



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

TALITA SUELEN DE QUEIROZ

**COMPORTAMENTO DA ASSOCIAÇÃO ENTRE PROTETOR
BUCAL E MALHA DE REFORÇO EM POLIAMIDA NA
ABSORÇÃO DE IMPACTO EM REGIÃO ANTERIOR MAXILAR:
*análise in silico e in vitro***

2023

TALITA SUELEN DE QUEIROZ

**COMPORTAMENTO DA ASSOCIAÇÃO ENTRE PROTETOR BUCAL E MALHA
DE REFORÇO EM POLIAMIDA NA ABSORÇÃO DE IMPACTO EM REGIÃO
ANTERIOR MAXILAR: análise *in silico* e *in vitro***

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRA, pelo Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS APLICADAS À SAÚDE BUCAL.

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desenvolvimento de materiais e novas tecnologias em odontologia.

Orientador: Prof. Assoc. Tarcisio José de Arruda Paes Junior

Coorientador: Prof. Dr. João Paulo Mendes Tribst.

São José dos Campos

2023

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2023]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Queiroz, Talita Suelen de

Comportamento da associação entre protetor bucal e malha de reforço em poliamida na absorção de impacto em região anterior maxilar: análise in silico e in vitro / Talita Suelen de Queiroz. - São José dos Campos : [s.n.], 2023.

87 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde Bucal - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2023.

Orientador: Tarcisio José de Arruda Paes-junior

Coorientador: João Paulo Mendes Tribst

1. Protetor bucal. 2. Trauma dentário. 3. Malha de reforço. 4. Resposta biomecânica. I. Paes-junior, Tarcisio José de Arruda, orient. II. Tribst, João Paulo Mendes, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assoc. Tarcisio José de Arruda Paes Junior (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Rodrigo Máximo de Araújo

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Eduardo Miyashita

Universidade Paulista (UNIP)

Campus de São Paulo

São José dos Campos, 15 de fevereiro de 2023.

DEDICATÓRIA

Ao meu pai **José Genilson de Queiroz** (*in memorian*), a minha maior saudade da vida, o meu melhor anjo da guarda e quem eu gostaria muito que estivesse presente fisicamente nesta etapa da minha vida. Meu pai sempre acreditou no meu esforço e capacidade, mesmo com suas limitações me incentivou a ser dentista e tenho certeza que ficaria feliz com mais essa conquista que estou alcançando. Tenho certeza também que nos meus momentos difíceis ele agiu de lá de cima, estando sempre ao meu lado.

À minha avó, **Basília Sabina de Queiroz** (*in memorian*), meu amor e minha joia. Meu primeiro grande exemplo de força.

À minha mãe, **Maria Sabina de Queiroz**, que tenho a honra em tê-la, minha companheira, minha guerreira, minha incentivadora! Nunca mediu esforços pra me ajudar. Nunca foi fácil pra gente, mas a gente tem conseguido. Tudo por você, mãe!

Ao **Lucas Ribeiro**, meu namorado, que esteve comigo em literalmente todos os momentos e me ajudou em todas as fases. Meu porto seguro.

À minha amada afilhada **Lívia de Queiroz Quintanilha** e meu amado afilhado **Cauan Queiroz**, por quem me esforço para servir de exemplo.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente, gostaria de agradecer à **Deus**, toda honra e toda glória à Ele. Estou fazendo o que eu sempre sonhei, consegui concluir minha pesquisa com seriedade. Sem Deus, nada seria possível.

Ao meu orientador, **Tarcísio José de Arruda Paes Junior**, acreditou e confiou a mim esse trabalho. Soube orientar e despertar em mim as coisas necessárias para que tudo desse certo. Para um trabalho ser bem desempenhado é imprescindível uma sintonia entre Orientador e Orientado. Eu tive sorte. Obrigada pelas conversas e conselhos até mesmo em situações pessoais. Sou muito grata por toda ajuda, esforço, compreensão e estou orgulhosa dos frutos do projeto.

Ao Professor **Alexandre Luiz Souto Borges**, coordenador da pós graduação e dono da maior simpatia do ICT, que me auxiliou em TUDO o que precisei nessa pesquisa. Em dúvidas na parte escrita do FEA, no momento do estudo *in vitro* por extensometria, me ensinou sobre os extensômetros, me ajudou no FEA. Estava disponível para sanar todas as dúvidas que eram de sua expertise. Obrigada também por ter sido amigo quando precisei.

