, as tensões residuais, o padrão de transparência da resina fotoelástica, a presença de eventuais falhas, o padrão de análise fotoelástica, reversibilidade, calibragem de equipamentos e o treinamento e calibração da equipe de pesquisa.

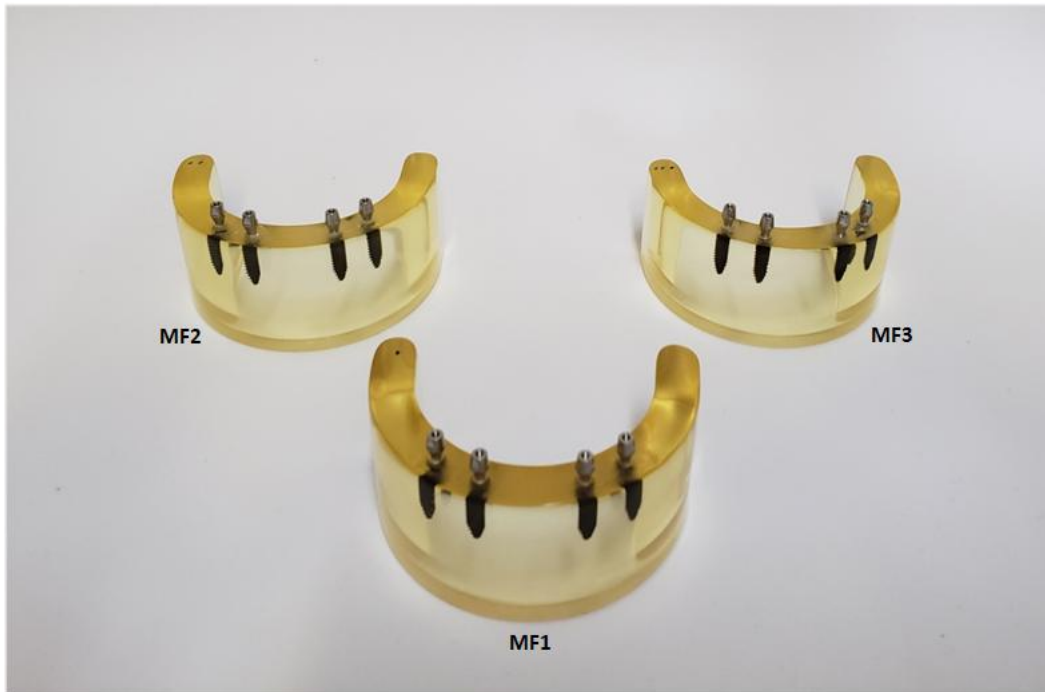
Para a análise fotoelástica foram criados 03 MFs idênticos (Figura 4.17), com 04 implantes (Ip1, Ip2, Ip3 e Ip4) do tipo cone morse Friccional Arcsys (FGM, com 3,8mm/13mm (FGM, Brasil) com pilar angulável rotacional, sendo classificados como: MF1 para moldagem convencional 1 (MC1), que prevê o uso de transferentes unidos entre si com fio dental e envolvido com resina acrílica autopolimerizável; MF2 para moldagem convencional 2 (MC2), consistindo no uso de barras de imobilização pré-fabricadas para unir os transferentes de moldagem entre si e adaptadas com resina acrílica autopolimerizável; e MF3 para a moldagem digital (Md), que utiliza dispositivos de scaneamento (scanbody) para proceder a moldagem.

Figura 4.16 - Imagem do MF e do CP finalizados



Fonte: O autor.

Figura 4.17 - Imagem dos modelos fotoelásticos MF1, MF2 e MF3 produzidos para a análise fotoelástica

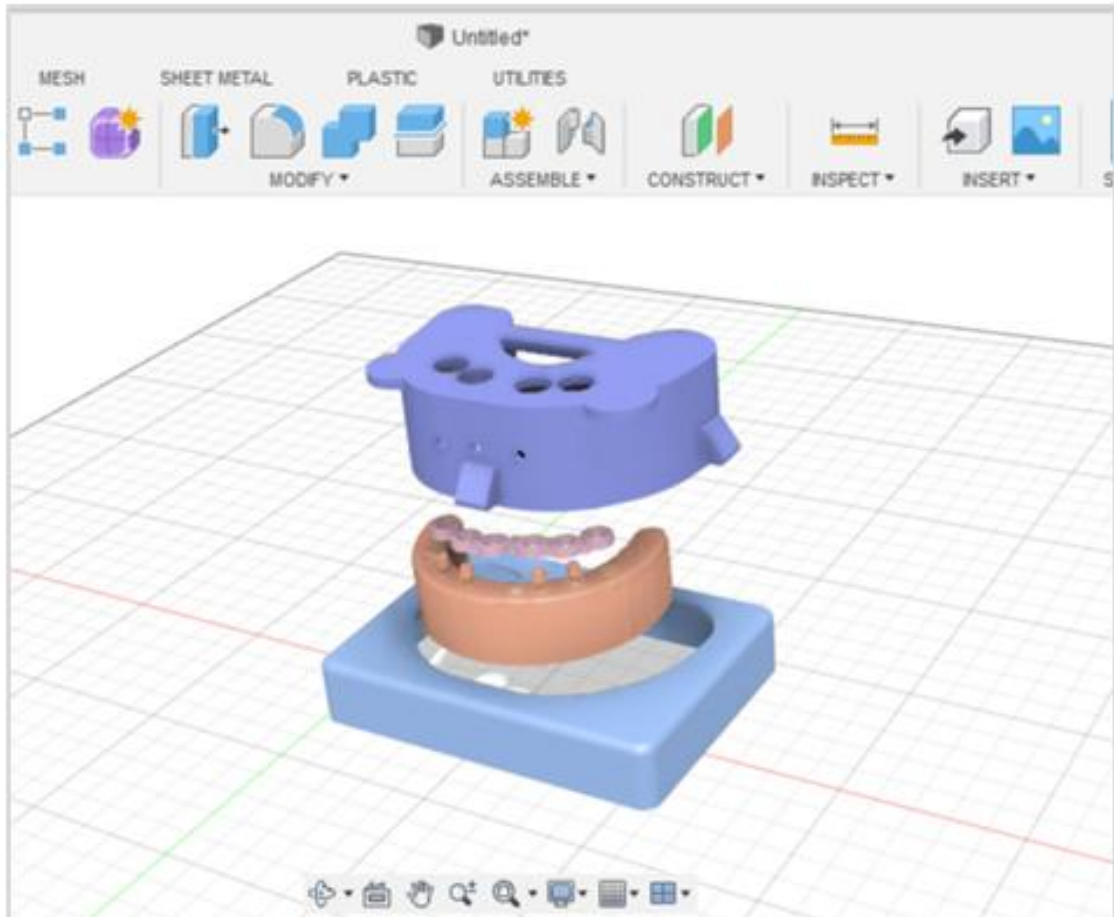


Fonte: O autor.

Coifas de moldagem individualizadas (Figura 4.18) foram produzidas para os MFs, para MC1 e MC2, por meio da tecnologia CAD/CAM, que receberam nichos nas áreas de encaixe dos transferentes e bases de sustentação para padronizar a base do modelo. Para o Md a moldagem seguiu os parâmetros da Md, que prevê o fluxo de trabalho em ambiente virtual com o uso de scanbody, scanners intra e/ou extraorais, hardware, software e impressoras 3D.

Os seguintes critérios de aceitação foram usados para avaliar o resultado das técnicas de moldagem: moldagem de áreas de implante; ausência de vazios nas faces moldadas (áreas identificadas com falhas de moldagem); ausência de vazios nas superfícies; reprodução adequada das áreas de interesse. As moldagens que não atenderam aos critérios resultaram em retomadas para moldagem convencional ou scanneamento adicional para as impressões digitais.

Figura 4.18 - Coifas de moldagem individualizadas, produzidas em CAD/CAM para as moldagens convencionais



Fonte: O autor.

4.2.3 Análise Fotoelástica

O método fotoelástico consiste em identificar as tensões geradas nos modelos fotoelásticos, que se apresentam na forma de franjas coloridas, se iniciam a partir de um ponto inicial e vão se distribuindo de forma reverberante até se dissiparem (ordem de franjas), sendo que a franjas iniciais correspondem aos pontos

de maior tensão e as franjas finais identificam o ponto de menor tensão, permitindo quantificar sua extensão pela última ordem de franjas regularmente visíveis.

Para a análise fotoelástica foi utilizado o polariscópio circular (Departamento de prótese, FOUSP) (Figura 4.19) composto por um refletor de LED (Light Eletronic Diodo) como fonte de luz principal, duas lentes polarizadoras (analisadora e polarizadora), duas lentes retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda, uma plataforma de análise com conectores personalizáveis em CAD/CAM, dispositivo de carga mecânico regulável (Departamento de Biomaterias, FOUSP), refletores de luz fria e uma câmera fotográfica. O polariscópio circular recebeu todos os dispositivos acessórios, personalizados e posicionados de forma padronizada no momento da análise dos diversos objetos fotoelásticos.

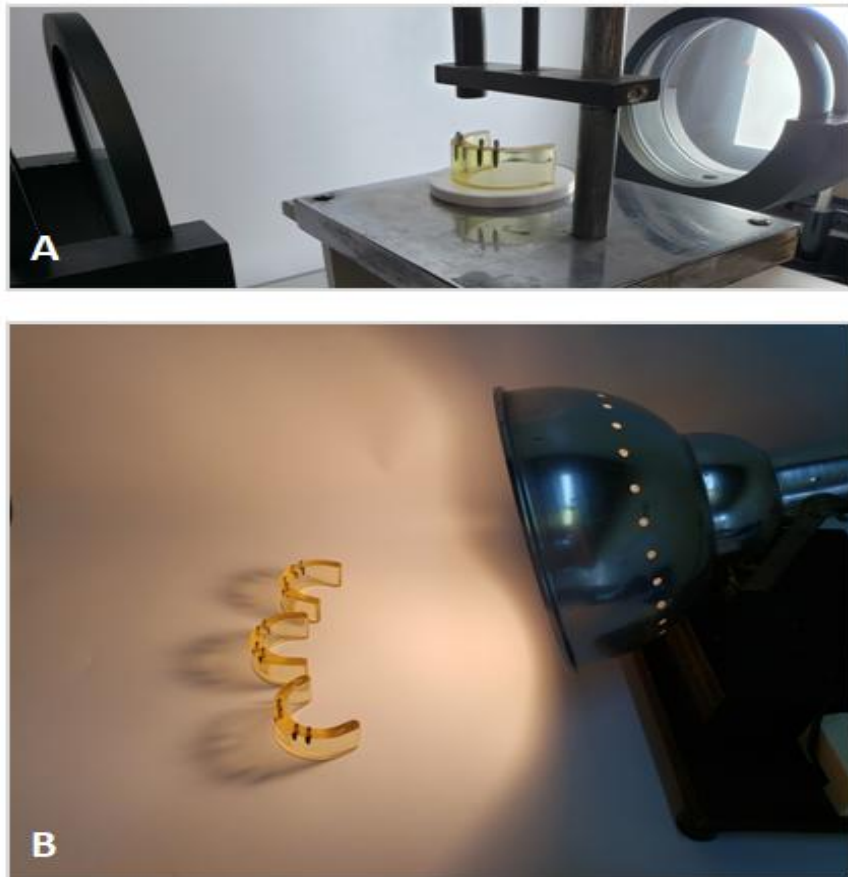
Os MFs foram analisados inicialmente para verificar se existiam tensões resultantes da manipulação do material. Após a produção, tensões residuais foram identificadas e foram reduzidas ao ponto ideal (AnI0), expondo os MFs à iluminação gerada por lâmpada Fotophlood (Philips), por aproximadamente 30 minutos (Figura 4.20), que aqueceu os MFs e CPFs até a total eliminação das tensões residuais. Após a eliminação das mesmas, e uma avaliação criteriosa das imagens resultantes dos MFs e CPFs incluindo testes de cargas e de reversibilidade de tensão na manipulação, foi eleito apenas o MF que apresentou o melhor resultado para a execução dos procedimentos (desfechos primário e secundário), evitando distorções eventuais que os mesmos pudessem apresentar em virtude do processo de produção.

Figura 4.19 - Polariscópio Circular usado para a análise fotoelástica



Fonte: O autor.

Figura 4.20 - A- Imagem do MF sendo analisado inicialmente (Aln0); B- MF exposto à luz intensa para a eliminação do máximo de tensões residuais



Fonte: O autor.

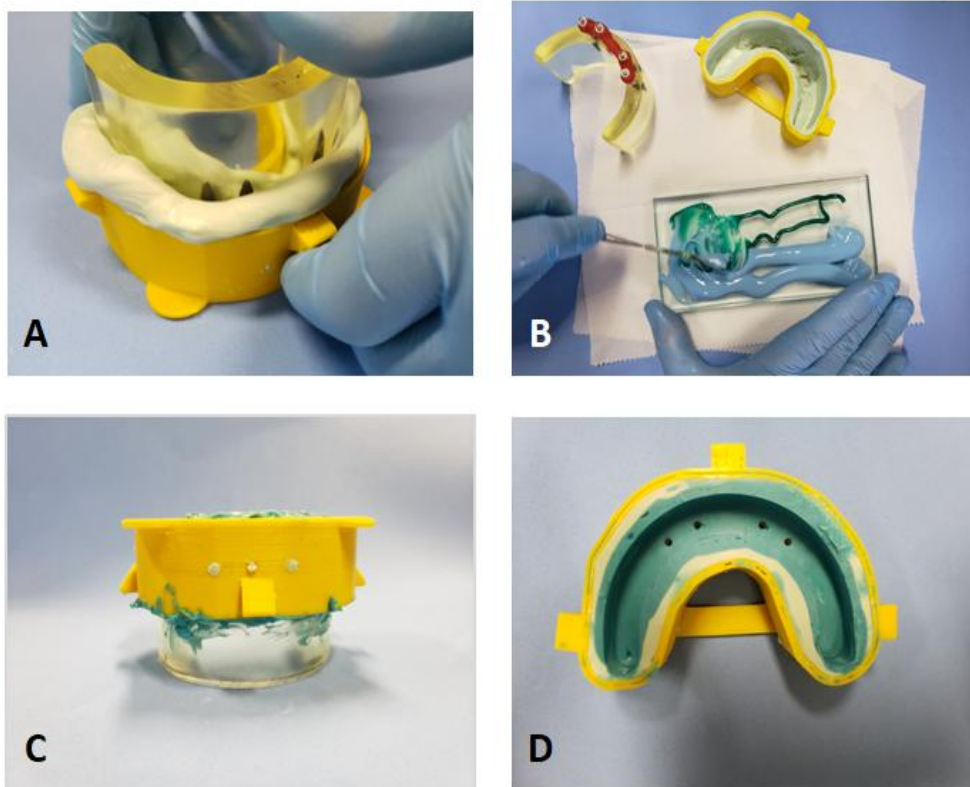
4.2.3.1 Análise 01 (desfecho primário)

As moldagens convencionais (MC1 e MC2) foram realizadas com o material a base de silicone (Perfil, FGM, Brasil). O MF recebeu os transferentes de moldagem, conectados aos implantes, e unidos entre si na forma de moldagem dupla (MC), que prevê inicialmente o uso do silicone espesso (Figura 4.21A) e, posteriormente o silicone fluido (Figura 4.21B), executada a moldagem (Figura 4.21C) (MC) seguida da conferência do procedimento (Figura 4.21D).

Após a presa do silicone, o MF foi retirado do molde e este conferido, observando os critérios estabelecidos; a seguir 04 análogos de implante foram conectados para cada moldagem (Figura 4.22A) aos transferentes contidos no seu interior. Em seguida, gesso especial tipo V (Polidental, Barsil) foi manipulado (Figura 4.22B) e vertido na moldagem, que geraram os modelos de gesso 01 e modelo de gesso 02 (M1 e M2) (Figura 4.22C).

A moldagem digital (Md) consistiu em scanear o MF com o auxílio de scanner intraoral (Figura 4.23A), simulando uma situação clínica, que geraram arquivos STL (Figura 4.23B). O referido arquivo foi então processado em software de fatiamento (Simplify 3D, Estados Unidos; FlashForge, China) e depois impresso em impressora 3D (Figura 4.23C) Hunter FlashForge (GTMax, Brasil; FlashForge, China).

Figura 4.21 - MC1: A- Moldagem inicial com silicone espesso; B- Manipulação do silicone fluido; C- Moldagem final; D- Aspecto do molde após a retirada do MF1

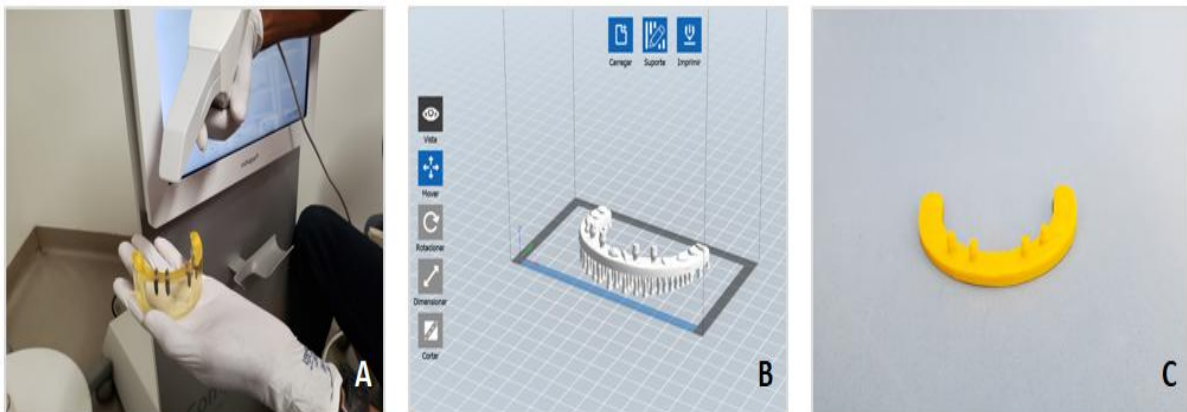


Figuras 4.22 - Produção de M1 e M2: A- Instalação dos análogos no molde; B- Gesso tipo V inserido no molde; C- Modelo de gesso com os análogos



Fonte: O autor.

Figuras 4.23 - Produção do M3: A- Scaneamento do MF3; B- Imagem gerada em arquivo STL e fatiada em software de fatiamento de imagem; C- M3 produzido com auxílio de impressora 3D



Fonte: O autor

4.2.3.1.1 *Moldagem Convencional 01 - Fio dental /Resina - MC1*

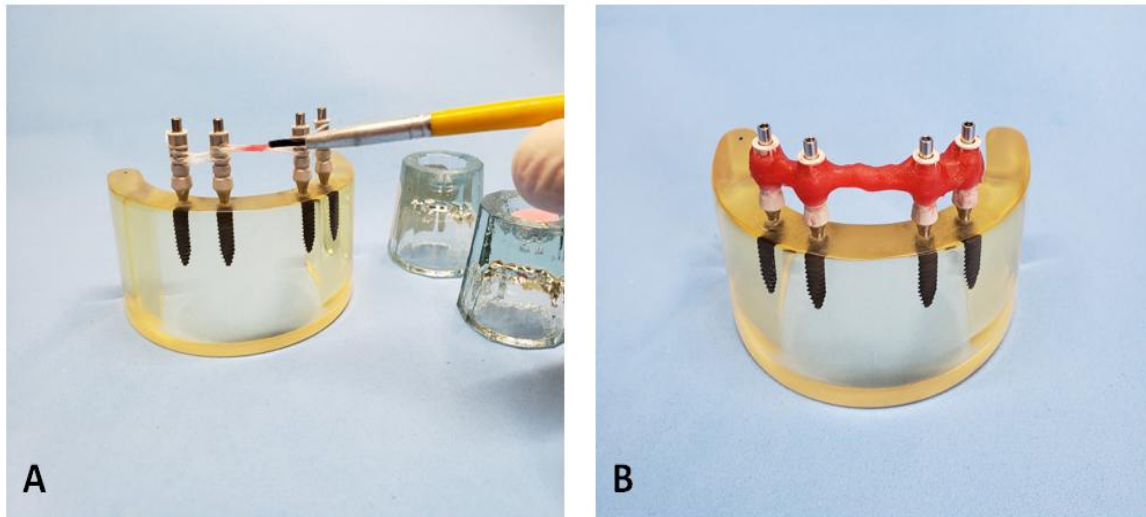
O MF1 recebeu transferentes de moldagem para moldeira aberta (Figura 4.24A), sendo fixados com seus respectivos parafusos. Em seguida, foram unidos entre si com uma trama de fio dental impregnada com resina acrílica autopolimerizável (Patter Brhigth, Kota, Brasil) (Figura 4.24B), sendo esta, aplicada com o auxílio de um pincel - Fase 01 (F1).