Ao meu coorientador, **João Paulo Mendes Tribst**, que sempre me incentivou em diversas atividades, me deu oportunidades e me ajudou no meu desenvolvimento intelectual, principalmente em relação à odontologia esportiva. Obrigada pelos incentivos e pela torcida.

Aos professores **Eduardo Uemura, João Mauricio Ferraz, Laffayette Nogueira Junior e Rodrigo Máximo de Araújo**, que permitiram minha participação nos Estágios Docência em Prótese Parcial Removível, elevaram meu nível de aprendizado e foram sempre muito disponíveis em me ajudar a evoluir profissionalmente. Obrigada por tudo! Sempre serei grata!

Aos queridos **Guilherme Scalzer e Jefferson Mattos**, que me auxiliaram nessa pesquisa. A ajuda de vocês foi fundamental! Muito obrigada pela parceria.

Aos meus amigos: **Leonardo Jiro Nomura Nakano, Lucas Tanaka, Ellen Randolli, Marcelle Coelho, Ana Luísa Theodoro, Thais Fernanda Gonçalves, Olga Djordjevic, Barbara Begnini, Matheus Fernandes, Beatriz Serralheiro, Alinne, Nathalia Ramos, Raquel Coutinho, William Simões, Laura Calvache,**

Natalia Rossi, Bianca Tanide e colegas de pós graduação, obrigada por todo apoio.

À minha aluna de Iniciação Científica, **Larissa Haddad e Borro**, que permitiu e confiou em mim para ser sua coorientadora. Obrigada por toda a dedicação em suas duas pesquisas com financiamento PIBIC.

À minha orientadora de cinco iniciações científicas com bolsa na graduação, **Luciane Dias de Oliveira**, que sempre despertou muita admiração em mim e me moldou para a pós graduação. Ela sabe o quanto sou grata e sabe exatamente tudo o que contribuiu para minha evolução pessoal e profissional.

Aos professores **Max Neisser e Lucio Murilo**, meus mestres, professores, parceiros de Projeto Onco e amigos com quem sempre pude contar e aprender. Independente do dia e horário. Obrigada por tudo. Vocês têm minha admiração, respeito e gratidão.

Aos demais professores da pós graduação em Ciências Aplicadas à Saúde Bucal – CASB, em especial: **Marco Antônio Bottino, Renata Marques de Mello e Renato Sussumu Nishioka**, por terem contribuído tanto para meu crescimento profissional e não medirem esforços para me ajudar!

Aos **Projetos de extensão: Onco, Dentaduras S.A e Prótese Bucomaxilofacial** e demais colaboradores, que me fizeram crescer demais como profissional da área da saúde e como ser humano. É uma honra fazer parte.

Aos funcionários do ICT **Fernandinho, Marcão, Josi, Juju da prótese, Lílian, Pâmela, Carol, Sandra, Marcinha e Val da periodontia** que sempre foram muito solícitos a me ajudar e criei muito carinho e gratidão.

À **Capes**, pela concessão de bolsa de mestrado durante os anos 2021 até novembro de 2022.

À **FAPESP**, pela concessão de bolsa de mestrado 2022/2023 - Processo 2021/11159-7 e pela concessão de Auxílio Pesquisa - Processo 2022/11307-9.

À **PIBIC**, pelas duas bolsas de IC para minha aluna Larissa Haddad e Borro, em especial a última que é diretamente correlacionada com minha dissertação – Processo 7129/2022.

À **Bioart**, pela concessão de todas as placas de EVA da realização desse estudo.

Aos membros da banca **Prof. Dr. Eduardo Miyashita e Prof. Dr. Rodrigo Máximo de Araújo**, pela disponibilidade em participar da minha banca de defesa de mestrado e colaborar com o trabalho realizado.

Aos membros da minha família, inclusive meus primos que me incentivaram verdadeiramente, não preciso citar nomes, eles sabem quem são e o que isso representou para mim.

À **UNESP** de São José dos Campos, por todas as oportunidades de crescimento que tive. É a minha instituição do coração.

A todos que de alguma forma contribuiu para a finalização deste trabalho. Ninguém vai longe sozinho. A vida e as conquistas são melhores ao lado das pessoas certas!

Ser mestre era um sonho para mim, que com muito esforço, abdicção, dedicação, força, coragem e auxílio de pessoas importantes, o projeto foi tomando forma e finalizado. Obrigada! Meus mais sinceros: Obrigada.

"Somehow I can't believe that there are any heights that can't be scaled by a person who knows the secrets of making dreams come true. This special secret, it seems to me, can be summarized in four Cs. They are curiosity, confidence, courage, and constancy, and the greatest of all is confidence". **Walt Disney**

RESUMO

Queiroz TS. Comportamento da associação entre protetor bucal e malha de reforço em poliamida na absorção de impacto em região anterior maxilar: análise *in silico* e *in vitro* [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2023.

Esse estudo avaliou *in vitro* e *in silico* as respostas dentoalveolares em incisivos centrais frente a traumas na região anterior da maxila, com uso de protetores bucais (PB) reforçados por malha em poliamida em três diferentes localizações. Os grupos de estudo foram divididos em crânio com PB convencional em EVA (etileno vinil acetato) com 4mm de espessura; PB em EVA 4mm de espessura (controle) com reforço a 1mm (Mg 1+3), 2mm (Mg 2+2) e 3mm (Mg 3+1) do limite vestibular. No estudo *in vitro* um modelo do crânio foi impresso em Resina Spin Red - Quanton 3D abrangendo a região maxilar e os dentes individualmente em resina Resilab Clear - Wilcos e o ligamento periodontal foi simulado em silicone de adição. Para mensurar as microdeformações, foram colocados extensômetros no processo alveolar da maxila e no centro das coroas dos dentes 11 e 21, paralelos ao longo eixo destes. Os PB foram produzidos em EVA com reforços de acordo com cada grupo (n=10). O impacto foi realizado por meio de uma máquina específica desenvolvida aplicando a energia de $E_p=0,5496$ J, com força dentro do limite elástico do material do crânio no sentido horizontal paralelo ao solo e perpendicular à superfície de contato da esfera de 35mm. No estudo *in silico*, os quatro grupos foram modelados e analisados por análise explícita dinâmica simulando impacto por meio de uma esfera de aço com 35mm de diâmetro e 7.8 g/cm^3 de densidade a 1m/s com todas as condições semelhantes ao estudo *in vitro*. Os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e lineares. Os contatos seguiram as mesmas condições físicas do ensaio *in vitro* (friccional e colado). As malhas foram definidas com tetraedros após convergência de 10%. As deformações e tensões máximas principais nos dentes e na maxila foram apresentadas em gráficos colorimétricos. Os dados obtidos do estudo *in vitro* foram submetidos aos testes de Shapiro-Wilk, Kruskal-Wallis e ao teste de comparação múltipla de Dunn (significância de 5%). Os resultados mostram diferença estatística para o grupo sem reforço em relação aos demais grupos ($p = 6,8 \times 10^{-5}$), em relação às as microdeformações ($\mu\epsilon$) nas diferentes áreas de impacto, não foi possível observar diferença estatística ($p = 0,879$). Os resultados da análise por elementos finitos corroboraram com o estudo *in vitro* por extensometria, o que permite validação dos modelos teóricos e práticos para análises futuras.

Palavras-chave: protetor bucal; trauma dentário; malha de reforço; resposta biomecânica.

ABSTRACT

Queiroz TS. Behavior of the association between mouthguard and polyamide reinforcement mesh on impact absorption in anterior maxillary region: in silico and in vitro analysis [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2023.

This study evaluated *in vitro* and *in silico* dentoalveolar responses in central incisors to trauma in the anterior region of the maxilla, using mouthguards (MG) reinforced with polyamide mesh in three different locations. The study groups were divided into skull with conventional PB in EVA (ethylene vinyl acetate) with 4 mm thickness; PB in 4mm thick EVA (control) with reinforcement at 1mm (Mg 1+3), 2mm (Mg 2+2) and 3mm (Mg 3+1) from the vestibular limit. In the *in vitro* study, a skull model was printed in Spin Red Resin - Quanton 3D covering the maxillary region and teeth individually in Resilab Clear - Wilcos resin and the periodontal ligament was simulated in addition silicone. To measure the microdeformations, extensometers were placed in the alveolar process of the maxilla and in the center of the crowns of teeth 11th and 21th, parallel to their long axis. The BP were produced in EVA with reinforcements according to each group (n=10). The impact was performed by a specific machine developed, applying $E_p=0.5496$ J of energy, with force within the elastic limit of the skull material in the horizontal direction parallel to the ground and perpendicular to the contact surface of the 35mm sphere. In the *in silico* study, the four groups were modeled and analyzed by dynamic explicit analysis, simulating impact through a steel sphere with 35mm in diameter and 7.8 g/cm^3 of density at 1m/s with all conditions similar to the *in vitro* study. The materials were considered isotropic, homogeneous and linear. The contacts followed the same physical conditions of the *in vitro* test (frictional and glued). Meshes were defined with tetrahedrons after 10% convergence. The main maximum deformations and stresses in the teeth and in the maxilla were presented in colorimetric graphs. The data obtained from the *in vitro* study were submitted to the Shapiro-Wilk, Kruskal-Wallis and Dunn's multiple comparison test (5% significance). The results show a statistical difference for the group without reinforcement in relation to the other groups ($p = 6.8 \times 10^{-5}$), in relation to the microdeformations ($\mu\epsilon$) in the different areas of impact, it was not possible to observe a statistical difference ($p = 0.879$). The results of the finite element analysis corroborated the *in vitro* study by extensometry, which allows validation of theoretical and practical models for future analysis.