O MF1 foi analisado com o uso do polariscópio circular e as imagens foram coletadas do ponto "0" (Anl0) (Figura 4.25), que corresponde ao momento antes do início da moldagem, aplicação da trama de fio dental e aplicação da resina acrílica, até o ponto "10" (Anl2) (Figura 4.26) que corresponde a 10 minutos após o início do procedimento de fixação dos transferentes na sequência de captura de imagens: direita (D), frontal (F) e esquerda (E).

Após a análise inicial (F1), os transferentes foram separados (Figura 4.27A) com disco de corte e motor de baixa rotação (Driller, Brasil) e novamente unidos (F2) (Figura 4.27B) com o auxílio de resina acrílica autopolimerizável (Patter Brhigth, Kota, Brasil). No momento final (Figura 4.27C) da manipulação da resina (F2), foi feita nova análise fotoelástica no MF1. As imagens que foram coletadas com a máquina fotográfica do ponto "0" (Anl0) (Figura 4.25) foram usadas como referência e novas imagens foram coletadas até o ponto "10" (Anl2) (Figura 4.28) na sequência de captura: direita (D), frontal (F) e esquerda (E).

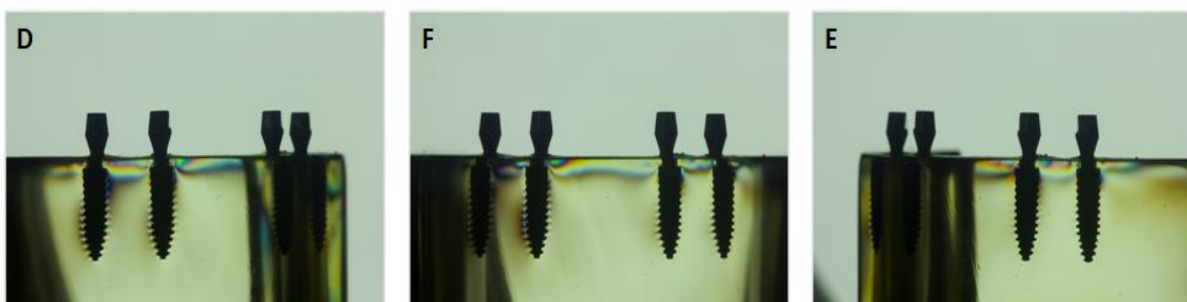
As tensões geradas e identificadas na forma de franjas coloridas foram capturadas por máquina fotográfica (CANON, Estados Unidos) e arquivadas.

Figura 4.24 - A- MF1 com os transferentes unidos com fio dental no momento da aplicação da resina acrílica autopolimerizável (F1); B- Dispositivo de moldagem no MF1 produzido para unir os transferentes



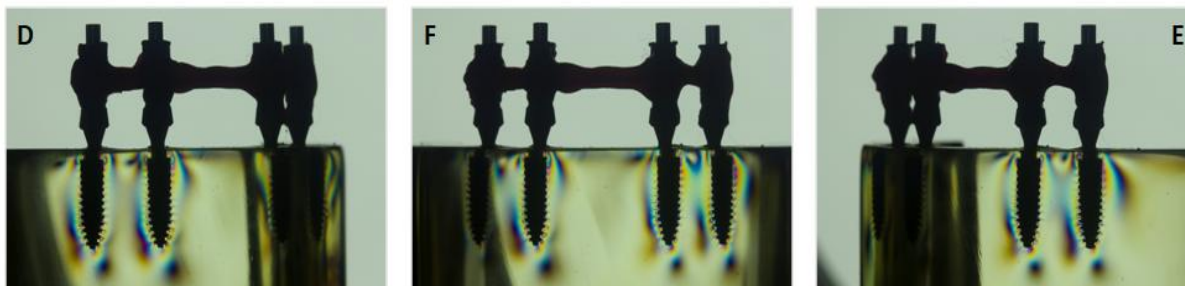
Fonte: O autor.

Figura 4.25 - Imagens em Anl0 do MF1 (F1): D- Análise do lado direito; F- MF1 vista frontal; E- Análise do lado esquerdo



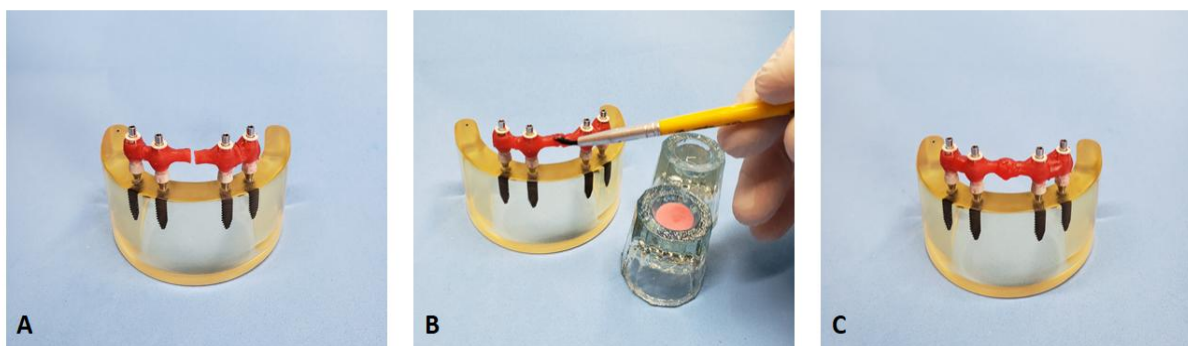
Fonte: O autor.

Figura 4.26 - MF (F1) em Anl2: D- Análise do lado direito; F- MF1 vista frontal; E- Análise do lado esquerdo



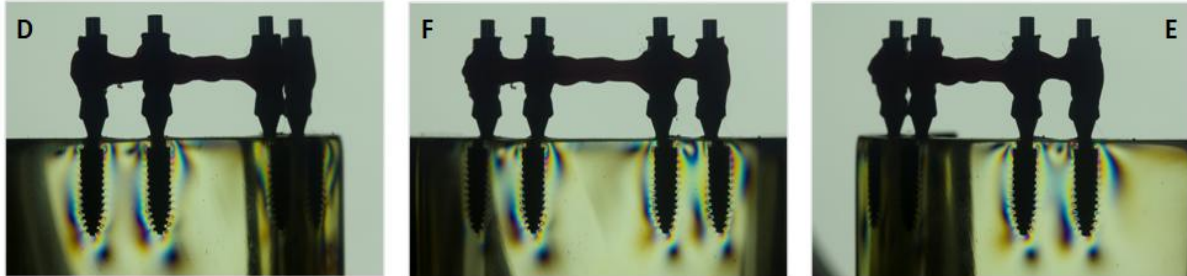
Fonte: O autor.

Figura 4.27 - A- MF com os transferentes separados com disco de corte; B- Transferentes unidos novamente com uma camada de resina acrílica autopolimerizável (F2); C- Transferentes prontos para moldagem



Fonte: O autor.

Figura 4.28 - Anl2 do MF (F2): D- Análise do lado direito; F- MF vista frontal; E- Análise do lado esquerdo



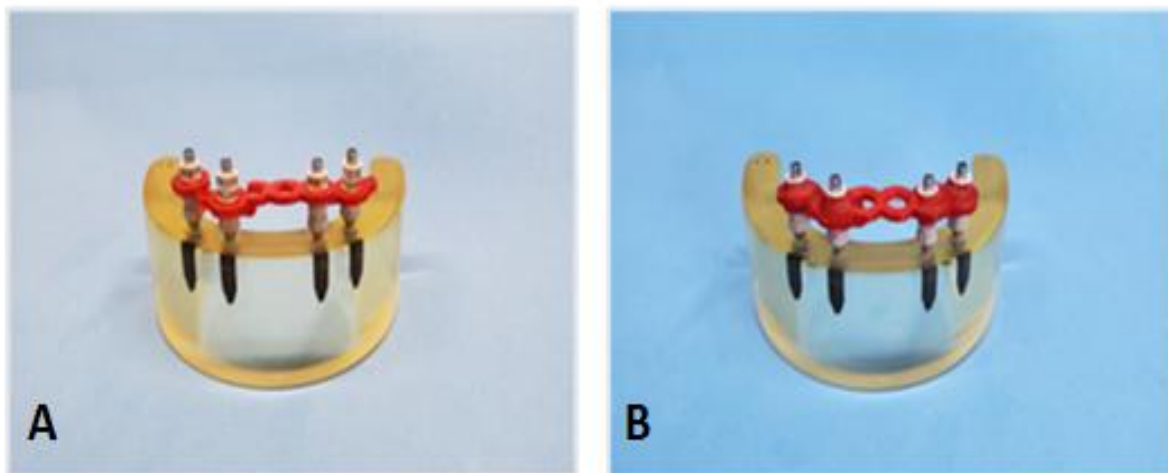
Fonte: O autor.

4.2.3.1.2 Moldagem Convencional 02 - Imobilizador/Resina - MC2

O MF recebeu transferentes de moldagem, fixados com seus respectivos parafusos, para moldeira aberta a ser realizado em fase única (Fu). Na sequência, foram posicionados imobilizadores (Figura 4.29A) personalizados (Kit de imobilizadores de moldagem, Brasil – Produto em registro de patente, protocolo N° CC-PI-2021-0128) unidos com resina acrílica autopolimerizável (Patter Brhigh, Kota, Brasil) (Figura 4.29B), aplicada com o auxílio de um pincel.

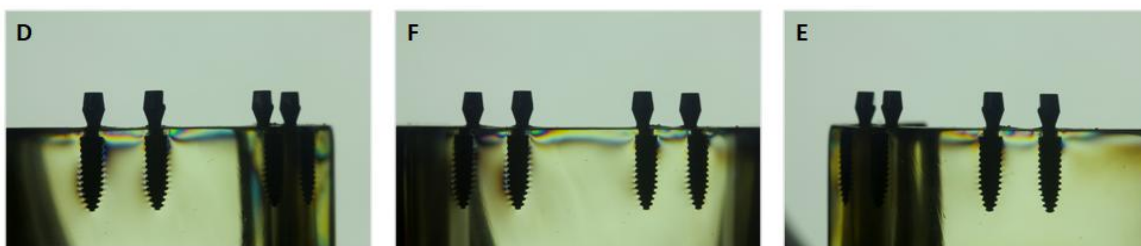
A análise do MF foi realizada no polariscópio circular e as imagens foram coletadas do ponto “0” (Anl0) (Figura 4.30), que corresponde ao momento anterior ao início da moldagem, posicionamento dos imobilizadores e aplicação da resina acrílica, até o ponto “10” (Anl2) (Figura 4.31) que corresponde a 10 minutos após à imobilização dos transferentes na sequência de captura: direita (D), frontal (F) e esquerda (E). As tensões geradas e identificadas na forma de franjas coloridas foram capturadas por máquina fotográfica (CANON, Estados Unidos) e arquivadas.

Figura 4.29 - A- MF com os imobilizadores posicionados entre os transferentes de moldagem; B- Dispositivo de moldagem no MF2 produzido para MC2



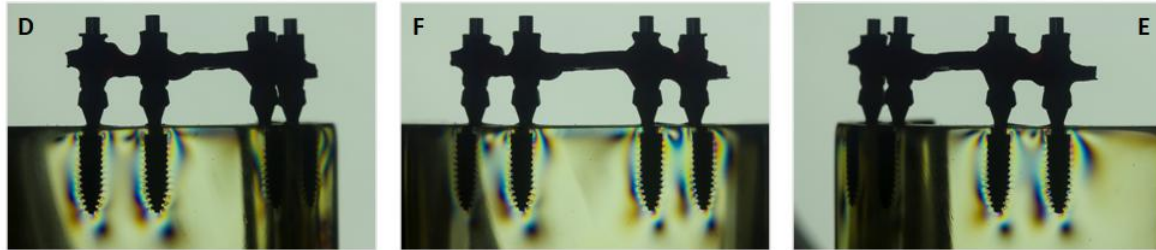
Fonte: O autor.

Figura 4.30 - Anl0 do MF (Fu): D- Análise do lado direito; F- MF vista frontal; E- Análise do lado esquerdo



Fonte: O autor.

Figura 4.31 - MF em AnI2 (Fu): D- MF analisado do lado direito; F- Vista frontal; E- Analisado do lado esquerdo



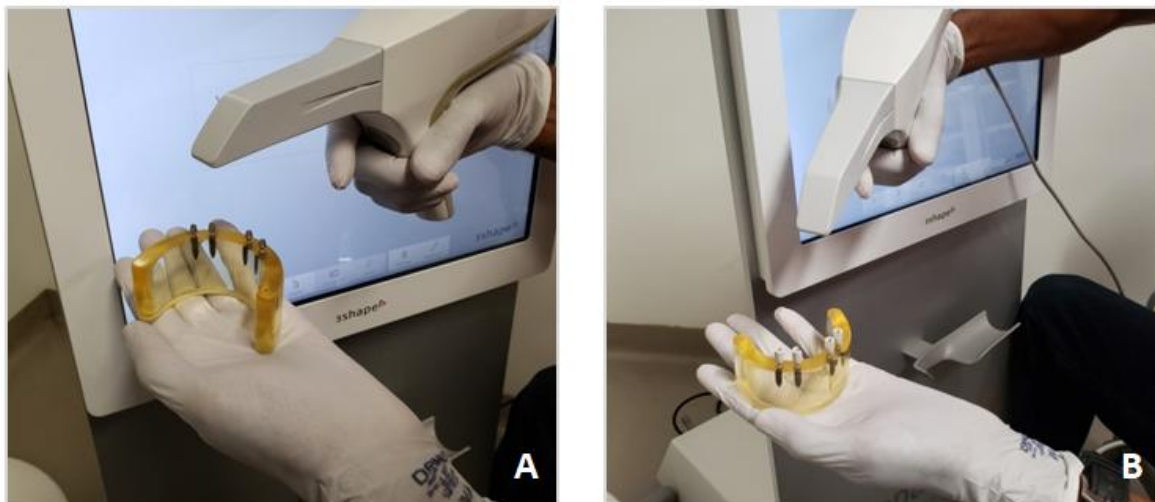
Fonte: O autor.

4.2.3.1.3 Moldagem digital - Md

Para a moldagem digital o MF foi moldado virtualmente com o auxílio do scanner 3Shape TRIOS3 3D (3Shape, Dinamarca), inicialmente sem qualquer dispositivo (Figura 4.32A) conectado aos pilares protéticos e, posteriormente, com corpos de scanneamento (scanbody) instalados com parafuso protético (FGM, Brasil), conforme recomendações do desenvolvedor do software de planejamento (EXOCAD, Espanha) (Figura 4.32B).

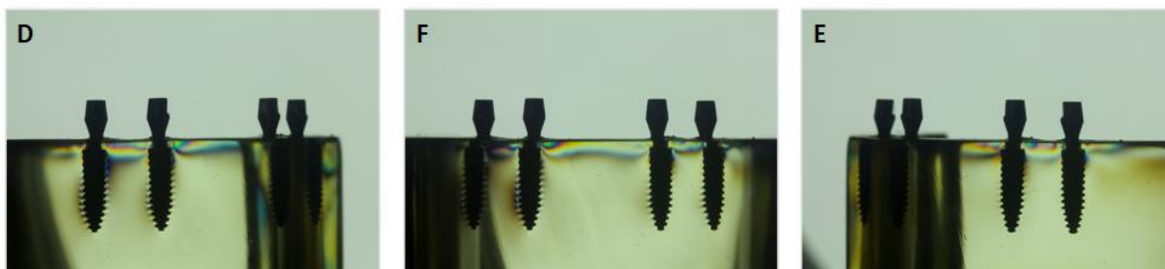
O MF foi analisado com o uso do polariscópio circular e as imagens da análise foram coletadas do ponto “0” (AnI0) (Figura 4.33), que corresponde ao momento anterior à moldagem, da conexão dos scanbody, até o ponto “10” (AnI2) (Figura 4.34) que corresponde a 10min após a conexão dos scanbody na sequência de captura: direita (D), frontal (F) e esquerda (E). As tensões geradas e identificadas na forma de franjas coloridas foram capturadas por máquina fotográfica (CANON, Estados Unidos) e posteriormente arquivadas.

Figura 4.32 - MF scanneado em AnI0 (A) e com os scanbody conectados (B)



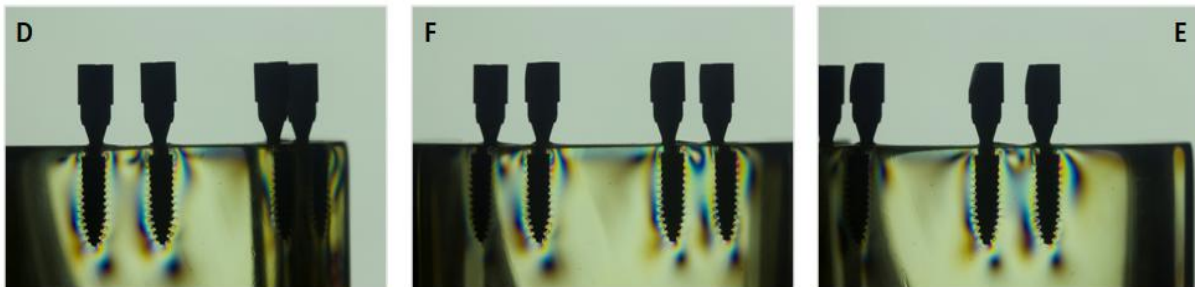
Fonte: O autor.

Figura 4.33 - MF em AnI0 (Fu): D- Imagens do lado direito; F- MF vista frontal; E- Lado esquerdo



Fonte: O autor.

Figura 4.34 - MF em Anl2 (Fu): D- MF analisado do lado direito; F- MF vista frontal; E- Analisado do lado esquerdo



Fonte: O autor.

4.2.3.2 Análise 02 (desfecho secundário)

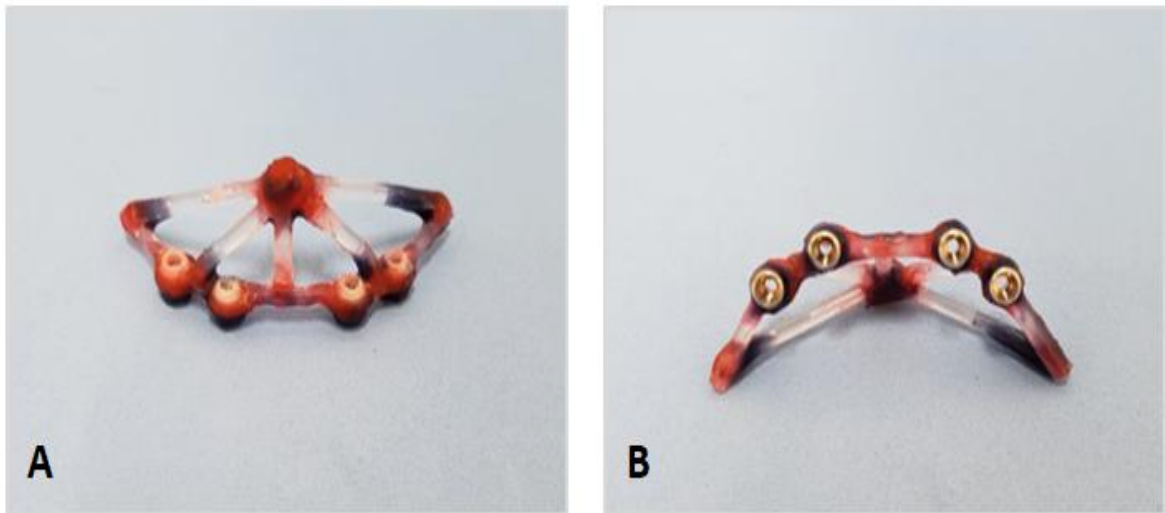
As MC1, MC2 e Md foram usados para a confecção dos modelos de trabalho e das estruturas metálicas com componentes de carga (B1, B2 e B3). Foram usados copings antirrotacionais com anel de Cobalto-Cromo (CoCr) e fundidas com metal de NiCr.

A geometria das estruturas metálicas foi definida com o auxílio do Software Fusion360 (Autodesk, Estados Unidos), que previu uma plataforma central circular de PLA com raio de 12mm de diâmetro, produzida em CAD/CAM e acoplada à estrutura metálica após a sua fundição, que recebeu a carga axial com o equipamento para esse fim (Departamento de Biomateriais - FOUSP). A partir da plataforma, barras oblíquas partiram de um eixo central da estrutura metálica em 05 direções equidistantes compreendendo os eixos cartesianos X, Y e Z até a barra de conexão dos componentes protéticos para que houvesse melhor distribuição da carga axial sobre os implantes. As peças protéticas (B1, B2 e B3) foram construídas somente com a parte metálica, sem revestimento de porcelana ou resina (Figura 4.35).