Keywords: mouthguard; dental trauma; reinforcement mesh; biomechanical response.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1 Traumas Orofaciais Esportivos.....	18
2.2 Protetores Bucais	20
2.3 Classificação dos Protetores Bucais.....	22
2.4 Reforços em Protetores Bucais	24
2.4.1 Fibras de <i>Nylon</i>	25
2.5 Análise por Extensometria	26
2.6 Análise por Elementos Finitos	27
3 PROPOSIÇÃO	30
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	31
4.1 Análise por Elementos Finitos	32
4.1.1 Pré-Processamento	32
4.1.2 Preparo do Modelo	32
4.2 Estudo <i>in vitro</i>	37
4.2.1 Confecção dos Espécimes	37
4.2.2 Mensuração das Propriedades Mecânicas de Resinas para confecção de crânio.....	37
4.2.3 Resultados da Mensuração das Propriedades Mecânicas das Resinas ...	39
4.2.4 Modelo Maxilar.....	40
4.2.5 Dentes com estrutura radicular.....	41
4.2.6 Inclusão de dentes em alvéolos maxilares	43
4.2.7 Individualização de crânio	44
4.2.8 Confecção do Protetor Bucal	45
4.2.9 Testes de Impacto	52
4.2.10 Extensometria.....	55
5 RESULTADOS.....	59
5.1 Análise por Elementos Finitos	59
5.2 Estudo <i>in vitro por extensometria</i>	63
5.2.1 Análise Estatística.....	63
5.3 Validação.....	68

6 DISCUSSÃO	69
7 CONCLUSÃO	77
REFERÊNCIAS.....	78

1 INTRODUÇÃO

A odontologia esportiva é uma das mais recentes modalidades odontológicas que demonstra grande ascensão. Essa especialidade engloba desde prevenção, até o tratamento de atletas que apresentam lesões orofaciais e patologias orais (Saini, 2011). Grande parte das práticas esportivas apresentam riscos de traumas orofaciais e concussões aos atletas participantes, o que torna a incidência de lesões orofaciais no esporte amplamente documentada (Fernandes et al., 2019; Knapik, et al., 2007; Lam, 2016; Piccininni et al., 2017; Sousa et al., 2020; Tribst et al., 2020).

As lesões orofaciais representam uma classe de trauma, que inclui fraturas em coroas dentárias, laceração de tecidos moles, como a língua e gengiva, traumas em ossos da face, danos na articulação temporomandibular (Ahmed et al., 2021; Knapik et al., 2007; Sousa et al., 2020; Tribst et al., 2020), fraturas radiculares, concussão, subluxação, extrusão, intrusão, luxação e avulsão dentária (Tuna et al., 2014). Traumas na região oral e maxilofacial podem apresentar-se inconvenientes, como diminuição na performance do atleta, bem como afastamento da participação em competições importantes, além de afetar mudanças na expressão facial, limitar ações cotidianas como mastigação, fonação, influenciar negativamente a nutrição e, consequentemente gerar perda de massa muscular, redução de desempenho, força e ritmo de jogo. Essas alterações implicam em grande cobrança do clube, empresários e patrocinadores, devido aos investimentos, e, em casos mais graves, trazer impactos psicológicos, por promoverem sequelas permanentes (Park et al., 2021; Saito et al., 2022; Tuna et al., 2014).