As barras protéticas (B1 e B2), para os modelos oriundos das moldagens convencionais (Figura 4.36A), foram realizadas de acordo com a técnica convencional de fundição (Figura 4.36B). A estrutura metálica (B3) sobre o modelo oriundo da técnica de moldagem digital foi desenvolvida inicialmente em CAD/CAM (Figura 4.36C) e posteriormente conectada aos componentes protéticos, seguida da técnica fundição convencional.

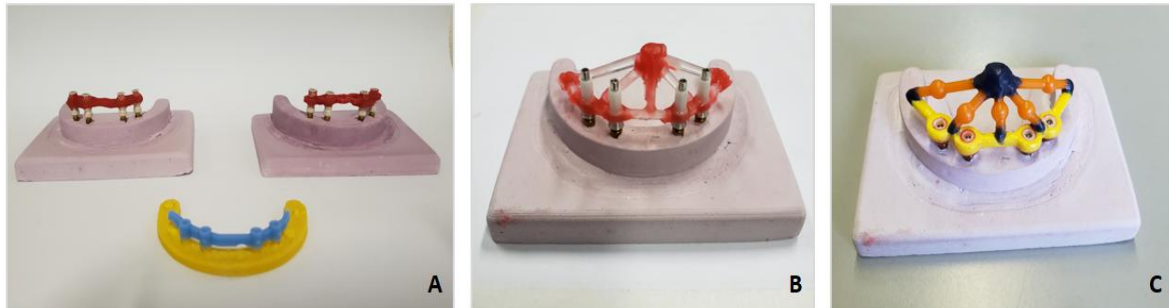
Após a fundição e usinagem laboratorial, as estruturas metálicas receberam a plataforma de PLA que foram conectados ao eixo central da estrutura metálica, tornando padronizada as plataformas de carga para B1, B2 e B3 (Figura 4.37).

Figura 4.35 - A- Imagem frontal da barra para fundição (B); B- Vista cervical da barra de fundição com os copings de CoCr conectados



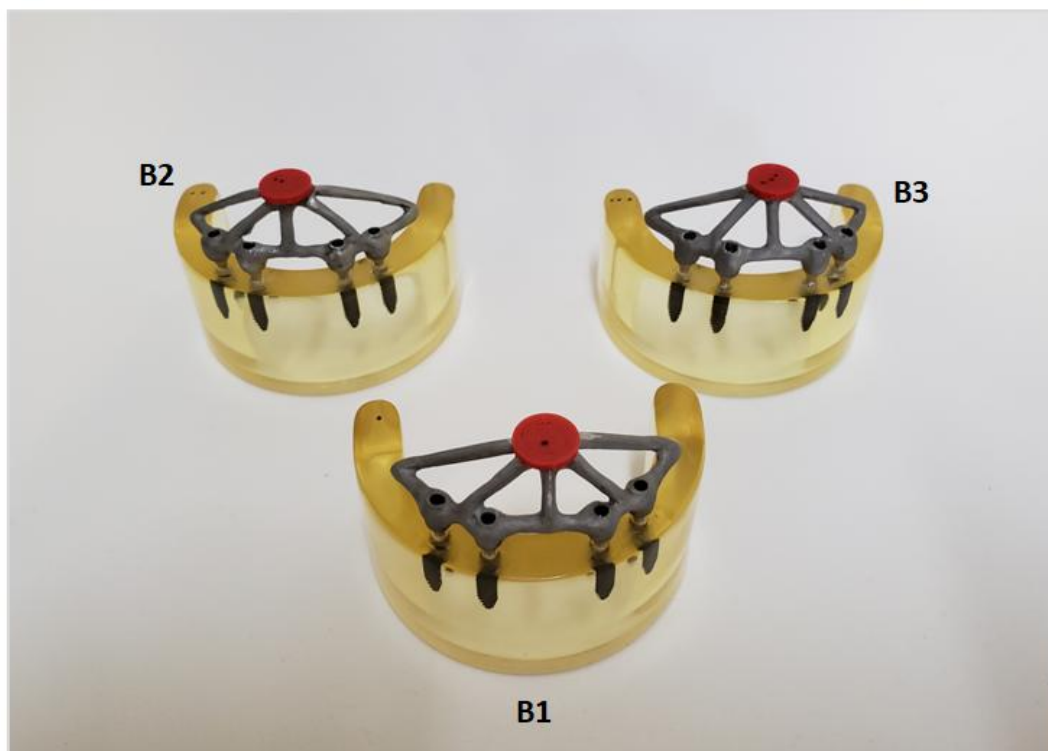
Fonte: O autor.

Figura 4.36 - A- Imagem dos modelos de trabalho (M1, M2 e Md) usados na confecção das barras protéticas (B1, B2 e B3); B- Base de confecção de B1 e B2 com os copings de CoCr; C- Base de confecção de B3 usando CAD/CAM



Fonte: O autor.

Figura 4.37 - Imagem dos MF com suas respectivas barras protéticas (B1, B2 e B3) com componentes de carga fundidos em peça única

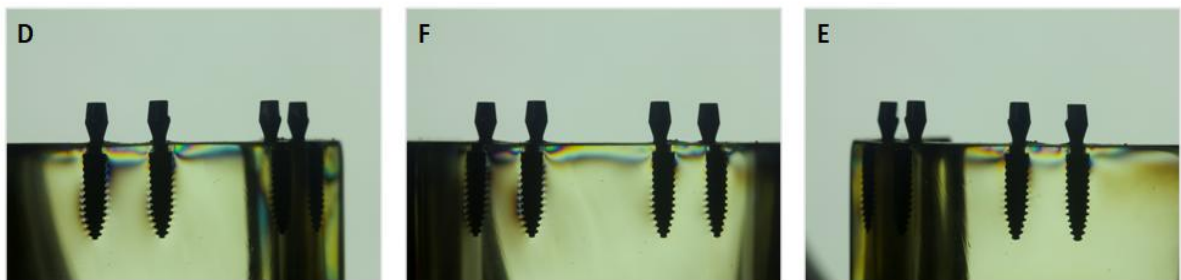


Fonte: O autor.

4.2.3.2.1 Carga Axial 01 - CA1

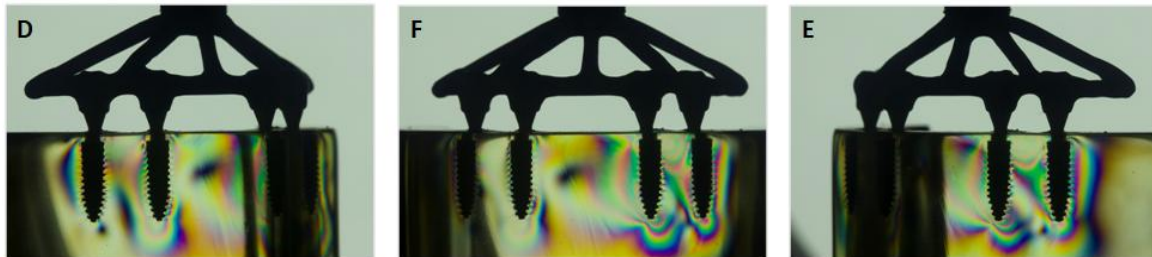
O MF foi posicionado na plataforma de análise do polariscópio circular, seguido de uma coleta de imagens (AnI0), na sequência de captura: Frontal (F), direita (D) e esquerda (E). Partindo do protocolo estabelecido, a B1 foi então conectada ao MF com parafuso de fixação protética (Arcsys, FGM, Brasil), usando a catraca de fixação com torque de 10N, seguindo a sequência de aperto: Ip1-Ip3-Ip2-Ip4; o conjunto foi posicionado na plataforma de análise do polariscópio circular. Uma carga de 100N (10,1972Kgf/cm²) foi aplicada, com o uso de um dispositivo de carga (Departamento de Biomateriais, FOUSP). As tensões geradas e identificadas na forma de franjas coloridas foram capturadas por máquina fotográfica (CANON, Estados Unidos) e arquivadas, do ponto "0" (AnI0) (Figura 4.38) que corresponde ao momento anterior à conexão da B1, até o ponto "10" (AnI2) (Figura 4.39), que corresponde a 10 minutos de incidência de carga sobre o conjunto MF+B1, na sequência de captura: Direita (D), frontal (F) e esquerda (E).

Figura 4.38 - Imagens em AnI0 do MF: D- Análise do lado direito, F- MF vista frontal; E- Análise do lado esquerdo



Fonte: O autor.

Figura 4.39 - Imagens do MF+B1 em Anl2: D- Imagens do lado direito; F- MF vista frontal; E- Lado esquerdo



Fonte: O autor.

4.2.3.2.2 Carga Axial 02 - CA2

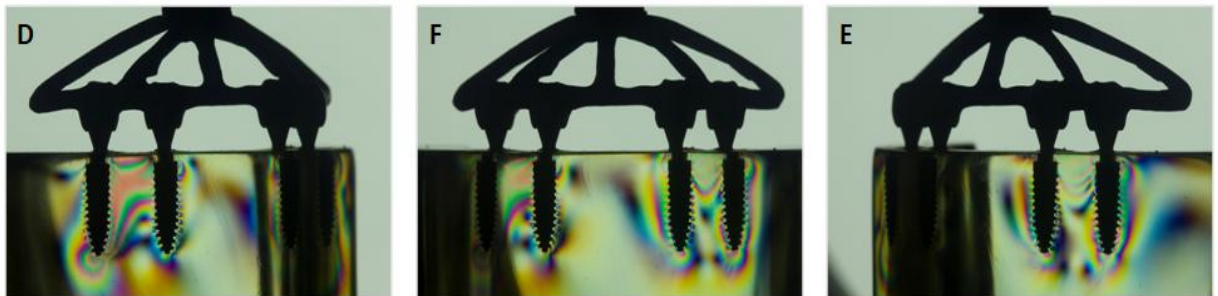
O MF com a B2 parafusada com torque de 10N, seguindo a sequência de aperto: lp1-lp3-lp2-lp4, foi posicionado na plataforma de análise do polariscópio circular, seguido dos passos de CA1, sendo aplicada a carga de 100N. As franjas coloridas foram capturadas por máquina fotográfica (CANON, Estados Unidos) e arquivadas, do ponto “0” (Anl0) (Figura 4.40) até o ponto “10” (Anl2) (Figura 4.41), que corresponde a 10 minutos de incidência de carga na sequência de captura: Direita (D), frontal (F) e esquerda (E).

Figura 4.40 - Imagens em Anl0 do MF: D- Análise do lado direito; F- MF vista frontal; E- Análise do lado esquerdo



Fonte: O autor.

Figura 4.41 - Imagens do MF+B2 em Anl2: D- lado direito; F- MF vista frontal; E- Lado esquerdo



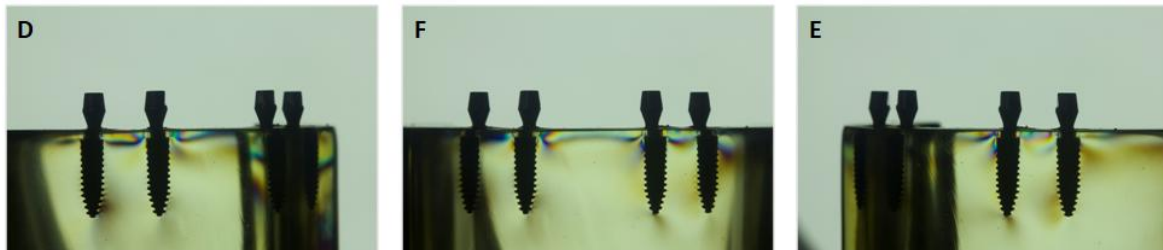
Fonte: O autor.

4.2.3.2.3 Carga Axial 03 - CA3

Seguindo o roteiro de análise padronizado, O MF foi conectada à B3 parafusada com torque de 10N na sequência de aperto: lp1-lp3-lp2-lp4, seguido do posicionamento adequado no polariscópio circular. Uma carga de 100N foi aplicada. As tensões geradas foram capturadas na forma de franjas coloridas e arquivadas, do ponto "0" (Anl0) (Figura 4.42) que corresponde ao momento que precede a aplicação

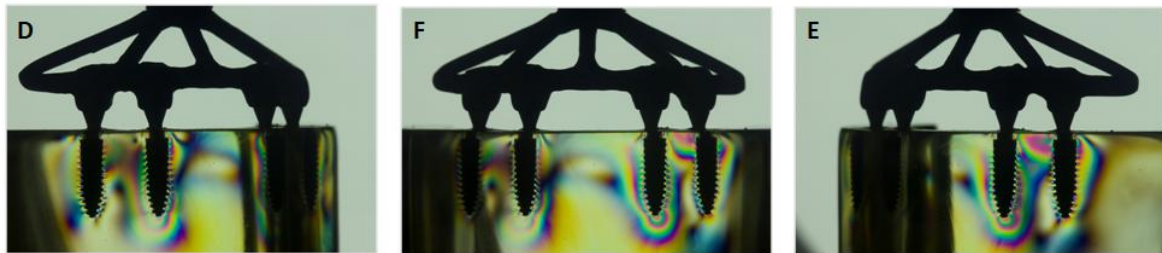
da carga até o ponto “10” (Anl2) (Figura 4.43), que corresponde a 10 minutos de incidência de carga na sequência de captura: Direita (D), Frontal (F) e esquerda (E).

Figura 4.42 - Imagens em Anl0 do MF: D- Análise do lado direito; F- Vista frontal; E- Análise do lado esquerdo



Fonte: O autor.

Figura 4.43 - Imagens do MF+B3 em Anl2: D- imagens do lado direito; F- Vista frontal; E- Lado esquerdo



Fonte: O autor.

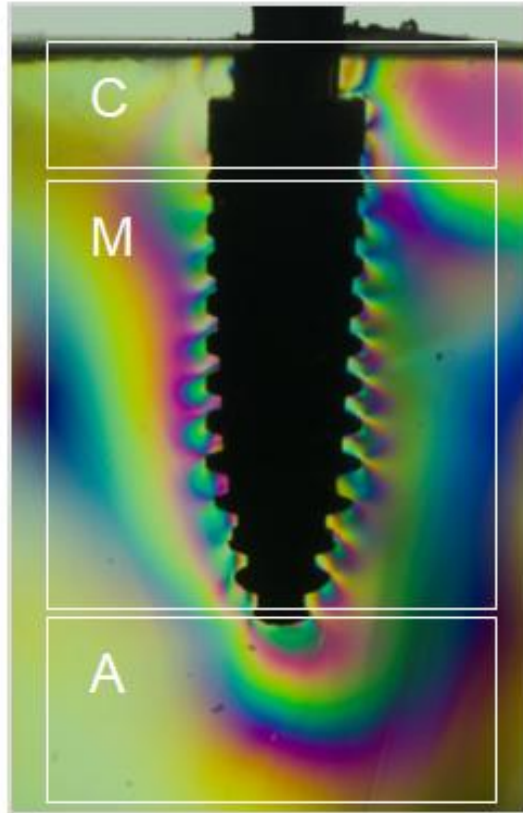
4.2.4 Análise das imagens coletadas

A análise fotoelástica foi repetida 05 vezes para cada desfecho primário (15 repetições) e para cada desfecho secundário (15 repetições). Gerou um conjunto de 180 imagens no total: sendo 03 imagens iniciais para cada procedimento no MF, correspondendo à análise do ponto “0”(AnI0), que mostra o MF com o mínimo de tensões antes de cada procedimento e outro conjunto de 03 imagens, em AnI2 (Ponto “10”) coletadas 10 minutos após.

Com o auxílio dos Software Adobe Photoshop e Adobe Photoshop LightRoom (Adobe Company, Estados Unidos) a sequência de análise seguiu na ampliação e formatação de 04 imagens, sendo 02 imagens em AnI0 e 02 imagens em AnI2 no momento das moldagens para cada repetição (desfecho primário) na região dos implantes referente ao lado direito, seguido da região dos implantes do lado esquerdo em AnI0 e AnI2. Seguindo a mesma sequência, 02 imagens em AnI0 e 02 imagens AnI2 no momento do carregamento axial de 100N para cada (desfecho secundário). As análises foram feitas de forma qualitativa e quantitativa por um observador experiente com o auxílio do software ImageJ, que confirmou a veracidade dos dados.

As tensões geradas ocorreram na forma de franjas coloridas distintas de acordo com a sua localização, o que permitiu dividir a análise em 03 zonas: cervical, média e apical (Figura 4. 44).

Figura 4.44 - Imagens do MF com franjas de tensão distintas em zonas específicas: A- Apical, M- Média e C- Cervical



Fonte: O autor.

As características das franjas de tensão de acordo com a zona permitiram identifica-las (Pellizzer et al., 2014; Pimentel et al., 2015; Termeie et al, 2015):

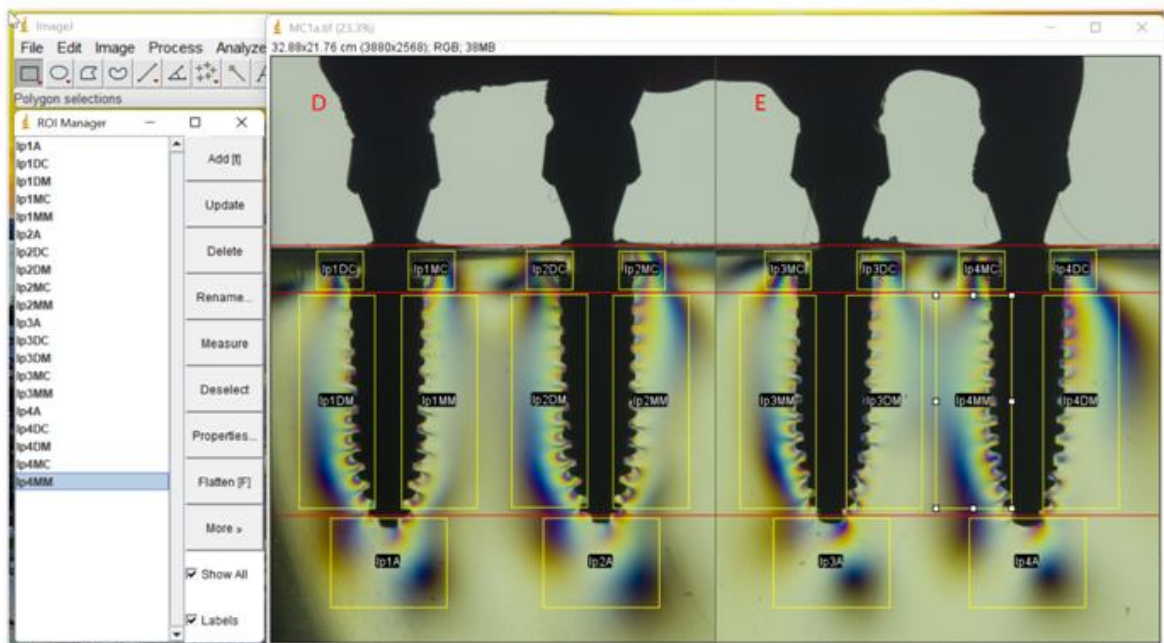
- Apical: As franjas se apresentaram com distribuição de amplitude, a partir do ápice do implante que permitiu criar um quadrante Apical (A);

- Mesial: As franjas de tensão se apresentaram com amplitudes opostas paralelas e a partir do longo eixo do implante e foram divididas em quadrante Mésio Distal (MD) e Mésio Mesial (MM);

- Cervical: As franjas de tensão surgiram nos ângulos cervico-proximais do implante, que foram divididas em quadrante Cervico Distal (CD) e quadrante Cervico Mesial (CM).

Para cada procedimento realizado (03 procedimentos de moldagem e 03 procedimentos de carga axial) 20 quadrantes (Figura 4.45) foram eleitos para a coleta de dados nas regiões adjacentes aos implantes (05 quadrantes para cada implante): A, MD, MM, CD e CM, perfazendo um total de 60 quadrantes no desfecho primário e 60 quadrantes no desfecho secundário.

Figura 4.45 - Imagens do MF com franjas de tensão distintas em quadrantes específicos



Fonte: O autor.