A face é a região do corpo mais vulnerável a traumas e normalmente mostra-se como a menos protegida em treinos e competições esportivas. Além disso, cerca de 11 a 40% de todas as lesões esportivas envolvem a face e são resultantes de impactos por objetos ou contato entre jogadores (Saini, 2011). Segundo Sousa e colaboradores (2020), a porcentagem média de esportistas por modalidades que sofreram lesões orofaciais de qualquer tipo são: luta livre (83,3%), boxe (73,7%), basquete (70,6), *karatê* (60,0%), jiu-jitsu (41,2%), handebol (37,1%), futebol (23,3%), judô (22,3%) e hóquei de campo (11,5%). Diante disso, em 1950, a

American Dental Association (ADA) sugeriu o uso de proteção com dispositivos resilientes, os protetores bucais, com a finalidade de evitar ou atenuar lesões orofaciais, mesmo quando o impacto não é diretamente exercido sobre o dente (Tribst et al., 2020). Após uma década, foram verificados resultados positivos em relação à efetividade e diminuição da incidência de danos nas estruturas orofaciais, o que tornou obrigatório seu uso em práticas esportivas com contato físico (Sousa et al., 2020). Atualmente, a ADA recomenda o uso de protetor bucal para 29 diferentes modalidades de esportes, como: artes marciais, luta livre, boxe, hóquei de gelo e campo, *squash*, futebol americano, surfe, *skate*, basquete, handebol, pólo aquático, vôlei, ginástica, raquetebol, *rugby*, arremesso de peso, hipismo, ciclismo entre outros (Knapik et al., 2007; Sousa et al., 2020).

Os protetores bucais são classificados de acordo com sua confecção, sendo estes divididos em três grupos: estoque, método “aquece e morde” e individualizado (Saini, 2011; Tribst et al., 2020). Os protetores bucais de estoque são definidos como bandejas plásticas que envolvem os dentes, além disso são as opções mais baratas e menos precisas. Os realizados através do aquecimento e mordida possuem material termoplástico e devem ser aquecidos em água quente e modelados em boca através da pressão da mordida. Os protetores bucais individualizados são realizados com auxílio do dentista (Bishop et al., 1985), os quais utilizam modelos da boca do paciente para obtenção de um protetor bucal preciso e eficiente (Tribst et al., 2018), além de oferecer melhor capacidade de fonação, cardiorrespiratória e menor incômodo ao atleta (Caneppele et al., 2017).

O tipo de material utilizado na confecção do protetor bucal pode influenciar sua eficácia (Fernandes et al., 2019), entre os materiais mais utilizados na produção desse dispositivo são: copolímero de polivinil acetato-polietileno ou etileno vinil acetato (EVA), policloreto de vinil, látex, resina acrílica e poliuretano (Knapik et al., 2007). O EVA é o material mais utilizado, o que garante propriedades físicas ao aparelho, possibilitando a absorção de impacto (Kataoka et al., 2014; Tribst et al., 2020), ser de fácil manuseio, ter habilidade de não absorção de água, além de permitir a inclusão de camadas de reforço dentro do protetor (Tribst et al., 2020).

A espessura sugerida para confecção de protetores bucais feitos de EVA para que promova adequada absorção de impacto, está entre três e quatro milímetros (Kataoka et al., 2014). Westerman e colaboradores (2002) verificaram

que o aumento na espessura a partir de 4 mm apresentaria uma pequena melhora na absorção de impacto, o que não traria grandes benefícios por diminuir o conforto do usuário (Knapik et al., 2007).

Os protetores bucais atuam reduzindo lesões orofaciais através da prevenção de fraturas ou deslocamento de dentes (Caneppele et al., 2017); proteção contra fraturas da mandíbula; redução da possibilidade de laceração de tecidos moles, através da separação dos dentes e tecidos moles; e redução de concussão através da estabilização da cabeça ao utilizar o protetor bucal (Knapik et al., 2007). A dissipação de forças é realizada devido à cobertura adequada realizada pelo EVA em todos os dentes e estruturas, e a redução do impacto para o complexo da articulação temporomandibular é obtido através do espaço entre a cabeça da mandíbula e a cavidade articular, obtido pela separação entre os dentes pelo protetor bucal. Durante o impacto, esse espaço é suficiente para reduzir ou prevenir traumas entre as estruturas previamente citadas (Piccininni et al., 2017).

Apesar de sua capacidade de reduzir riscos de danos orofaciais, alguns atletas julgam ser difícil utilizar este equipamento, relatando instabilidade, sensação de boca seca, mau hálito, dificuldade na fala e ao respirar, além de náuseas e percepção de queda na performance (Caneppele et al., 2017). Entretanto, uma revisão sistemática realizada por Caneppele e colaboradores em 2017, demonstrou que o protetor bucal individualizado é o modelo que apresenta menor interferência na fala, respiração e sensação de boca seca. Além disso, mostrou-se com melhor adaptação na cavidade bucal e menor sensação de náuseas aos atletas analisados. O protetor bucal individualizado apresenta resultados mais próximos do que é considerado como ideal para uso, promovendo adequada proteção durante as atividades de contato (Tribst et al., 2018).

Embora o uso desse dispositivo em atividades esportivas seja fundamental para prevenção ou redução de lesões orofaciais, mesmo com o uso deste durante a ocorrência de impactos na face, as tensões aplicadas nas estruturas rígidas ainda são relevantes, principalmente em incisivos centrais superiores (Tribst et al., 2020). Diante disso, foram realizados estudos em busca de elevar a efetividade dos protetores bucais, utilizando reforços, como uso de camadas laminadas, cavidades contendo ar (Takeda et al., 2006), inserções de laminados de sorbotano (Bulsara et al., 1998), resina acrílica (Patrick et al., 2002), malha de sílica (Tribst et al., 2020),

titânio (Kataoka et al., 2014), esponjas e fibra de vidro (Matsuda et al., 2020). Entretanto, a literatura mostra-se inconclusiva sobre o melhor método de reforço de protetores bucais (Kataoka et al., 2014; Tribst et al., 2020).

Fibras de *nylon* modificadas por sílica são um exemplo de material que pode ser utilizado para reforço de protetores bucais durante o processo de confecção desse dispositivo (Tribst et al., 2020), pois as fibras de *nylon* possuem amidas polares que permitem que cadeias adjacentes realizem ligações de hidrogênio, o que favorece a progressão de sua cristalinidade, resistência e durabilidade. A eficácia de reforços realizados por meio dessas fibras depende de seus projetos de estrutura e orientação, além da força aplicada e sua ligação com o material a ser reforçado, para transferência de cargas (Paes-Junior et al., 2017). Além disso, um dos métodos considerados mais bem sucedidos para melhorar as propriedades mecânicas da resina acrílica é a incorporação de nanopartículas de sílica, o que demonstra efeitos significativos tanto em aspectos mecânicos quanto térmicos (Cevik et al., 2018).

No Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos/UNESP-SP, foi desenvolvida uma malha composta de *nylon* (poliamida) incorporada por sílica em 0.5% de seu volume (patente número BR1020120281198) com a finalidade de unir as propriedades mecânicas desses materiais, melhorando a distribuição de cargas (Almeida et al., 2016). Baseado nisso, foram realizados estudos onde esta estrutura foi inserida dentro de polímeros como resina acrílica e bisacrílica a fim de confeccionar estruturas de próteses fixas provisórias (Paes-Jr et al., 2017) e, em próteses totais mucossuportadas e implantossuportadas de arco completo (Almeida et al., 2016; Gonçalves et al., 2018; Paes-Jr et al., 2017), promovendo melhorias na resistência das estruturas testadas.

Considerando a grande importância e crescimento que a odontologia do esporte apresenta (Saini, 2011), o uso de reforços com fibras de *nylon* incorporada por sílica em protetores bucais customizados pode ser uma solução inovadora na absorção de impactos e redução de lesões orofaciais, uma vez que esse tipo de trauma acaba por diminuir a performance do atleta e pode afastá-lo de importantes competições (Park et al., 2021; Tuna et al., 2014), sendo de grande importância o desenvolvimento de novas tecnologias a fim de reduzir esses grandes impactos.

Tribst e colaboradores (2019) realizaram um estudo *in silico* em protetores

bucais com 4mm de espessura de EVA, reforçados pela malha de *nylon* incorporada por sílica. O reforço foi posicionado no centro do sentido horizontal da região vestibular do protetor bucal, e ao se tratar da disposição cérvico-oclusal, foi situado na região cervical dos dentes. Entretanto, não houve diferença significativa na resposta biomecânica das estruturas orofaciais frente ao impacto ao utilizar o protetor bucal com reforço na disposição previamente citada, quando comparado ao protetor bucal convencional de EVA com 4mm de espessura. Considerando o estudo preliminar limitado em suas análises entende-se ser interessante avaliar a resposta biomecânica das estruturas acometidas, com o reforço a ser posicionado em diferentes disposições da zona neutra, em localização centralizada em relação à coroa e associar diversos tipos de análises a fim de se ter uma avaliação mais completa acerca desta variação de técnica.