Os seguintes critérios foram usados para avaliar e identificar as franjas de tensão em cada quadrante, de acordo com suas características:

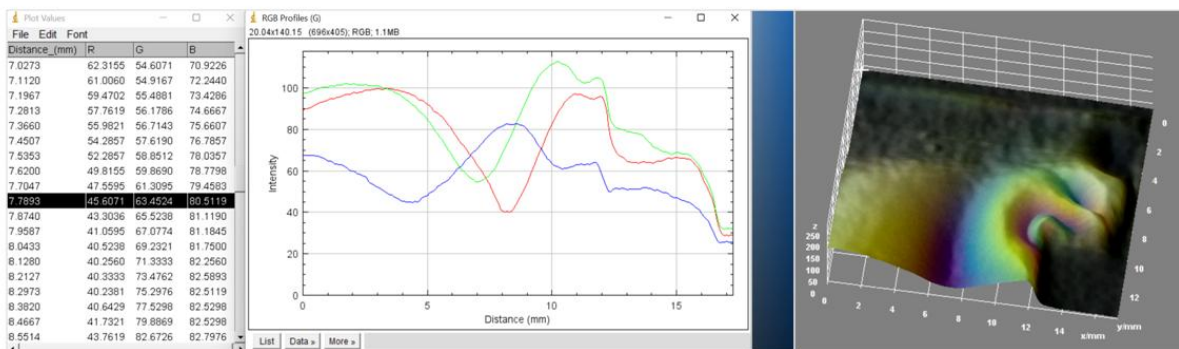
Apical (A)- A ordem das franjas coloridas deviam se originar na região correspondente ao ápice do implante, sendo considerada a franja contínua mais distante. Franjas descontínuas, sem ordem definidas e que não tivessem origem no ápice do implante não foram consideradas;

Mesial (M)- A ordem de franjas coloridas deviam se originar na região paralela aos implantes, deviam ser contínuas e a última franja da ordem foi considerada. Franjas descontínuas, sem ordem definidas não foram consideradas;

Cervical- A ordem das franjas coloridas deviam se originar no ângulo cervico-proximal das regiões adjacentes aos implantes, deviam ser contínuas e a última franja devia ser usada como parâmetro na coleta de dados. Franjas descontínuas, sem ordem definidas e que não tinham origem na região informada não foram consideradas.

Com o auxílio do Software ImageJ (Universidade de Chicago, Estados Unidos), as imagens das franjas foram identificadas quanto à localização (conforme o parâmetro de pixel), a cor, (conforme os padrões gráficos RGB-vermelho, verde e azul) e as formas tridimensionais (Figura 4.46).

Figura 4.46 - Imagens da análise gerada a partir do software ImageJ



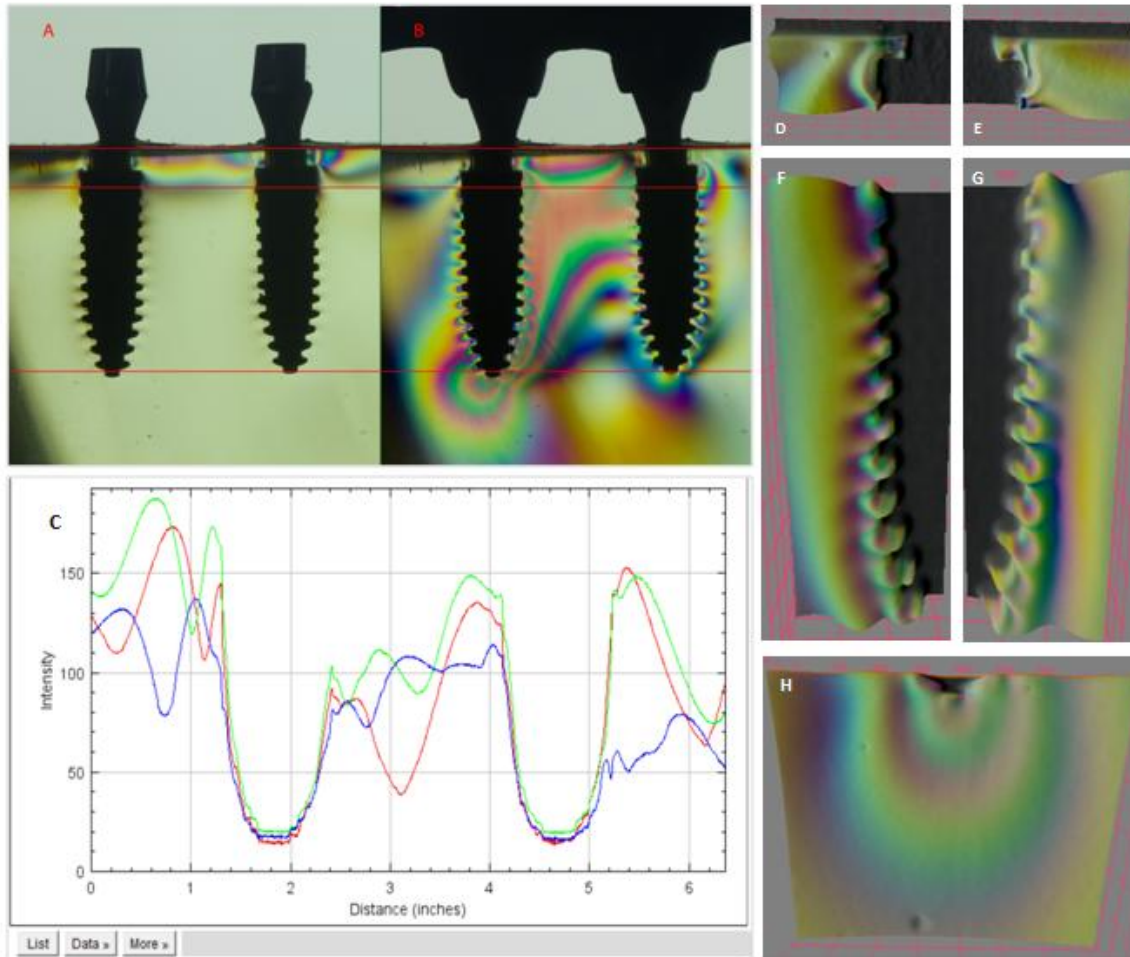
Fonte: O autor.

4.2.4.1 Análise Qualitativa

Cada quadrante foi avaliado qualitativamente quanto à incidência¹ e localização das tensões geradas em AnI2 (Figura 4.46), comparando as imagens em AnI0.

¹ Incidência: É a qualidade referente à frequência ou à quantidade com que algo ocorre. Está diretamente relacionada à regularidade com que determinada ação acontece ou que seja incidente. Ex.: A incidência de periimplantite em tratamentos com implantes dentários.

Figura 4.47 - Imagens do MF: A - AnI0 com o mínimo de tensões residuais; B- AnI2 com as franjas de tensão distintas; C- Gráfico RGB que confirmam a formação das franjas de tensão, D- Quadrante CD, E- Quadrante CM, F- Quadrante MD, G- Quadrante MM e H- Quadrante A

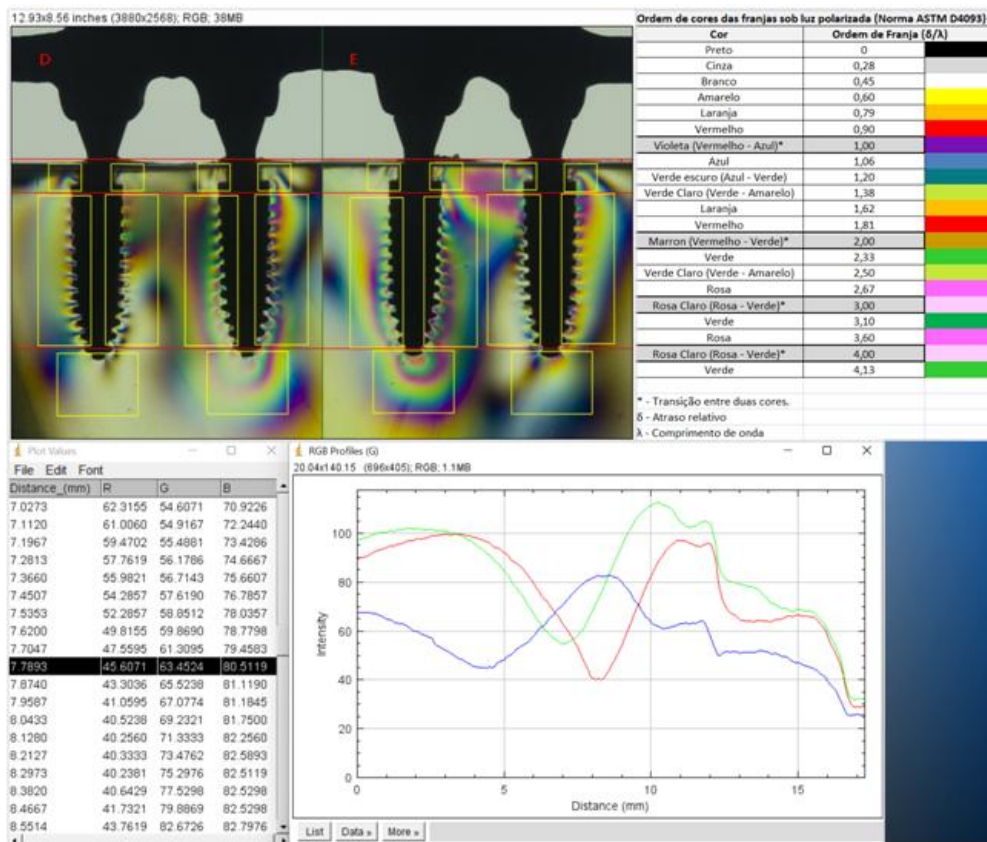


Fonte: O autor.

4.2.4.2 Análise Quantitativa

A análise quantitativa consistiu em identificar as ordens de franjas visualmente por um observador experiente e calibrado, confirmando com o auxílio do software ImageJ (Universidade de Chicago, Estados Unidos); considerando a última franja regularmente visível e seu respectivo valor de intensidade (Figura 4.46), através da escala ASTM D4093 (American Society for Testing and Materials, Estados Unidos) de ordem de franjas descrita por Abrão et al. (2018).

Figura 4.48 - Imagens da análise quantitativa com o demonstrativo de dados que foram considerados por quadrante



Fonte: O autor.

4.2.4.3 Análise Estatística

Os dados coletados foram convertidos em formato numérico, para análise estatística.

Para o desfecho primário, 03 técnicas de moldagem (MC1, MC2 e Md) foram avaliadas, considerando tensões pré-moldagem (AnI0) e durante a moldagem (AnI2) sobre os implantes que serviram de pilar para a prótese. Quando foi necessário, remoldagem (moldagem convencional) e rescaneamento das áreas faltantes (moldagem digital) foram feitas.

Para o desfecho secundário, as barras metálicas (B1, B2 e B3) foram avaliadas: Tensões pré-carregamento axial (AnI0) e durante a aplicação de carga axial de 100N (AnI2) sobre as barras metálicas após sua conexão aos implantes que serviram de pilar para as mesmas.

A análise estatística dos dados coletados foi realizada considerando o banco de dados original contendo 36 linhas. Foi organizado e tratado, com manutenção de 09 variáveis para análise e uma recodificação da variável moldagem/carga (V10) conforme a tabela 4.1.

Todos os testes realizados levaram em consideração um α (alfa) bidirecional (p-valor) de 0,05 e intervalo de confiança (IC) de 95% (R Core Team, 2020) e foram realizados com apoio computacional dos softwares R, versão 4.2.1 (FSC, Estados Unidos); e IBM SPSS Statistics para Windows, versão 25 (IBM Corporation, Estados Unidos).

Tabela 4.1 - Variáveis encaminhadas no banco de dados para análise, unidades de medida e tipo de variável

Variável	Rótulo	Categorias	Tipo
V1	Moldagem/Carga	1 = MC1- Moldagem Convencional 1; 2 = MC2- Moldagem Convencional 2; 3 = Md - Moldagem Digital; 4 = CA1- Carga Axial 1 ; 5 = CA2- Carga Axial 2 ; 6 = CA3- Carga Axial 3	Qualitativa nominal
V2	Medida	Medidas repetidas: 1 = A; 2= B; 3 = C; 4 = D; 5 = E	Qualitativa nominal
V3	Implante	1 = Implante 1; 2 = Implante 2; 3 = Implante 3; 4 = Implante 4	Qualitativa nominal
V4	Quadrante Apical	valor da análise fotoelástica	Quantitativa contínua
V5	Quadrante Mésio Mesial	valor da análise fotoelástica	Quantitativa contínua
V6	Quadrante Mésio Distal	valor da análise fotoelástica	Quantitativa contínua
V7	Quadrante Cervico Mesial	valor da análise fotoelástica	Quantitativa contínua
V8	Quadrante Cervico Distal	valor da análise fotoelástica	Quantitativa contínua
V9	Soma de todas os quadrantes	valor da análise fotoelástica	Quantitativa contínua
V10	Tipo de carga	Recodificação da V1, em que MC1, MC2 e MD foram agrupados em “Moldagem” e CA1, CA2 e CA3 em “Carga”	Qualitativa nominal

Fonte: NAEE.

Os dados foram descritos com frequência e intervalo de confiança para variáveis qualitativas e com medidas de tendência central (média e mediana) e medidas de dispersão (desvio padrão, intervalo interquartil, mínimo e máximo) para dados quantitativos.

A escolha dos testes não paramétricos deveu-se padrão e ao número de dados utilizados nesse experimento laboratorial, ter uma tendência a reduzir de forma significativa o poder dos testes de normalidade, não sendo adequado a sua utilização; optando-se por tratar os dados como não paramétricos.

A associação entre variáveis quantitativas entre moldagem e carga foi avaliada com *Teste de Kruskal-Wallis* e o *Teste de post-hoc*. Quando associação foi significativa, o *Teste de Dunn* foi aplicado. O *Teste de post-hoc* é um teste feito após os testes recomendados, quando comparamos mais de um grupo; e é utilizado para determinar entre quais agrupamentos está a diferença que foi apontada pelo teste original.

A relação da variável tipo de moldagem, com a tendência temporal das variáveis de interesse foram avaliadas através de teste estatístico semelhante à ANOVA (ANOVA não paramétrica) (Brunner, Domhof e Langer, 2002), implementada no pacote nparLD (Noguchi et al., 2012).

5 RESULTADOS

A análise incluiu 03 técnicas de moldagem (MC1, MC2 e Md) e 03 simulações de carga axial (CA1, CA2 e CA3), em modelo fotoelástico contendo 04 implantes; com 05 medições realizadas independentemente (05 repetições) em 05 quadrantes distintos: quadrante Apical (A), Mésio Mesial (MM), Mésio Distal (MD), Cervico Mesial (CM) e Cervico Distal (CD).

Os resultados obtidos detalharam cada quadrante selecionado quanto à qualidade (incidência e localização) e quantidade, com seus respectivos valores de intensidade identificados conforme metodologia descrita.

5.1 ANÁLISE QUALITATIVA

Os modelos fotoelásticos foram avaliados em cada desfecho e divididos em quadrantes de análise, para identificar a incidência de tensões, seguindo os parâmetros metodológicos. A tabela 5.1 e a figura 5.1 revelaram a incidência das tensões, de acordo com nos quadrantes ao redor dos 04 implantes: Para as 03 técnicas de moldagem avaliadas (MC1, MC2 e Md) não foram identificadas incidência de tensão nos quadrantes Apicais (Ip1, Ip2, Ip3 e Ip4). Nos quadrantes Mésio Mesiais não foi observada incidência de tensão em 20% dos quadrantes para MC1 e Md , e nos quadrantes Mésio Distais para Md não houve incidência de tensão em 25% das medidas. As cargas axiais (CA1, CA2 e CA3) apresentaram incidência em 100% em todos os quadrantes avaliados.

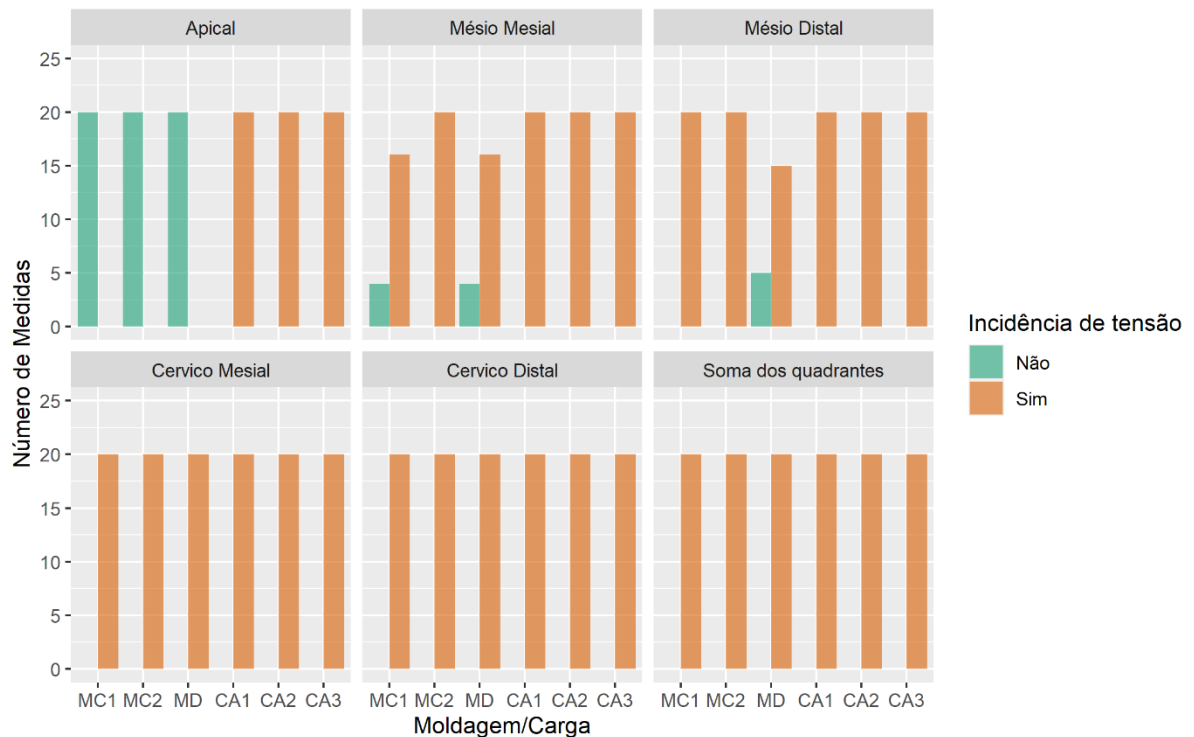
Tabela 5.1 - Estatística descritiva da incidência de tensão por tipo de tensão, de acordo com o quadrante com número de medidas (n), porcentagem (%) com intervalo de confiança (IC95%) por categoria

Moldagem/Carga Quadrantes	Incidência de tensão?	n	% (IC95%)
MC1			
Apical	Não	20	100,0 (100,0-100,0)
	Sim	0	0,0 (0,0-8,06)
Mésio Mesial	Não	4	20,0 (10,0-39,82)
	Sim	16	80,0 (70,0-99,82)
Mésio Distal	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Cervico Mesial	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Cervico Distal	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Soma de todos os quadrantes	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
MC2			
Apical	Não	20	100,0 (100,0-100,0)
	Sim	0	0,0 (0,0-8,06)
Mésio Mesial	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Mésio Distal	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Cervico Mesial	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Cervico Distal	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Soma de todos os quadrantes	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Md			
Apical	Não	20	100,0 (100,0-100,0)
	Sim	0	0,0 (0,0-8,06)
Mésio Mesial	Não	4	20,0 (10,0-39,82)
	Sim	16	80,0 (70,0-99,82)
Mésio Distal	Não	5	25,0 (10,0-44,17)
	Sim	15	75,0 (60,0-94,17)
Cervico Mesial	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Cervico Distal	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Soma de todos os quadrantes	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
CA1			
Apical	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Mésio Mesial	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Mésio Distal	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Cervico Mesial	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Cervico Distal	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Soma de todos os quadrantes	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)

CA2			
Apical	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Mésio Mesial	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Mésio Distal	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Cervico Mesial	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Cervico Distal	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Soma de todos os quadrantes	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
CA3			
Apical	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Mésio Mesial	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Mésio Distal	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Cervico Mesial	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Cervico Distal	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)
Soma de todos os quadrantes	Não	0	0,0 (0,0-8,06)
	Sim	20	100,0 (100,0-100,0)

Fonte: NAEF.

Figura 5.1 - Gráfico sobre a frequência da incidência de tensão sobre as medidas, agrupadas por quadrante e tipo de moldagem (MC1, MC2, MD) e de carga axial (CA1, CA2 e CA3)



Fonte: NAEF.