Estudos que utilizam metodologia *in silico* por meio de análises de elemento finito (FEA), apresentam-se confiáveis para avaliar tensões e deformações sob aplicação de carga em estruturas complexas desenvolvidas por meio de modelos numéricos em softwares. O uso dessa metodologia possibilita desenvolvimento de estudos sobre mecânica do trauma por impacto, analisando regiões que podem ocorrer falhas estruturais por impacto, interpretação de respostas nos tecidos biológicos afetados pelo impacto de forma individualizada, uma vez que é extremamente complexo replicar traumas maxilofaciais *in situ* (Borges et al., 2020). Atualmente, há a possibilidade de realizar modelagens complexas e simulações computacionais de trauma, analisando de forma precisa e segura e com custo inferior ao de protótipos reais, representando também um grande avanço na área biológica (Gialain et al., 2016). Dessa forma, o desenvolvimento de modelos individualizados de protetores bucais em softwares e analisados por meio do FEA, apresenta-se adequado para avaliar a dissipação do impacto em regiões maxilofaciais, e os efeitos do uso de diferentes protetores bucais na proteção de lesões orofaciais (Tribst et al., 2020).

Além da análise computacional, os testes *in vitro* mais comumente utilizados para avaliar a absorção de impacto em um protetor bucal ou em seus materiais utilizados são através de pêndulo, queda de peso ou pistão. Outro teste importante na avaliação de absorção de impacto é o de extensometria, que realiza medições de tensão através de energia obtida por compressão (Knapik et al., 2007). Embora

frequentemente os estudos atuais utilizem nos testes in vitro dispositivos de pêndulo associado a medidores de tensão para verificar a absorção de impacto (Tribst et al., 2020), a utilização de pêndulos apresenta parâmetros qualitativos como resultados, uma vez que a principal medida nesse ensaio é a quantidade absorvida para fraturar o corpo de prova e esta é relativa, pois as condições do ensaio e corpo de prova podem diferir bastante das condições reais (Pandolfi, 2006). Portanto, é interessante o uso de máquina com força controlada de impacto para realização desses testes associada a dispositivos de extensometria.

Diante da necessidade de desenvolvimento de protetores bucais que sejam capazes de suprimir as tensões que não são absorvidas por esses dispositivos e mostram-se ainda relevantes ao afetar estruturas orofaciais, principalmente incisivos centrais superiores, gerando grande impacto na vida pessoal e profissional do paciente, é fundamental estudar a possibilidade de reforçar o protetor bucal em diferentes disposições com materiais que se mostram eficientes na literatura, através da união de metodologias in sílico e in vitro para que apresentem resultados mais fidedignos possíveis.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Essa revisão de literatura é constituída de acordo com o tema deste estudo, sendo subdividida nos seguintes tópicos: dos Traumas Orofaciais Esportivos, dos Protetores Bucais, da Classificação dos Protetores Bucais, dos Reforços, das Fibras de *Nylon*, da Análise por Extensometria, da Análise por Elementos Finitos.

2.1 Traumas Orofaciais Esportivos

Os traumas orofaciais compreendem injúrias em tecidos moles e duros da face, como luxações, intrusões, extrusões, avulsões e fraturas dentárias, lacerações de tecidos moles, traumas em estruturas ósseas faciais, além de danos na articulação temporomandibular (Kumamoto, 1993; Lam, 2016; Sousa et al., 2020). A ocorrência dessas injúrias é considerada um problema de saúde pública, a qual podem acarretar diversas consequências dependendo de sua severidade, e causar limitações físicas ao paciente acometido (Bhalla et al., 2013; Frontera et al., 2011). Além disso, em alguns casos, o processo terapêutico pode ter elevado valor financeiro ou até mesmo, após o tratamento, o paciente ter que lidar com sequelas permanentes (Sousa et al., 2020).