5.1 ANÁLISE QUANTITATIVA

A análise quantitativa consistiu em identificar os valores de intensidade lançados conforme a metodologia descrita, que usou como referência a escala ASTM D4093A. A estatística descritiva das tensões observadas nos quadrantes, durante as moldagens e cargas (desfechos primário e secundário), estão apresentados na tabela 5.2 e figura 5.2. As técnicas de moldagem: MC1, MC2 e Md; não exerceram tensão na medida do quadrante Apical, com valor máximo de tensão de 0,00 em todas as categorias, enquanto as cargas axiais (CA1, CA2 e CA3) causaram tensão em todos os implantes.

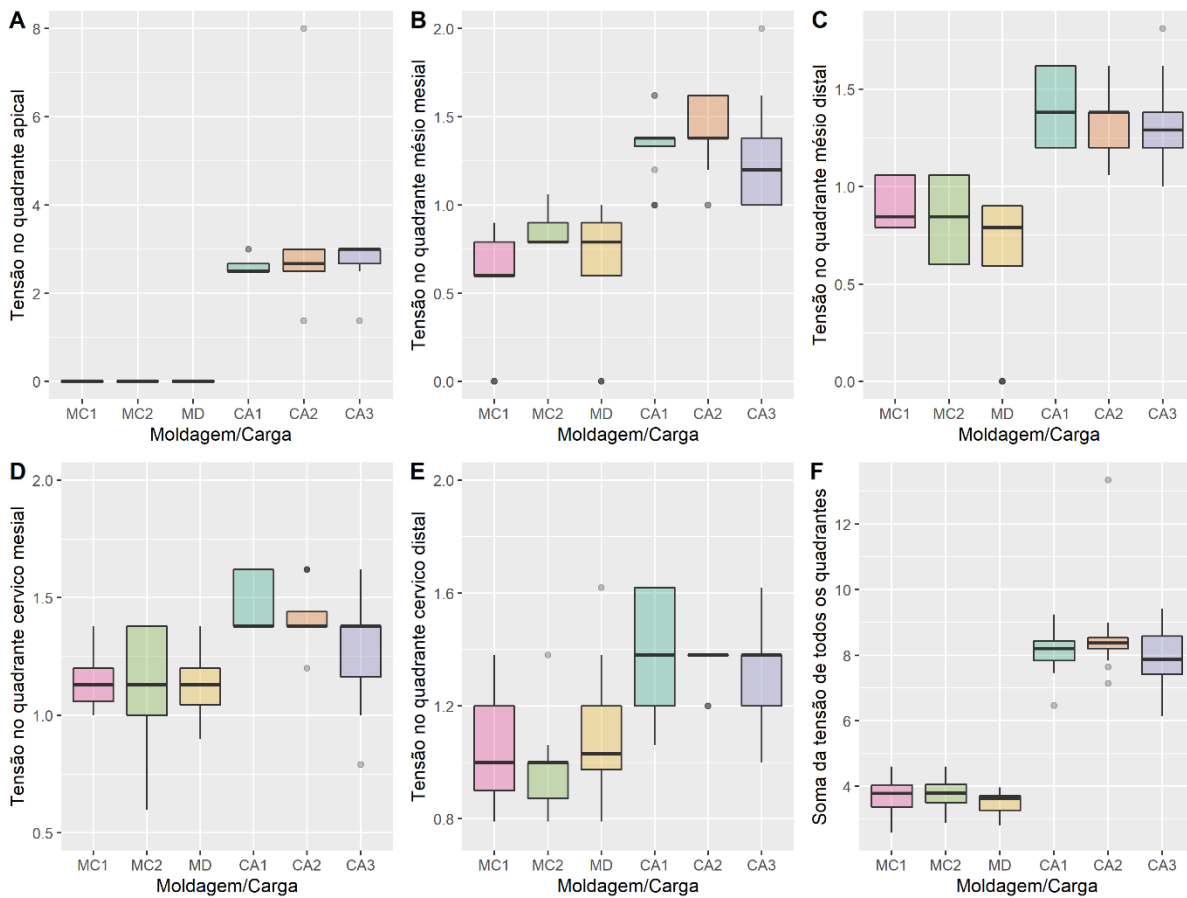
Ao comparar as tensões das diferentes técnicas de moldagem com as cargas axiais, foi possível verificar que, no quadrante Apical, Mésio Mesial, Mésio Distal, Cervico Distal e na soma das tensões de todos os quadrantes, todas as técnicas de moldagem tiveram tensões mais baixas do que as cargas axiais, com diferença estatística significativa. Porém, no quadrante Cervico Mesial não foi encontrada diferença significativa entre as técnicas de moldagem e a CA3. Em todos os quadrantes não foram encontradas diferença significativa entre as tensões das cargas axiais.

Tabela 5.2 - Estatística descritiva do comportamento das franjas de tensão por quadrante, de acordo com a técnica de moldagem e carga axial, com média com desvio padrão (DP), mediana com intervalo interquartil (IIQ) e valores mínimo e máximo da variável e teste de associação Kruskal-Wallis e post hoc

Moldagem	Média (\pm DP)	Mediana (IIQ)	Min-Max	p-valor
Quadrante Apical				
MC1	0 (\pm 0)	0 (0-0)	0-0	<0,001
MC2	0 (\pm 0)	0 (0-0)	0-0	
Md	0 (\pm 0)	0 (0-0)	0-0	
CA1	2,59 (\pm 0,16)	2,5 (2,5-2,67)	2,5-3	
CA2	2,96 (\pm 1,24)	2,67 (2,5-3)	1,38-8	
CA3	2,81 (\pm 0,39)	3 (2,67-3)	1,38-3	
Post-hoc: MC1 x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001; MC2 x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001; MD x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001. Outras combinações não significativas				
Quadrante Médio Mesial				
MC1	0,54 (\pm 0,29)	0,6 (0,6-0,79)	0-0,9	<0,001
MC2	0,85 (\pm 0,09)	0,79 (0,79-0,9)	0,79-1,06	
Md	0,66 (\pm 0,36)	0,79 (0,6-0,9)	0-1	
CA1	1,32 (\pm 0,19)	1,38 (1,29-1,38)	1-1,62	
CA2	1,42 (\pm 0,2)	1,38 (1,38-1,62)	1-1,62	
CA3	1,25 (\pm 0,29)	1,2 (1-1,38)	1-2	
Post-hoc: MC1 x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001; MC2 x Cargas (1 e 2) p<0,001. MC2 x CA3 p=0,003; MD x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001. Outras combinações não significativas				
Quadrante Médio Distal				
MC1	0,89 (\pm 0,12)	0,85 (0,79-1,06)	0,79-1,06	<0,001
MC2	0,84 (\pm 0,19)	0,85 (0,6-1,06)	0,6-1,06	
Md	0,63 (\pm 0,38)	0,79 (0,4-0,9)	0-0,9	
CA1	1,4 (\pm 0,17)	1,38 (1,2-1,62)	1,2-1,62	
CA2	1,37 (\pm 0,16)	1,38 (1,2-1,38)	1,06-1,62	
CA3	1,32 (\pm 0,22)	1,29 (1,2-1,38)	1-1,81	
Post-hoc: MC1 x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001; MC2 x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001; MD x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001. Outras combinações não significativas				
Quadrante Cervico Mesial				
MC1	1,15 (\pm 0,12)	1,13 (1,06-1,2)	1-1,38	<0,001
MC2	1,13 (\pm 0,22)	1,13 (1-1,38)	0,6-1,38	
Md	1,14 (\pm 0,16)	1,13 (1,03-1,2)	0,9-1,38	
CA1	1,45 (\pm 0,11)	1,38 (1,38-1,62)	1,38-1,62	
CA2	1,43 (\pm 0,12)	1,38 (1,38-1,5)	1,2-1,62	
CA3	1,27 (\pm 0,21)	1,38 (1,13-1,38)	0,79-1,62	
Post-hoc: MC1 x Cargas (1 e 2) p<0,001; MC2 x Cargas (1 e 2) p<0,001; MD x Cargas (1 e 2) p<0,001. Outras combinações não significativas (CA3 não teve diferença estatística para os moldes)				
Quadrante Cervico Distal				
MC1	1,06 (\pm 0,2)	1 (0,9-1,2)	0,79-1,38	<0,001
MC2	0,96 (\pm 0,14)	1 (0,85-1)	0,79-1,38	
Md	1,09 (\pm 0,22)	1,03 (0,95-1,2)	0,79-1,62	
CA1	1,4 (\pm 0,19)	1,38 (1,2-1,62)	1,06-1,62	
CA2	1,35 (\pm 0,07)	1,38 (1,38-1,38)	1,2-1,38	
CA3	1,32 (\pm 0,19)	1,38 (1,2-1,38)	1-1,62	
Post-hoc: MC1 x Cargas (1 e 2) p<0,001; MC1 x CA3 p=0,001; MC2 x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001; MD x CA1 p<0,001; MD x CA2 p=0,004; MD x CA3 p=0,03. Outras combinações não significativas (CA3 não teve diferença estatística para os moldes)				
Soma de todas os quadrantes				
MC1	3,65 (\pm 0,58)	3,78 (3,37-4,08)	2,58-4,61	<0,001
MC2	3,78 (\pm 0,41)	3,8 (3,46-4,07)	2,89-4,61	
Md	3,52 (\pm 0,33)	3,64 (3,26-3,74)	2,8-3,97	
CA1	8,1 (\pm 0,58)	8,2 (7,84-8,43)	6,46-9,24	
CA2	8,53 (\pm 1,21)	8,37 (8,14-8,55)	7,14-13,34	
CA3	7,97 (\pm 0,8)	7,87 (7,42-8,64)	6,14-9,43	
Post-hoc: MC1 x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001; MC2 x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001; MD x Cargas (1, 2 e 3) p<0,001. Outras combinações não significativas				

Fonte: NAEF.

Figura 5.2 - Tensão nos quadrantes Apical (A), Mésio Mesial (B), Mésio Distal (C), Cervico Mesial (D), Cervico Distal (E) e na soma de todos os quadrantes (F) de acordo com o tipo de moldagem e tipos de cargas axiais



Fonte: NAAE.

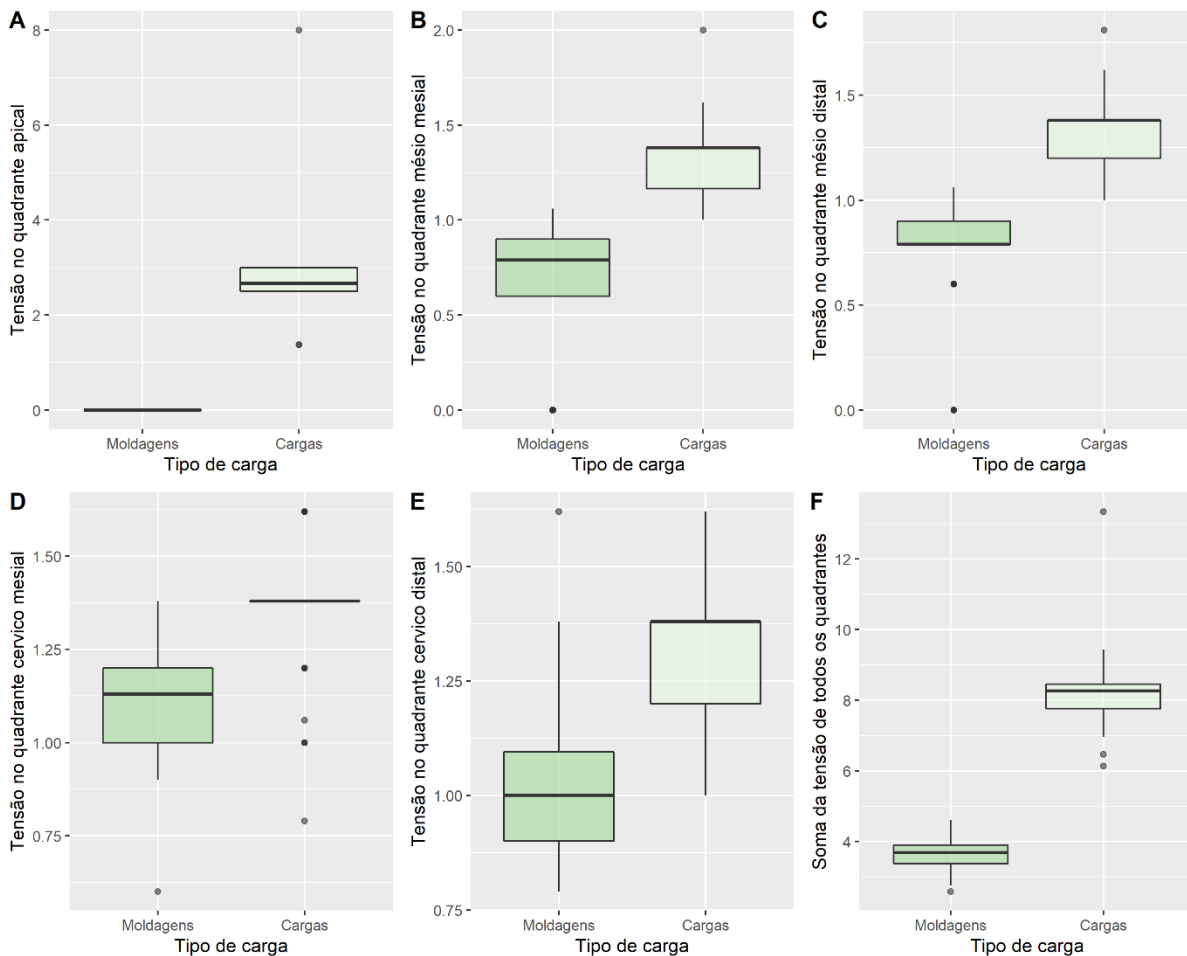
Uma análise comparativa foi realizada das duas categorias de tensão, “Moldagens” e “Cargas”, com o objetivo de entender quais as diferenças e semelhanças entre os dois processos. Para tal, foi usada a variável V10, conforme especificada na Tabela 4.1. A tabela 5.3 revela que a média e mediana das moldagens é sempre inferior em relação a apresentada pelas cargas, com significância estatística. As relações dos valores por agrupamento também podem ser visualizadas na Figura 5.3.

Tabela 5.3 - Estatística descritiva no comportamento das franjas de tensão por quadrante de acordo com o tipo (moldagem ou carga) com média com desvio padrão (DP), mediana com intervalo interquartil (IIQ) e valores mínimo e máximo da variável e teste de associação Kruskal-Wallis e post hoc

	Média (\pmDP)	Mediana (IIQ)	Min-Max	p-valor
Quadrante Apical				
Moldagens	0 (\pm 0)	0 (0-0)	0-0	<0,001
Cargas	2,79 (\pm 0,76)	2,67 (2,5-3)	1,38-8	
Quadrante Mésio Mesial				
Moldagens	0,68 (\pm 0,3)	0,79 (0,6-0,9)	0-1,06	<0,001
Cargas	1,33 (\pm 0,24)	1,38 (1,13-1,38)	1-2	
Quadrante Mésio Distal				
Moldagens	0,79 (\pm 0,27)	0,79 (0,79-0,9)	0-1,06	<0,001
Cargas	1,36 (\pm 0,19)	1,38 (1,2-1,38)	1-1,81	
Quadrante Cervico Mesial				
Moldagens	1,14 (\pm 0,17)	1,13 (1-1,2)	0,6-1,38	<0,001
Cargas	1,38 (\pm 0,17)	1,38 (1,38-1,38)	0,79-1,62	
Quadrante Cervico Distal				
Moldagens	1,04 (\pm 0,2)	1 (0,9-1,13)	0,79-1,62	<0,001
Cargas	1,36 (\pm 0,16)	1,38 (1,2-1,38)	1-1,62	
Soma de todas os quadrantes				
Moldagens	3,65 (\pm 0,46)	3,68 (3,38-3,9)	2,58-4,61	<0,001
Cargas	8,2 (\pm 0,92)	8,26 (7,74-8,47)	6,14-13,34	

Fonte: NAEÉ.

Figura 5.3 - Tensão nos quadrantes Apical (A), Mésio Mesial (B), Mésio Distal (C), Cervico Mesial (D), Cervico Distal (E) e na soma de todos os quadrantes (F) de acordo com o tipo (moldagem e carga)



Fonte: NAAE.

Para avaliar o conjunto Moldagem + Carga, foi realizado um agrupamento dos dados identificados como Grupos de moldagem, cujo teste estatístico usado foi ANOVA de medidas repetidas. Os dados de MC1 foram avaliados em conjunto com os dados de CA1 (MCCA1), os dados de MC2 foram avaliados em conjunto com os dados de CA2 (MCCA2) e os dados de Md foram avaliados em conjunto com os dados de CA3 (MDCA3).

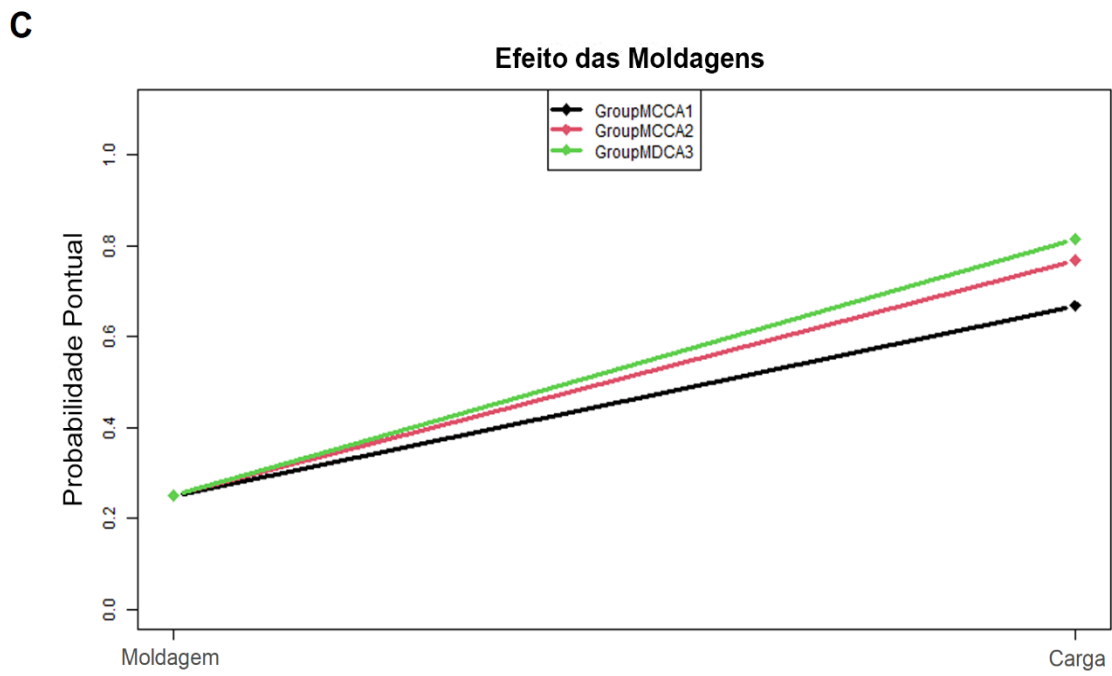
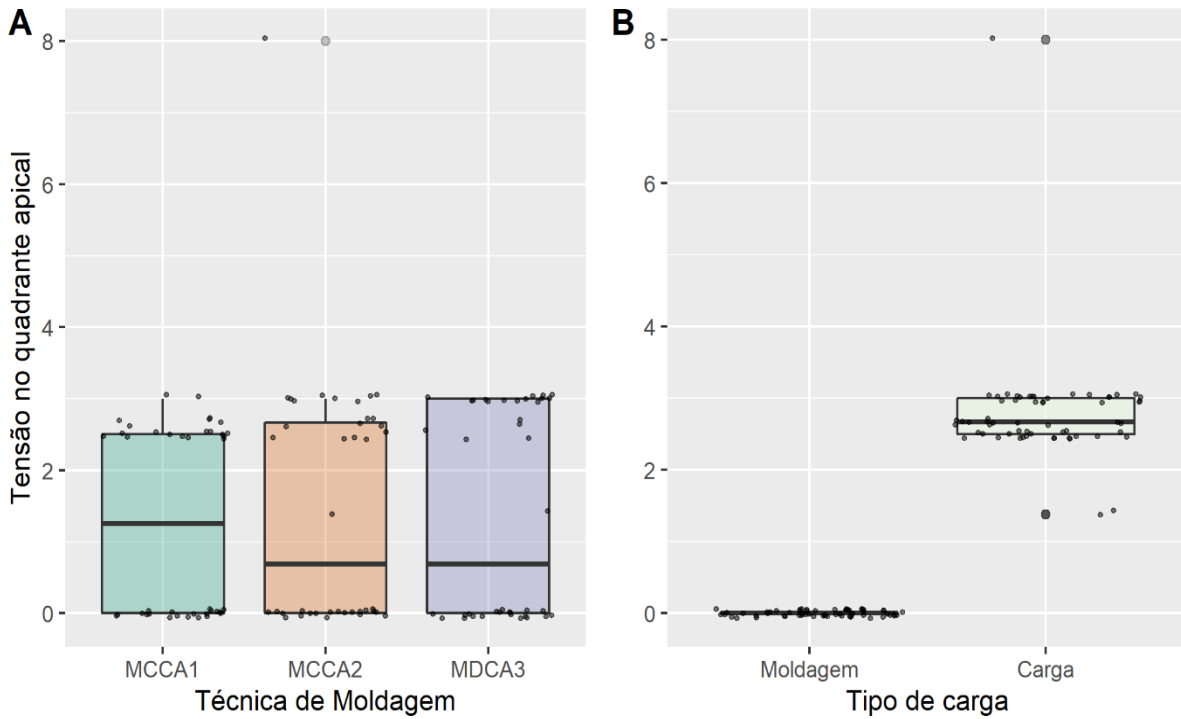
No quadrante Apical, o comportamento do grupo MCCA1 varia quando comparado aos outros dois grupos de moldagem (MCCA2 e MDCA3) (Tabela 5.4 e Figura 5.4 “A”). O somatório das tensões de MCCA1 são inferiores aos observados no somatório MCCA2 e MDCA3. A tensão observada durante as técnicas de moldagem (somando-se MC1, MC2 e Md) são inferiores às observadas durante a carga (CA1, CA2 e CA3 somadas – conforme gráfico “B” da Figura 5.4). A variação de tensão entre os momentos (moldagem e carga) são semelhantes entre grupo MCCA2 e grupo MDCA3. Porém, o grupo MCCA1 apresenta um “crescimento” menor da tensão entre a moldagem e a carga quando comparado ao crescimento dos outros dois grupos – o que fica evidente pela diferença de inclinação nas retas da Figura 5.4 “C”.

Tabela 5.4 - Resultados da análise semelhante à ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Apical

Quadrante Apical	p-valor	Interpretação
Grupo de Moldagem	0,001	Foi encontrada diferença significativa na tensão mensurada no quadrante Apical entre os grupos de moldagem MCCA1 e MCCA2, e entre MCCA1 e MDCA3, mas os grupos MCCA2 e MDCA3 foram semelhantes .
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,008	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,283	
Tipo (Moldagem = 1; Carga = 2)	0,000	Foi encontrada diferença significativa na tensão mensurada no quadrante Apical entre os tipos de tensão (tensão das moldagens somadas x tensão das cargas somadas).
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,000	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo de Moldagem:Tipo	0,001	Foi observado que a variação de tensões no quadrante Apical entre moldagem e carga é diferente entre os grupos de moldagem quando comparamos MCCA1 com MCCA2 e MDCA3, mas a variação é semelhante entre MCCA2 e MDCA3.
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,008	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,283	

Fonte: NAEF.

Figura 5.4 - (A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) ; (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem e carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem e carga) no quadrante Apical através de ANOVA não paramétrico para medidas repetidas



Fonte: NAEF

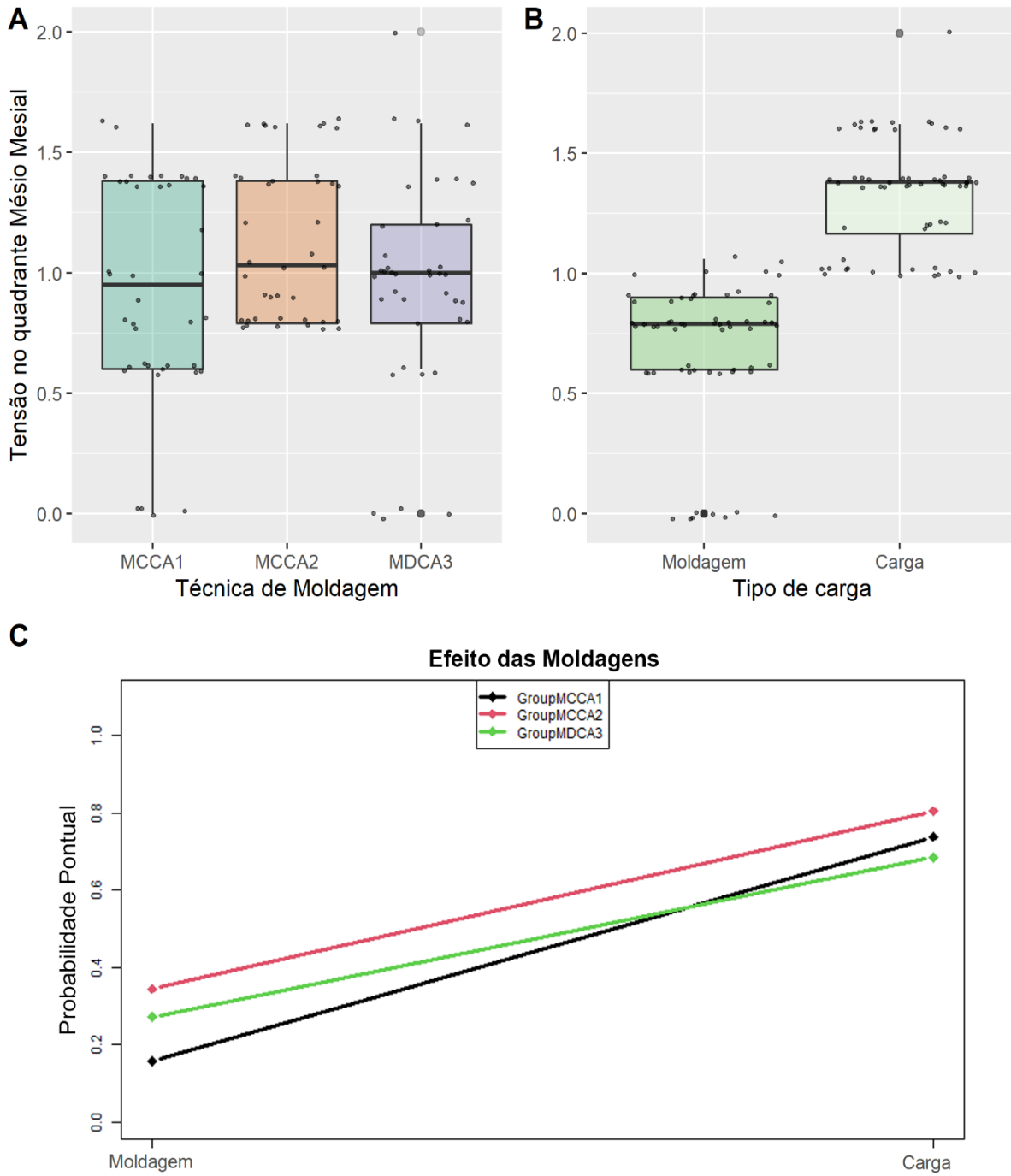
No quadrante Mésio Mesial, as tensões mostraram diferenças nas comparações dos grupos de moldagem MCCA1 com MCCA2, e MCCA2 com MDCA3, demonstrado na Figura 5.5 “A”. O somatório dos tipos de tensão (moldagem e carga) também revelou diferença significativa, com maior tensão no momento da carga (Tabela 5.5 e Figura 5.5 “B”). Quando considerados o tipo de carga e o grupo de moldagem, notou-se que o aumento na tensão entre moldagem e carga para o grupo MCCA1 é superior aos demais grupos, mas com aumento na tensão de forma semelhante entre si, conforme demonstrado nas retas da Figura 5.5 “C”.

Tabela 5.5 - Resultados da análise semelhante à ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de carga (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Mésio Mesial

Quadrante Mésio Mesial	p-valor	Interpretação
Grupo de Moldagem	0,000	Foi encontrada diferença significativa na tensão mensurada no quadrante Mésio Mesial entre os grupos de moldagem MCCA1 e MCCA2, e entre MCCA2 e MDCA3, mas os grupos MCCA1 e MDCA3 foram semelhantes .
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,000	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,301	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,002	
Tipo (Moldagem = 1; Carga = 2)	0,000	Foi encontrada diferença significativa na tensão mensurada no quadrante Mésio Mesial entre os tipos de tensão (tensão dos moldes somados x tensão das cargas somadas).
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,000	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo de Moldagem:Tipo	0,038	Foi observado que a variação de tensões no quadrante Mésio Mesial entre moldagem e carga é diferente entre os grupos de moldagem quando comparamos MCCA1 com MCCA2 e MDCA3, mas a variação é semelhante entre MCCA2 e MDCA3.
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,029	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,018	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,512	

Fonte: NAEF.

Figura 5.5 - (A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3); (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem e carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Mésio Mesial através de ANOVA não paramétrica para medidas repetidas



Fonte: NAAE.

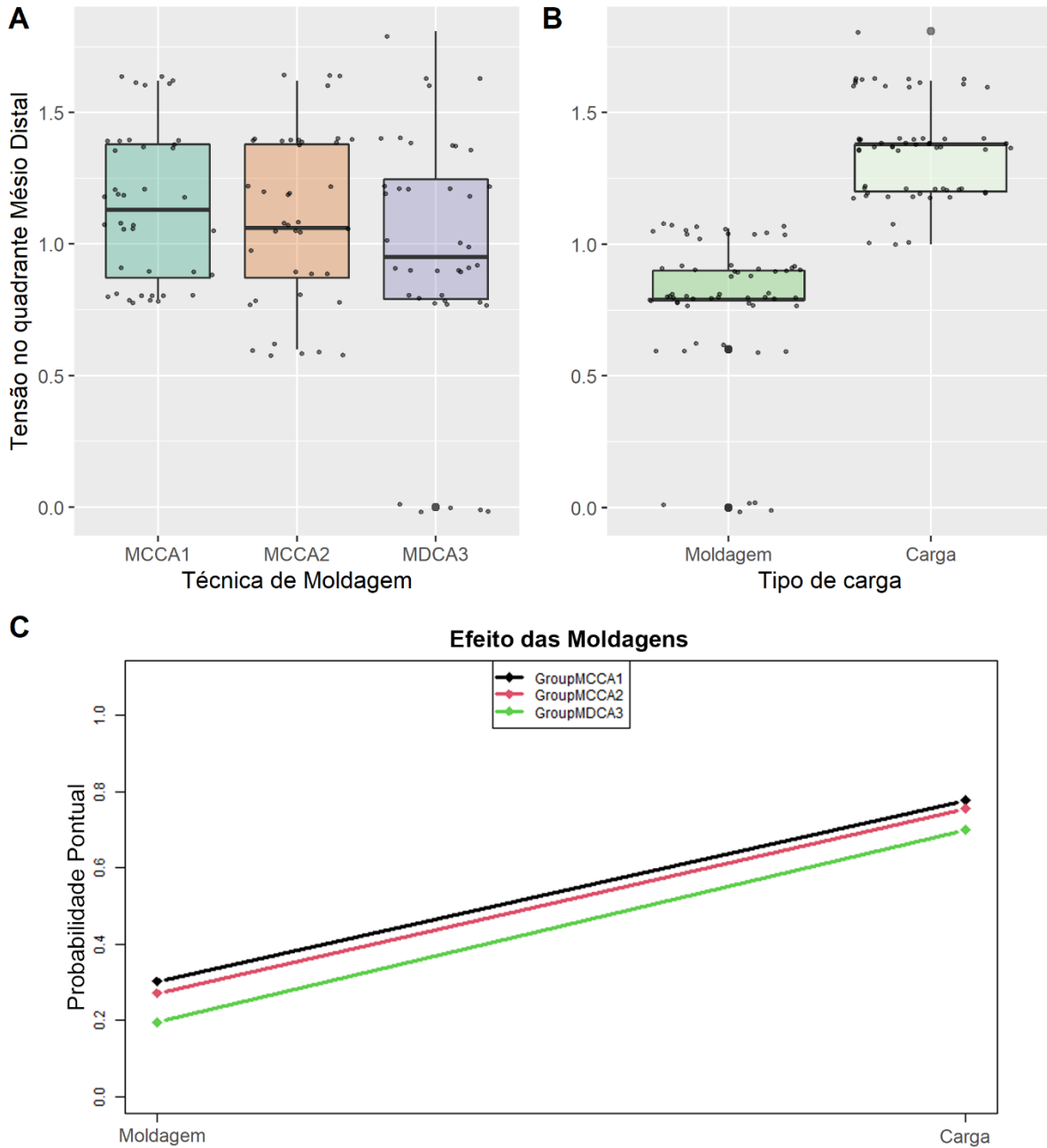
Entre os grupos de moldagem no quadrante Mésio Distal, houve diferença significativa apenas entre MCCA1 e MCCA2, os demais grupos não apresentaram diferença significativa (Tabela 5.6 e Figura 5.6 “A”). As tensões se comportaram de maneira diversa para o somatório dos tipos de moldagem e carga (Figura 5.6 “B”). Não foi encontrada diferença significativa entre o aumento de tensões da moldagem para a carga, quando comparados os grupos, e isso pode ser observado na semelhança da inclinação das retas na Figura 5.6 “C”.

Tabela 5.6 - Resultados da análise semelhante a ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Mésio Distal

Quadrante Mésio Distal	p-valor	Interpretação
Grupo de Moldagem	0,020	Foi encontrada diferença significativa na tensão mensurada no quadrante Mésio Distal entre os grupos de moldagem MCCA1 e MDCA3, mas os grupos MCCA1 e MCCA2, e os grupos MCCA2 e MDCA3 foram semelhantes .
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,372	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,003	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,087	
Tipo (Moldagem = 1; Carga = 2)	0,000	Foi encontrada diferença significativa na tensão mensurada no quadrante Mésio Distal entre os tipos de tensão (tensão das moldagens somadas x tensão das cargas somadas).
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,000	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo de Moldagem:Tipo	0,895	Foi observado que a variação de tensões no quadrante Mésio Distal entre moldagem e carga é semelhante entre os grupos MCCA1, MCCA2 e MDCA3.

Fonte: NAEF.

Figura 5.6 - (A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) ; (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem ou carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Mésio Distal através de ANOVA não paramétrico para medidas repetidas



Fonte: NAEE.

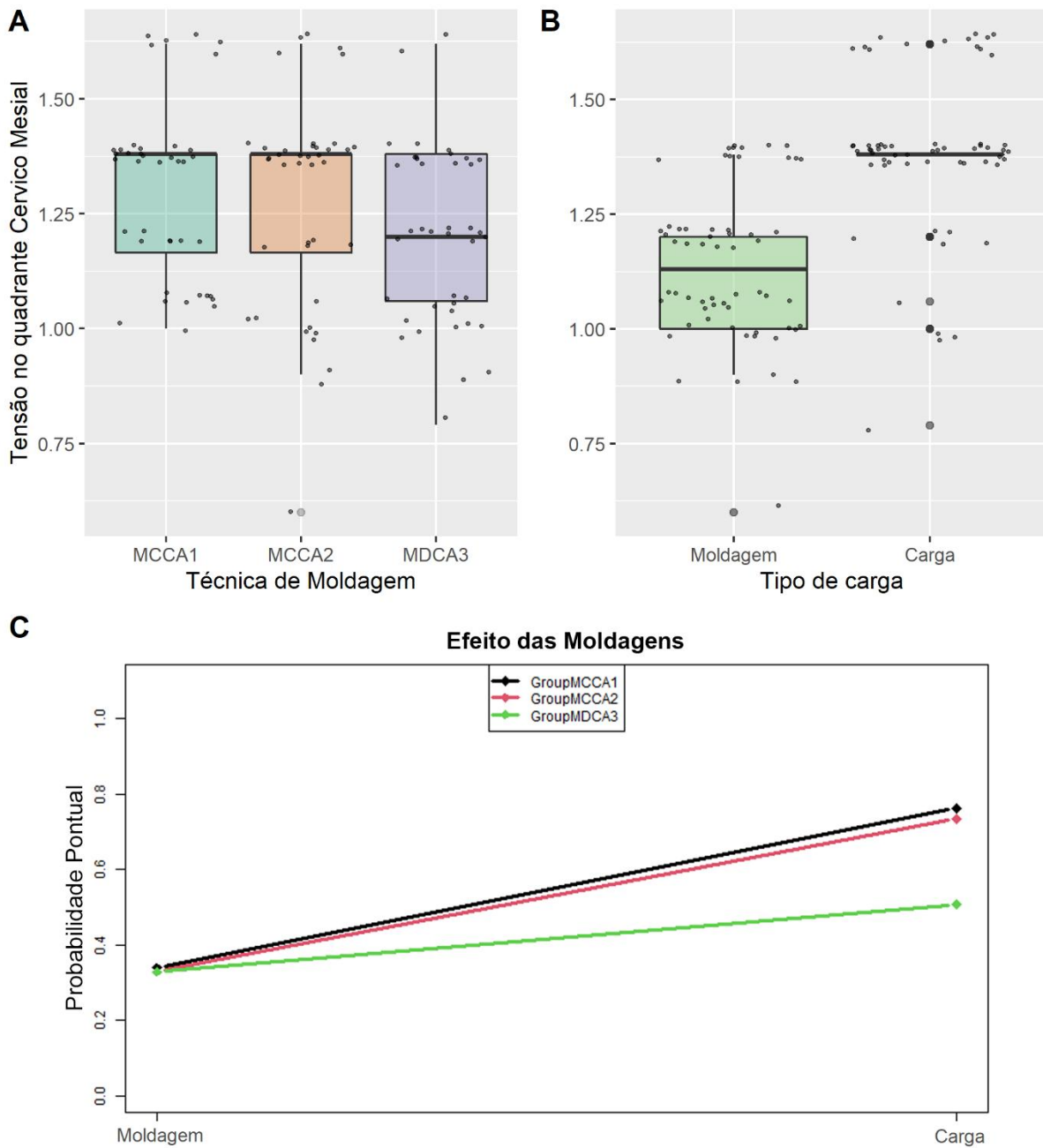
No quadrante Cervico Mesial o grupo de moldagem MDCA3 teve comportamento diferente dos grupos MCCA1 e MCCA2, mas estes apresentaram dados de tensão semelhantes entre si (Tabela 5.7 e Figura 5.7 “A”). Para o tipo de tensão, houve diferença significativa também neste quadrante, com somatório de moldagens apresentando menor tensão do que as cargas, como evidenciado na Figura 5.7 “B”. Ao observar a diferença de tensão entre moldagens e cargas, em cada grupo, nas retas da Figura 5.7 “C”, foi observado que MCCA1 e MCCA2 são semelhantes, mas MDCA3 apresenta uma inclinação da reta diferente dos outros grupos, com menor diferença entre as tensões observadas na moldagem e na carga.

Tabela 5.7 - Resultados da análise semelhante a ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Cervico Mesial

Quadrante Cervico Mesial	p-valor	Interpretação
Grupo de Moldagem	0,015	Foi encontrada diferença significativa na tensão mensurada no quadrante Cervico Mesial entre os grupos de moldagem
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,636	MCCA1 e MDCA3, e os grupos MCCA2 e MDCA3, mas os
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,008	grupos MCCA1 e MCCA2 foram semelhantes
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,035	
Tipo (Moldagem = 1; Carga = 2)	0,000	Foi encontrada diferença significativa na tensão mensurada no quadrante Cervico mesial entre os tipos de tensão (tensão das moldagens somadas x tensão das cargas somadas).
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,000	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo de Moldagem:Tipo	0,012	Foi observado que a variação de tensões no quadrante Cervico Mesial entre moldagem e carga é diferente entre os grupos de moldagem quando comparados MCCA1 e MDCA3 ou MCCA2 e MDCA3, mas a variação é semelhante entre
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,830	MCCA1 e MCCA2.
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,004	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,025	

Fonte: NAEF.

Figura 5.7 - (A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3); (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem e carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Cervico Mesial através de ANOVA não paramétrica para medidas repetidas



Fonte: NAEE.

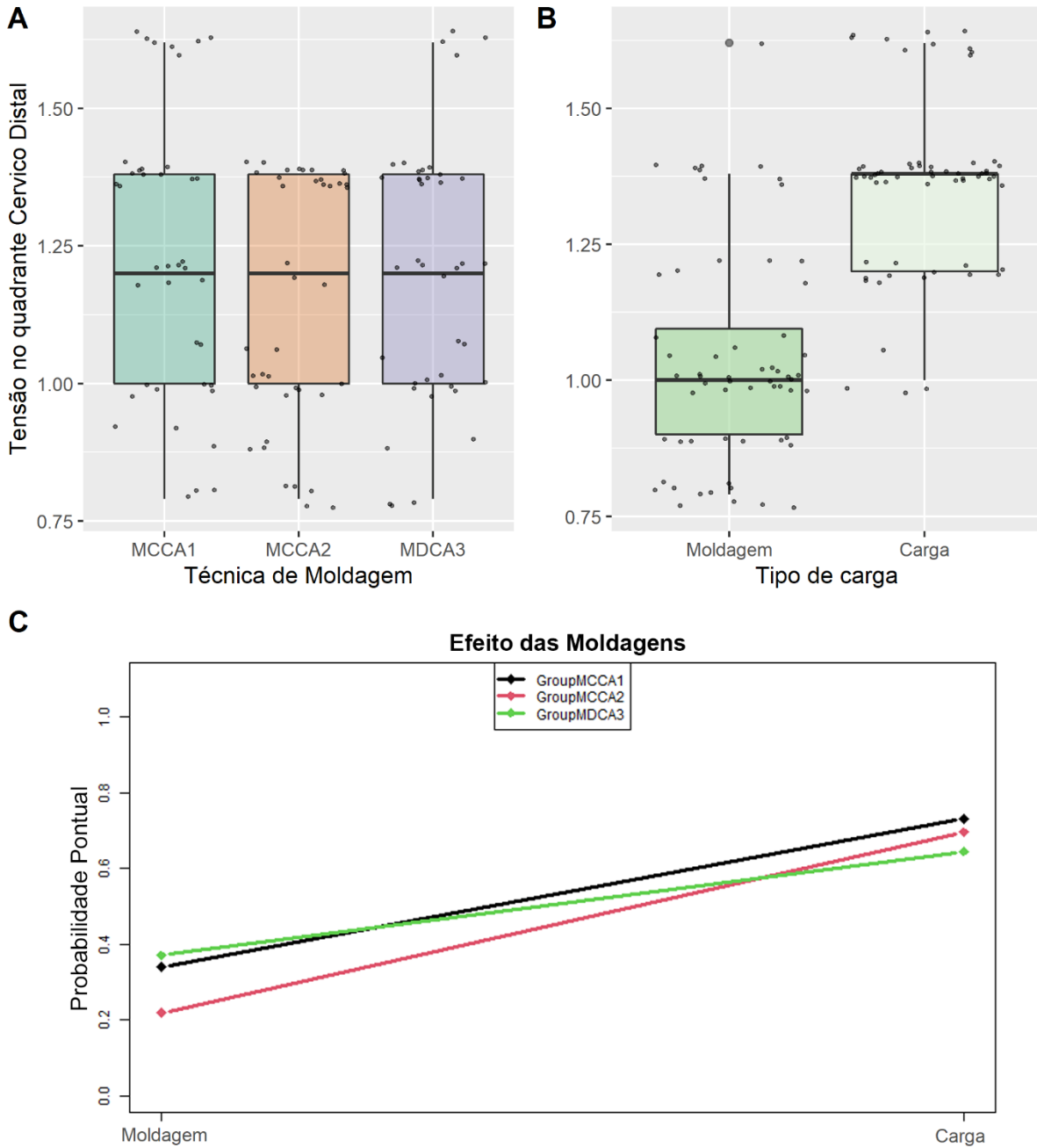
As tensões observadas em avaliação do quadrante Cervico Distal se comportaram de maneira semelhante entre os grupos de moldagem, sem diferença estatística (Tabela 5.8 e Figura 5.8 “A”). Entre os tipos de tensão (moldagem e carga), houve diferença entre as tensões como observado na Figura 5.8 “B”. Ao observar as inclinações das retas na Figura 5.8 “C”, notou-se que o comportamento dos grupos, o aumento na tensão entre carga e moldagem é relativamente semelhante, com exceção do comportamento MCCA2 com MDCA3; e por isso a diferença não foi suficiente para alcançar significância estatística.

Tabela 5.8 - Resultados da análise semelhante à ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Cervico Distal

Quadrante Cervico Distal	p-valor	Interpretação
Grupo de Moldagem	0,266	A tensão mensurada no quadrante Cervico Distal foi semelhante entre os grupos de moldagem MCCA1, MCCA2 e MDCA3.
Tipo (Moldagem = 1; Carga = 2)	0,000	Foi encontrada diferença significativa na tensão mensurada no quadrante Cervico Distal entre os tipos de tensão (tensão das moldagens somadas x tensão das cargas somadas).
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,000	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo de Moldagem:Tipo	0,068	Foi observado que a variação de tensões no quadrante Cervico Distal entre moldagem e carga é semelhante entre os grupos MCCA1, MCCA2 e MDCA3.

Fonte: NAEF.

Figura 5.8 - (A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3); (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem e carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) no quadrante Cervico Distal através de ANOVA não paramétrica para medidas repetidas



Fonte: NAAE.

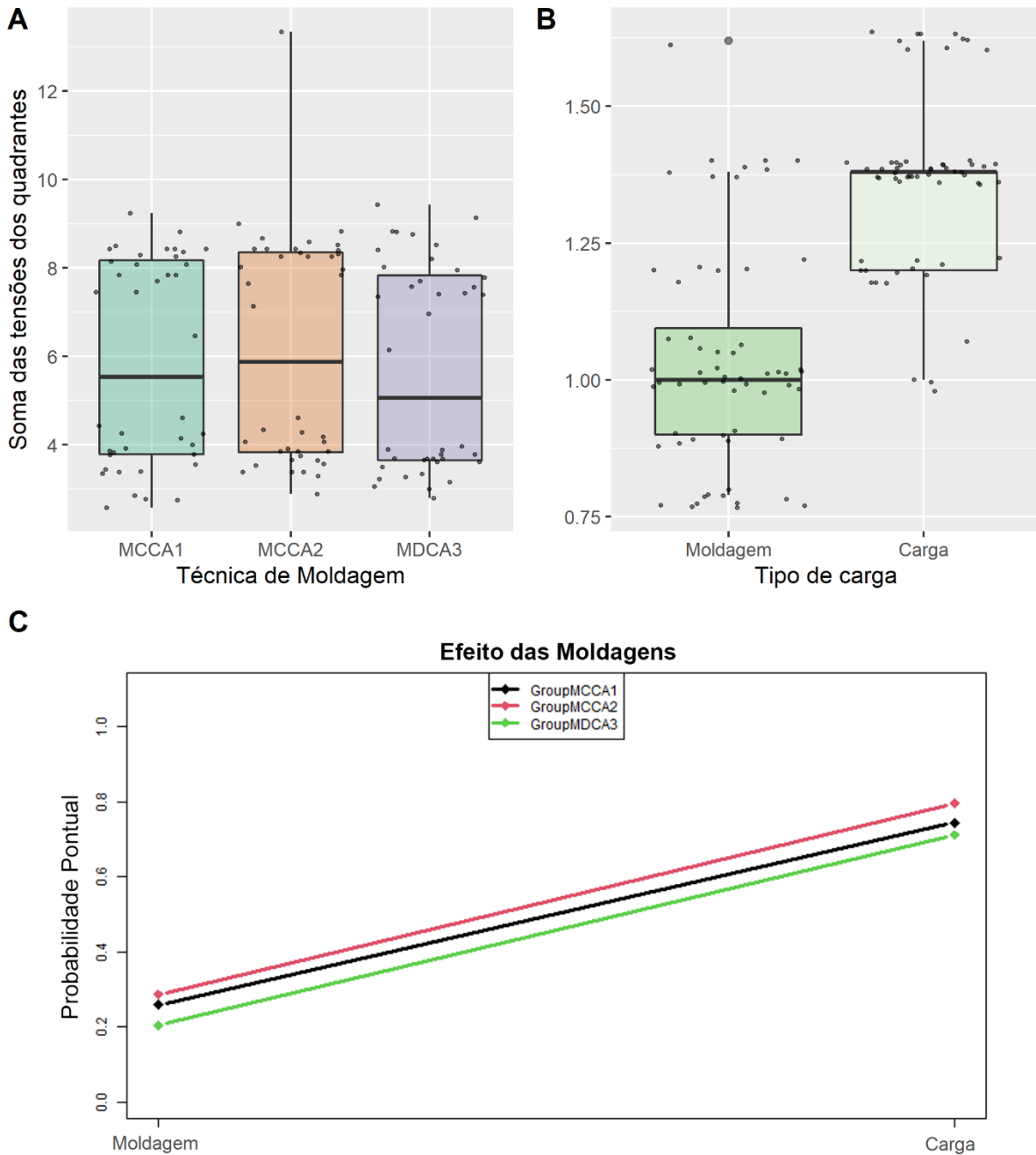
Ao avaliar a soma das tensões observadas em todos os quadrantes, foi encontrada diferença nas tensões de acordo com o grupo de moldagem, quando comparado MCCA2 com MDCA3, conforme demonstrado na Figura 5.9 “A” e Tabela 5.9; os demais grupos foram semelhantes. Houve diferença nas tensões de acordo com o tipo de carga, como evidenciado na Figura 5.9 “B”. Porém, as tensões se comportam de maneira semelhante entre as técnicas e os tipos de carga (Figura 5.9).

Tabela 5.9 - Resultados da análise semelhante à ANOVA (ANOVA não paramétrica) das tensões por grupo de moldagem e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) Na soma da tensão de todos os quadrantes

Soma de todas os quadrantes	p-valor	Interpretação
Grupo de Moldagem	0,023	Foi encontrada diferença significativa soma da tensão mensurada em todos os quadrantes entre os grupos de moldagem MCCA2 e MDCA3, mas os grupos MCCA1 e MDCA3 e os grupos MCCA1 e MCCA2 foram semelhantes
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,142	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,169	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,008	
Tipo (Moldagem = 1; Carga = 2)	0,000	Foi encontrada diferença significativa na soma da tensão mensurada em todos os quadrantes entre os tipos de tensão (tensão das moldagens somadas x tensão das cargas somadas).
Grupo MCCA1:Grupo MCCA2	0,000	
Grupo MCCA1:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo MCCA2:Grupo MDCA3	0,000	
Grupo de Moldagem:Tipo	0,915	Foi observado que a variação de tensões na soma de todos os quadrantes, entre moldagem e carga, é semelhante entre os grupos MCCA1, MCCA2 e MDCA3.

Fonte: NAEF.

Figura 5.9 - (A) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) ; (B) Comparação da tensão entre os tipos de tensão (moldagem e carga); (C) Comparação da tensão entre os grupos de moldagem (MCCA1, MCCA2 e MDCA3) e tipo de tensão (moldagem – tempo 1; e carga axial – tempo 2) na soma da tensão de todos os quadrantes através de ANOVA não paramétrico para medidas repetidas



Fonte: NAEF.

6 DISCUSSÃO

As recentes tecnologias aplicadas na odontologia proporcionam novas possibilidades para tratamentos de reabilitação oral, principalmente quando envolvem implantes dentários. O fluxo digital se apresenta como alternativa, empregando menor tempo cirúrgico, reduzindo o número de atendimentos clínicos para elaboração das próteses, tornando os procedimentos menos traumáticos.

Vários estudos foram realizados para comprovar sua eficácia. Estes mostraram que muito ainda precisa ser esclarecido e até modificado para que tais objetivos sejam alcançados plenamente (Karl et al., 2004; Luthard et al., 2006; Heckmann et al., 2006; Hamalian et al., 2011; Punj et al., 2017; Kim et al., 2018; Gintaute et al., 2020; Chiu et al., 2020; Gómez-Polo et al., 2022).

A proposta do presente estudo foi avaliar as tensões nas estruturas de suporte de próteses totais sobre implantes, oriundas de diferentes técnicas de moldagem com auxílio do método fotoelástico, sendo este, um dos mais apropriados para esta finalidade, como desvelam inúmeras pesquisas (Glickman et al., 1970; Laganá e Zanetti, 1995; Phillips, 2000; Cehreli et al., 2004; Aguiar Júnior et al., 2013; Pesqueira et al., 2014; Pimentel et al., 2015; Galvão et al. 2016; De Medeiros et al., 2017, 2019; Presotto et al., 2017; Tonin et al., 2021; Abarno et al., 2021; Girard et al., 2021; Bittencourt et al., 2022).

Toda tecnologia inovadora para se estabelecer precisa ser acessível tanto para profissionais como para os pacientes, além de apresentar soluções adequadas para sua realização, superando ou, no mínimo se igualando às condutas clínicas já convencionadas, conforme constatou a presente pesquisa.

É importante destacar que ao se incorporar uma nova prática, há de se considerar a exequibilidade de uma combinação de técnicas, levando sempre em consideração que o diagnóstico é imprescindível, utilizando técnicas e ferramentas que podem tornar o tratamento mais plausível biologicamente (De Faria et al., 2019; Girard et al., 2021).

As próteses suportadas por implantes múltiplos são confeccionadas com superestruturas que se conectam aos mesmos e que devem ser planejadas para promover adequada distribuição das tensões. A metodologia desta investigação confirmou que seguindo esse princípio, os resultados são alcançados, conforme demonstrado pelas análises qualitativa e quantitativa da presente investigação, o que pode ser observado nas figuras 4.39, 4.41, 4.43, 4.48, 5.1 e 5.9. Os comportamentos verificados nestes resultados corroboram com os trabalhos realizados por vários pesquisadores (Lopes-Júnior et al., 2013; Pellizzer et al., 2014; Zanatta et al., 2014; Pigozzo et al. 2014; Gastaldo et al., 2015; Mazaro et al., 2016; Presotto et al., 2017; Tonin et al., 2021; Abarno et al., 2021).

Vale salientar, que o comportamento biomecânico dos implantes dentários é diferente dos dentes naturais (Pesqueira et al., 2014). Desadaptações entre os dispositivos protéticos e os implantes podem gerar tensões inadequadas ou mal distribuídas que induzem à perda óssea por microfraturas (Cappare et al., 2019). O padrão de tensão que incide sobre os tecidos bucais é uma referência importante para a estabilidade óssea das regiões envolvidas, pois a transferência exata da posição e da angulação dos implantes é um fator crítico para se alcançar o objetivo de uma prótese precisa (Karl et al., 2004; Gjelvold et al., 2016).

Neste estudo, os corpos de prova foram executados seguindo todos os parâmetros previstos e com os cuidados necessários, usando as ferramentas e técnicas de acordo com o estudo de Saeed et al.(2020), que após testados em simulações repetidamente, comprovou a eficiência e confiabilidade dos resultados.

No presente estudo foi possível observar que as tensões ocorrem diferentemente em 03 zonas periimplantares: Apical, Médio e Cervical (Figura 4.44), comportamento este semelhante ao relatado por estudos anteriores (Pellizzer et al. , 2014; Pimentel et al., 2015; Termeie et al., 2015). Para as análises, as zonas de tensão identificadas foram divididas em 05 quadrantes específicos: A, MD, MM, CD e CM (Figura 4.45).

A análise qualitativa dos grupos revelou que, para as moldagens dos grupos, não houve incidência de tensão nos quadrantes apicais ao redor dos 04 implantes de cada grupo. Estas se apresentaram em 20% dos quadrantes Médio Mesiais para MC1 e Md e em 25% dos quadrantes Médio Distais nas Md. No entanto, para as

análises de carregamento (CA1, CA2 e CA3) as tensões incidiram em 100% dos quadrantes para todos os grupos estudados (Tabela 5.1 e Figura 5.1). Este resultado sugere que os procedimentos de moldagem (desfecho primário) não contribuíram substancialmente nas tensões encontradas no desfecho secundário.

A análise quantitativa para as moldagens dos grupos demonstrou que a distribuição das tensões apresentou diferenças entre os quadrantes: cervical, mesial e apical (Tabela 5.2 e Figura 5.2) ao se comparar as três técnicas, porém resumidamente equivalentes; revelando uma distribuição equivalente para as três técnicas estudadas. O que sugere que dentro das limitações do estudo, ponderar a possibilidade de as mesmas apresentarem resultados clínicos equivalentes.

Houve diferença de tensão entre os quadrantes (Tabela 5.2 e Figura 5.2). Cada quadrante tem um tipo de tensão específico e não houve incidência de tensão no quadrante apical para as três técnicas de moldagem. Portanto, tensões adicionais geradas durante o fluxo de trabalho, que podem comprometer o sucesso do tratamento, provavelmente não ocorrem na região apical no momento da moldagem e não tem influência significativa nas demais regiões.

Segundo Lopes-Júnior et al. (2013) a técnica de moldagem e os dispositivos usados podem interferir no resultado final, pois seu uso inadequado podem gerar tensões que se somam à outras não previstas durante o fluxo de trabalho, conseqüentemente levando ao insucesso do tratamento proposto. Discussões semelhantes levantadas por Karl et al. (2004) e Luthard et al. (2006) revelam a preocupação de tal possibilidade.

Alguns estudos compararam as técnicas de moldagem convencionais com a técnica digital (Ender et al., 2016; Amin et al., 2017; Kamimura et al., 2017; Mandelli et al., 2017; Sawase e Kurosshima, 2020; Papaspyridakos et al., 2016; Gómez-Polo et al., 2022), fazendo até comparações quanto ao tempo de trabalho, a preferência do paciente e à curva de aprendizagem do profissional (Gjelvold et al., 2016); sugerindo que para a técnica convencional a curva de aprendizado seria menor. Porém, é importante ressaltar que o tempo de trabalho para cada técnica depende de vários fatores, condições clínicas do paciente e o do treinamento adequado do profissional (Punj et al., 2017), cabendo ao profissional decidir a técnica mais adequada para cada caso, considerando que os resultados mostram que não houve

diferença relevante entre as técnicas de moldagem, que pudesse confirmar maior eficiência para uma técnica específica.

Embora haja uma tendência à promoção dos fluxos de trabalho digitais, vale ressaltar que os mesmos também apresentam limitações, como dificuldades em reproduzir áreas com fluxo salivar, pouca iluminação, dificuldade de acesso do scanner a algumas áreas de interesse e falta de parâmetros anatômicos; conforme relata Gómez-Polo et al. (2022). Vale destacar também que as técnicas de moldagem convencionais são amplamente usadas, pois constituem procedimentos já estabelecidos, que usam alguns materiais de qualidade superior (Ender et al., 2016) e até o presente não substituídos, como relatam Punj et al. (2017) em seu estudo que descreveu as técnicas de moldagem e seus respectivos materiais.

As tecnologias inovadoras propõem a tornar o fluxo de trabalho cada vez mais dinâmico e preciso, no entanto é necessário que o profissional conheça as ferramentas e materiais disponíveis e que os mesmos precisam ser acessíveis.

Gjelvold et al. (2016) revelaram diferenças significativas entre as técnicas de moldagem e concluíram que a técnica digital seria mais eficiente e conveniente, tanto para o profissional, quanto para o paciente. Em concordância com tal conclusão, em 2017, Amin et al. e Kamimura et al. compararam a precisão entre as técnicas de moldagem digital e a convencional, concluindo que as moldagens digitais são mais precisas. Alikhasi et al. (2018) compararam as técnicas de moldagens convencional e digital, também concluindo que a moldagem digital demonstrou resultados superiores em relação à técnica de moldagem convencional, e que o tipo de conexão e a angulação do implante influenciaram na precisão dos procedimentos convencionais, porém, não afetaram a precisão nos procedimentos digitais.

Em contraponto, os estudos de Paspaspyridakos et al. (2016), compararam moldagens convencional e digital para avaliar a acurácia de ambas. Concluíram que as moldagens digitais são tão precisas quanto às moldagens convencionais, sendo a mais precisa, das moldagens convencionais, a que usa os transferentes unidos ao nível de implante para pacientes desdentados totais; e a angulação dos implantes em até 15° não afeta a precisão das moldagens. Resultados semelhantes foram observados por Zhang et al. (2016), que não encontraram diferenças estatísticas

significativas, levando-os a concluir que as moldagens digitais são clinicamente aceitáveis. Comparando os fluxos de trabalho convencional e digital sob aspectos clínicos e radiográficos, Cappare et al. (2019) relatam que os resultados comprovaram clínica e radiograficamente não haver diferenças significativas entre os dois grupos. Aswani et al (2020) revisaram estudos que utilizaram a moldagem digital para avaliar a precisão dos escaners intraorais e o efeito das variáveis no resultado final, concluindo que mesmo havendo uma diferença estatística significativa nos resultados, a precisão entre eles parece ser e comparável às técnicas convencionais.

Houve diferença significativa durante o carregamento axial entre as três estruturas metálicas em relação às técnicas de moldagem (Tabela 5.2 e Figura 5.2), sugerindo que as tensões geradas durante o carregamento axial não tiveram contribuição de tensões geradas durante a técnica de moldagem, pois os valores encontrados, ao se comparar as moldagens com as cargas axiais, são significativamente menores (Tabela 5.3 e Figura 5.3).

Os dados estatísticos mostraram resultados bem próximos, mas com diferenças estatisticamente significativas (Tabela 5.2 e Figura 5.2), quando da soma de todos os quadrantes analisados para cada tipo de moldagem, com valores (Mediana (IIQ)) de 3,78(3,37-4,08) para MC1; 3,8 (3,46-4,07) para MC2; e 3,64 (3,26-3,74) para Md. No entanto, foi realizado um agrupamento dos dados de cada moldagem com sua respectiva carga axial em cada grupo estudado. Os 03 grupos foram então comparados entre si pelo teste estatístico ANOVA de medidas repetidas (tabela 5.9 e Figura 5.9). Os resultados revelaram que a variação das tensões em todos os quadrantes analisados foi semelhante para todos os grupos estudados (p-valor 0,915).

Portanto, cabe interpretar não haver diferença clinicamente significativa entre as três técnicas de moldagem, apesar de diferenças estatísticas significativas os valores medianos foram muito próximos, e ao se comparar aos valores das cargas axiais, que corresponde à simulação do resultado final do tratamento; indicando uma estabilidade homogênea nos resultados para os 03 grupos.

7 CONCLUSÃO

Usando como referência os estudos citados, empregando a metodologia proposta e com base nos resultados; foi possível concluir:

- O comportamento das tensões apresentou diferenças entre os quadrantes avaliados quanto à distribuição, ao se comparar as três técnicas de moldagem, porém resumidamente equivalentes para as três técnicas.
- Durante o procedimento de moldagem, não houve incidência de tensão nos quadrantes apicais para os 03 grupos analisados, sugerindo não haver implicações clínicas na região apical, durante o procedimento de moldagem.
- Houve diferença significativa das tensões durante o carregamento axial entre as três estruturas metálicas oriundas das técnicas de moldagem, porém, esse comportamento não pode ser atribuído ao ato da moldagem em si, pois os valores encontrados, ao se comparar as moldagens com as cargas axiais, são significativamente menores.
- No contexto das limitações do estudo, cabe ponderar a possibilidade de o uso de qualquer das 03 técnicas de moldagem, na fase protética, apresentarem resultados clínicos semelhantes.

REFERÊNCIAS²

Abarno S, Gehrke AF, Dedavid BA, Gehrke AS. Stress distribution around dental implants, generated by six different ceramic materials for unitary restoration: An experimental photoelastic study. *Dent Med Probl.* 2021;58(4):453-61. doi: 10.17219/dmp/135997.

Abrão AF, Domingos RG, de Paiva JB, Laganá DC, Abrao J. Photoelastic analysis of stress distribution in mandibular second molar roots caused by several uprighting mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2018 Mar;153(3):415-21. doi: 10.1016/j.ajodo.2017.07.023.

Aguiar Júnior FA De, Tiozzi R, Macedo AP, Mattos MDGC De, Ribeiro RF, Rodrigues RCS. Importance of a distal proximal contact on load transfer by implant-supported single adjacent crowns in posterior region of the mandible: a photoelastic study. *J Appl Oral Sci.* 2013 Sep-Oct;21(5):397-402. doi: 10.1590/1679-775720130049.

Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, Hasanzade M. Three-dimensional accuracy of digital impression versus conventional method: Effect of implant angulation and connection type. *Int J Dent.* 2018 Jun;2018:3761750. doi: 10.1155/2018/3761750.

Amin S, Weber HP, Finkelman M, Rafie KE, Kudara Y, Papaspyridakos P. Digital VS. Conventional full-arch implant impressions: A comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Nov;28(11):1360-7. doi: 10.1111/clr.12994.

Anami LC, da Costa Lima JM, Takahashi FE, Neisser MP, Noritomi PY, Bottino MA. Stress distribution around osseointegrated implants with different internal-cone connections: Photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol.* 2015 Apr;41(2):155-62. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-12-00260.

Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: Effect of splinting material. *Int J. Oral Maxillofac. Implants.* 1999 Nov-Dec;14(6): 885-8

Aswani K, Wankhade S, Khalikar A, Deogade S. Accuracy of an intraoral digital impression: A review. *J Indian Prosthodont Soc.* 2020 Jan-Mar;20(1):27-37. doi: 10.4103/jips.jips_327_19.

² De acordo com Estilo Vancouver.

Barbosa GA, Bernardes SR, de França DG, das Neves FD, de Mattos M da GC, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses over implants from castable frameworks made of different alloys. *J Craniofac Surg*. 2014 Nov;25(6):2062-5. doi: 10.1097/SCS.0000000000001194.

Bittencourt ABB, Rezende EOP, Campaner M, Bitencourt SB, Santos dos DM, Pesqueira AA et al. Stress distribution of multiple implant-supported prostheses: Photoelastic and satrin gauge analyses of external hexagon and morse taper connections. *J Clin Exp Dent*. 2022 Mar 1;14(3):e235-e240. doi: 10.4317/jced.59288.

Brunner E, Domhof S Langer F. Nonparametric Analysis of Longitudinal Data in Factorial Experiments. *Biometrics*. 2002 Dec;50(4):1040.

Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression technique for implants. *Implant Dent*. 2007 Jun;16(2):187-94. doi: 10.1097/ID.0b013e3180587b3f.

Cappare P, Sannino G, Minoli M, Montemezzi P, Ferrini F. Conventional versus digital impressions for full arch screw-retained maxillary rehabilitations: A randomized clinical trial. *Int j Environ Res Public Health*. 2019 Mar;7;16(5):829. doi: 10.3390/ijerph16050829.

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

Celik G, Uludag B. Effect of the number of supporting implants on mandibular photoelastic models with different implant-retained overdenture designs. *J Prosthodont*. 2014Jul;23(5):374-80. doi: 10.1111/jopr.12129.

Chandran DT, Jagger DC, Jagger RG, Barbour ME. Two- and three-dimensional accuracy of dental impression materials: Effects of storage time and moisture contamination. *Biomed Mater Eng*. 2010;20(5):243–9. doi: 10.3233/BME-2010-0638.

Chiu A, Chen YW, Hayashi J, Sadr A. Accuracy of CAD/CAM digital impressions with different intraoral scanner parameters. *Sensors (Basel)*. 2020 Feb 20;20(4):1157. doi: 10.3390/s20041157.

Chochlidakis K, Papaspyridakos P, Tsigarida A, Romeo D, Chen YW, Natto Z et al. Digital versus conventional full-arch implant impressions: A prospective study on 16 edentulous maxillae. *J Prosthodont*. 2020 Apr;29(4):281-6. doi: 10.1111/jopr.13162.

Cidade CPV, Pimentel MJ, Amaral RC, Nóbilo MA BJ. Photoelastic analysis of all-on-four concept using different implants angulations for maxilla. *Braz Oral Res.* 2014;28(1):1–7. pii: S1806-83242014000100259. doi: 10.1590/1807-3107bor-2014.vol28.0051.

Cruz ANL. Análise fotoelástica das estruturas de suporte e craniofaciais de portadores de prótese parcial removível superior, classe II de Kennedy, subclasse 1 [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2004.

De Faria LP, Iida CH, Chagas MM, Girard JP, Villafuerte SXV, Munhoz L et al. Bone remodeling cellular basis and reduced bone mineral density patient screening on dental radiographs. *J Lins Dent Sch.* 2019 Jul-Dez; 29(2):33-44. doi: 10.15600/2238-1236/foi.v29n2p33-44

De Medeiros de RA, Goiato MC, Pesqueira AA, Vechiato Filho AJ, Bonatto LDR, Dos Santos DM. Stress distribution in an implant-supported mandibular complete denture using different cantilever lengths and occlusal coating materials. *Implant Dent.* 2017 Feb;26(1):106-11. doi: 10.1097/ID.0000000000000534.

De Medeiros RA, Santos dos DM, Pesqueira AA, Campaner M, Bitencourt SB, Silva da EVF et al. Stress distribution in fixed mandibular prostheses fabricated by CAD/CAM and conventional techniques: Photoelastic and strain gauge analyses. *J Clin Exp Dent.* 2019 Sep 1;11(9):e807-e813. doi: 10.4317/jced.56067.

Ender A, Attin T, Mehl A. in vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet dent.* 2016 mar;115(3):313-20. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.011.

Farhan FA, Sahib AJA, Fatalla AA. Comparison of the accuracy of intraoral digital impression system and conventional impression techniques for multiple implants in the full-arch edentulous mandible. *J Clin Exp Dent.* 2021 May 1;13(5):e487-e492. doi: 10.4317/jced.57926.

Galvão GH, Grossi JA, Zielak JC, Giovanini AF, Furuse AY, Gonzaga CC. Influence of metal and ceramic abutments on the stress distribution around narrow implants: A photoelastic stress analysis. *Implant Dent.* 2016 Aug;25(4):499-503. doi: 10.1097/ID.0000000000000406.

Gastaldo JFG, Pimentel AC, Gomes MH, Sendyk WR, Laganá DC. Stress analysis on single cobalt/chrome prosthesis with a 15-mm cantilever placed over 10/13/15-mm-length implants: A simulated photoelastic model study. *J Oral Implantol.* 2015 Dec;41(6):706-11. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-13-00139.

Gintaute A, Keeling AJ, Osnes CA, Zitzmann NU, Ferrari M, Joda T. Precision of maxillo-mandibular registration with intraoral scanners in vitro. *J Prosthodont Res.* 2020 Apr;64(2):114-9. doi: 10.1016/j.jpor.2019.05.006.

Girard JP, Laganá DC, Costa C. The importance of panoramic radiography in the analysis of bone quality. *J Health Sci Inst.* 2021;39(1):42-6. Disponível em: <https://repositorio.unip.br/journal-of-the-health-sciences-institute-revista-do-instituto-de-ciencias-da-saude/the-importance-of-panoramic-radiography-in-the-analysis-of-bone-quality/>

Girard JP, Kfoury M, Zanardi PR, Laganá DC. Digital flow and mechanical devices innovating photo elastic methodology: Technique description. *J Health Sci Inst.* 2021;39(4):234-7. Disponível em: <https://repositorio.unip.br/journal-of-the-health-sciences-institute-revista-do-instituto-de-ciencias-da-saude/fluxo-digital-e-dispositivos-mecanicos-inovando-a-metodologia-fotoelastica-descricao-de-tecnica/>

Gjelvold B, Chrcanovic BR, Korduner E-K, Collin-Bagewitz I, Kisch J. Intraoral digital impression technique compared to conventional impression technique. A randomized clinical trial. *J Prosthodont.* 2016 Jun;25(4):282-7. doi: 10.1111/jopr.12410.

Glikman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis of internal stress in the periodontium created by occlusal forces. *J. Periodontol.* 1970;41(1):30-5

Gómez-Polo M, Revilla-León M, Limones A, Cascos R, Gómez-Polo C, Ortega R. Intraoral digital scans for fabricating tooth-supported prostheses using a custom intraroral scan body. *J Prosthodont.* 2022 Apr;31(4):356-361. doi: 10.1111/jopr.13468. Epub 2021 Dec 24.

Gonçalves FS, Popoff DAV, Castro CDL, Silva GC, Magalhães CS, Moreira NA. Dimensional stability of elastomeric impression materials: A critical review of the literature. *Eur J Prosthodont Dent.* 2011 Dec;19(4):163-6

Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: Influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont.* 2011 Feb;20(2):153-60. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00673.x.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Jun; 17(3): 345-50.

Kamimura E, Tanaka S, Takaba M, tachi K, Baba K. In vivo evaluation of inter-operator reproducibility of digital dental and conventional impression techniques. *PLoS One*. 2017 Jun 21;12(6):e0179188. doi: 10.1371/journal.pone.0179188.

Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jan-Feb;19(1):30–7.

Kim RJY, Park JM, Shim JS. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *J Prosthet Dent*. 2018 Dec;120(6):895-903.e.1. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.01.035.

Kioleoglou I, Pissiotis A, Konstantinos M. Accuracy of fit of implant-supported bars fabricated on definitive casts made by different dental stones. *J Clin Exp Dent*. 2018 Mar 1;10(3):e252-e263. doi: 10.4317/jced.54603.

Koch GK, Gallucci GO, Lee SJ. Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast. *J Prosthet Dent*. 2016 Jun;115(6):749-54. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.12.004.

Laganá DC, Zanetti AL. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte. *RPG*. 1995 Abr-Jun;2(2): 45-51.

Lee JI, Lee Y, Kim YL, Cho HW. Effect of implant number and distribution on load transfer in implant-supported partial fixed dental prostheses for the anterior maxilla: A photoelastic stress analysis study. *J Prosthet Dent*. 2016 Feb;115(2):161-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.021.

Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Jun;26(6):715–9. doi: 10.1111/clr.12375.

Lencioni KA, Macedo AP, Silveira Rodrigues RC, Ribeiro RF, De Almeida RP. Photoelastic comparison of as-cast and laser-welded implant frameworks. *J Prosthet Dent*. 2015 Nov;114(5):652-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.06.005.

Lin WS, Harris BT, Elathamna EM, Azim TA, Morton D. Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: An in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Jan-Feb;30(1):102-9. doi: 10.11607/jomi.3592.

Lopes-Júnior I, de Lima Lucas B, Gomide HA GV. Impression techniques for multiple implants: A photoelastic analysis. Part I: Comparison of three direct methods. *J Oral Implantol*. 2013 Oct;39(5):539-44. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00040.

Lopes-Júnior I, de Lima Lucas B, Gomide HA, Gomes VL. Impression techniques for multiple implants: A photoelastic analysis. Part II: Comparison of four acrylic resins. *J Oral Implantol*. 2013 Oct;39(5):545-9. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00041.

Lo Russo L, Caradonna G, Salamini A, Guida L. Intraoral scans of edentulous arches for denture design in a single procedure. *J Prosthet Dent*. 2020 Feb;123(2):215-219. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.03.022.

Luthardt RG, Koch R, Rudolph H, Walter MHI. Qualitative computed aided evaluation of dental impressions in vivo. *Dent Mater*. 2006 Jan;22(1):69-76. doi: 10.1016/j.dental.2005.02.015

Mandelli F, Ferrini F, Gastaldi G, Gherlone E, Ferrari M. Improvement of a digital impression with conventional materials: Overcoming intraoral scanner limitations. *Int J Prosthodont*. 2017 Jul/Ago;30(4):373-376. doi: 10.11607/ijp.5138.

Mazaro JVQ, Da Silva CR, Filho HG, Zavanelli AC, De Mello CC, Lemos CAA, et al. Stress analysis of axial and tilted implants in full-arch fixed dentures under different abutment conditions. *J Craniofac Surg*. 2016 May;27(3):e249-52. doi: 10.1097/SCS.0000000000002455.

Mühlemann S, Greter EA, Park JM, Hämmerle CHF, Thoma DS. Precision of digital implant models compared to conventional implant models for posterior single implant crowns: A within-subject comparison. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Sep;29(9):931-6. doi: 10.1111/clr.13349.

Nakhaei M, Madami AS, Moraditalab A, Haghi HR. Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants. *Dent Res J (Isfahan)*. 2015 Sep-Oct;12(5):431-7. doi: 10.4103/1735-3327.166190.

- Noguchi K, Gel YR, Brunner E, Konietschke F. nparLD: An R software package for the nonparametric analysis of longitudinal data in factorial experiments. *J Stat Softw.* Sep 2012;50 (12), 1-23. doi: 10.18637/jss.v050.i12
- Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Apr;27(4):465-72. doi: 10.1111/clr.12567.
- Papaspyridakos P, Vazouras K, Chen YW, Kotina E, Natto Z, Kang K et. Al. Digital vs conventional implant impressions: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont.* 2020 Oct;29(8):660-78. doi: 10.1111/jopr.13211. Epub 2020 Jul 16.
- Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LMR. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol.* 2014 Apr;40(2):117-22. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00138.
- Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM dos, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol.* 2014 Apr;40(2):217-28. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00066.
- Phillips JW. Photoelasticity. In : Phillips JW. TAM326 : experimental stress analysis. Champaign: University of Illinois at Urbana- Champaign; 2000. p.1-62.
- Pieralini ARF, Lazarin AA, Segalla JCM, daSilva RHBT, Pinelli LAP. Aspectos periodontais do paciente idoso. *Salusvita.* 2008;27(2):309-18.
- Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N, Souza GF, Ichi AL. Photoelastic stress analysis in mandibular bone surrounding bar-clip overdenture implants. *Braz Oral Res.* 2014;28:S1806-83242013005000034. doi: 10.1590/s1806-83242013005000034.
- Pimentel AC, Manzi MR, Polo CI, Sendyk CL, da Graça Naclério-Homem M, Sendyk WR. Photoelastic analysis on different retention methods of implant-supported prosthesis. *J Oral Implantol.* 2015 Jun;41(3):258-63. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-12-00200.
- Pimentel MJ, Silva WJ, Del Bel Cury AA. Short implants to support mandibular complete dentures - photoelastic analysis. *Braz Oral Res.* 2017 Feb 23;31:e18. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0018.

Presotto AGC, Bhering CLB, Mesquita MF, Barão VAR. Marginal fit and photoelastic stress analysis of CAD-CAM and overcast 3-unit implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent*. 2017 Mar;117(3):373-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.06.011.

Punj A, Bompolaki D, Garaicoa. Dental impression materials and techniques. *Dent Clin North Am*. 2017 Oct;61(4):779-96. doi: 10.1016/j.cden.2017.06.004.

RC Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria, 2020. Disponível em: <https://www.R-project.org/>.

Saeed F, Muhammad N, Khan AS, Sharif F, Rahim A, Ahmad P et al. Prosthodontics dental materials: From conventional to unconventional. *MaterSci Eng C Mater Biol Appl*. 2020 Jan;106:110167. doi: 10.1016/j.msec.2019.110167.

Sawase T, Kurosshima S. The current clinical relevancy of intraoral scanners in implant dentistry. *Dent Mater J*. 2020 Jan 31;39(1):57-61. doi: 10.4012/dmj.2019-285.

Simamoto Júnior PC, Da Silva-Neto JP, Novais VR, De Arruda Nóbilo MA, Das Neves FD, Araujo CA. Photoelastic stress analysis of mandibular fixed prostheses supported by 3 dental implants. *Implant Dent*. 2014 Dec;23(6):704-9. doi: 10.1097/ID.0000000000000170.

Tan MY, Yee SHX, Wong M, Tan YH, Tan KBC. Comparison of three-dimensional accuracy of digital and conventional implant impressions: Effect of interimplant distance in an edentulous arch. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 Mar/ April;34(2):366–80. doi: 10.11607/jomi.6855.

Termeie D, Klokkevold PR, Caputo AA. Effect of implant diameter and ridge dimension on stress distribution in mandibular first molar sites-A photoelastic study. *J Oral Implantol*. 2015 Oct;41(5):e165-73. doi: 10.1563/aaid-joi-D-14-00008.

Tioosi R, De Torres EM, Rodrigues RCS, Conrad HJ, De Mattos MDGC, Fok ASL, et al. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*. 2014 Aug;112(2):276-84. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.029.

Tonin BSH, Peixoto RF, Fu J, de Freitas BN, de Mattos MGC, Macedo AP. Evaluation of misfit and stress distribution in implant-retained prosthesis obtained by different methods. *Braz Dent J*. 2021 Sep-Oct;32(5):67-76. doi: 10.1590/0103-6440202104453.

Vandeweghe S, Vervack V, De H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants : an in vitro study. 2017 Jun;28(6):648-653. doi: 10.1111/clr.12853.

Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2004 Nov;92(5):470-6

Wöstmann B, Rehmann P, Balkenhol M. Influence of impression technique and material on the accuracy of multiple implant impressions. *Int J Prosthodont.* 2008 Jul-Aug;21(4):299-301.

Zanardi PR, Stegun RC, Sesma N, Costa B, Shibli JA, Lagana DC. Stress distribution around dental implants placed at different depths. *J Craniofac Surg.* 2015 Oct;26(7):2163-6. doi: 10.1097/SCS.0000000000002119.

Zanatta LCS, Dib LL, Gehrke SA. Photoelastic stress analysis surrounding different implant designs under simulated static loading. *J Craniofac Surg.* 2014 May;25(3):1068-71. doi: 10.1097/SCS.0000000000000829.

Zhang F, Suh KJ, Lee KM. Validity of intraoral scans compared with plaster models: Na in-vivo comparison of dental measurements na 3D surfce analysis. *PLoS One.* 2016 Jun 15;11(6):e0157713. doi: 10.1371/journal.pone.0157713.