A incidência desses traumas pode ocorrer desde a infância até a vida adulta, com uma grande frequência em atividades esportivas, tanto em esportes de contato ou não contato (Kumamoto, 1993; Takeda et al., 2006). Diante do aumento da popularidade dos esportes de contato e do incentivo à participação de atividades físicas desde a infância, pode se verificar um aumento na ocorrência de lesões orofaciais (Kumamoto, 1993; Emerich et al., 2010; Frontera et al., 2011; Tulunoglu et al., 2006). Com isso, muitos atletas não estão cientes das severas implicações que isso podem causar, caso não haja prevenção (Kumamoto, 1993).

As causas podem ser desde traumas diretos ou indiretos. Sendo os traumas diretos verificados quando as estruturas faciais de um atleta entram em contato com outro atleta ou até mesmo com equipamentos durante treinos e competições. Já os

traumas indiretos ocorrem quando a maxila e a mandíbula de um mesmo indivíduo entram em intenso contato em caso de quedas ou golpes, por exemplo (Ozawa et al., 2014). Para a ocorrência destes, temos alguns fatores de risco como: idade abaixo de 15 anos e até 24 anos, prognatismo ou retrognatismo mandibular, hábito de respiração bucal, nível de competição esportiva, uso de aparelhos ortodônticos e não uso de protetores bucais. Além dos fatores previamente citados, há relatos que dentes cariados, restaurações extensas e insatisfatórias e má oclusão dentária, podem ser considerados fatores predisponentes a fraturas dentárias (Frontera et al., 2011).

Na ocorrência de grandes impactos, a face é a estrutura corporal mais frágil do corpo humano e geralmente a menos protegida (Kumamoto, 1993). Com isso, em um estudo de Glassman publicado por Tuna e colaboradores (Tuna et al., 2014), um atleta tem 10% de chance de ser acometido por um trauma orofacial em cada sessão de treino ou competição e, 33 a 56% de chances durante toda sua carreira. Entretanto, devemos levar em consideração que a prevalência de tais injúrias variam de acordo com o tipo de esporte praticado, idade do atleta, gênero e grau de contato na competição (Andrade et al., 2013; Tuna et al., 2014).

Geralmente, a região frontal da maxila recebe impactos no sentido horizontal, o que gera uma prevalência de 90% das injúrias dentárias em incisivos centrais superiores, afetando também as estruturas circundantes, o que traz não só problemas funcionais e dolorosos ao atleta, mas também estéticos e psicológicos (Cummins et al., 2002; Kataoka, 1993; Takeda et al., 2006; Takeda et al., 2008).

São várias as consequências que podem ocorrer em um indivíduo que sofre lesões orofaciais, como esfoliação anormal em dentes decíduos, acometimentos na erupção de dentes permanentes no caso de crianças; escurecimento de dentes após períodos do trauma; ocorrência de abscessos dentários e até mesmo perdas dentárias. Além disso, dependendo do impacto, pode haver acometimento de estruturas ósseas adjacentes, com possibilidade de fraturas. Em casos mais intensos, pode haver lesões cervicais e cerebrais no atleta (Bhalla et al., 2013). Esses fatores podem afetar o dia a dia do paciente, trazendo limitações na fala, expressões faciais, alimentação, e danos até mesmo nutricionais e psicológicos. Com isso, a recuperação da performance do atleta pode ser gravemente afetada, limitando suas participações em competições. Em algumas situações, o indivíduo

pode ser acometido por sequelas permanentes (Park et al., 2021). Portanto, é de extrema importância a atuação de dentistas na prevenção de tais injúrias (Frontera et al., 2016; Kumamoto, 1993).

2.2 Protetores Bucais

Diante do elevado acometimento de traumas orofaciais nos atletas durante suas práticas esportivas é necessário o incentivo do uso de métodos efetivos de proteção (Takeda et al., 2004; Takeda et al., 2006). Os protetores bucais e faciais são dois métodos eficazes de prevenção às injúrias orofaciais, sendo indicados de acordo com a prática esportiva (Kumamoto, 1993).

Desde os primeiros protetores bucais testados, nos anos 1920 foi observada redução de traumas orais em atletas de boxe, o que fez com que o seu uso fosse incentivado em atletas de futebol americano (Parker et al., 2017). Atualmente, temos sua importância consolidada na prevenção de injúrias desde os tecidos moles, até dentes e estruturas ósseas circundantes durante a prática de esportes de contato. (Kataoka et al., 2014; Kumamoto, 1993)

O mecanismo de proteção desses dispositivos na redução de traumas orofaciais se dá ao absorver e dissipar a energia de um impacto recebido, evitando que este aconteça diretamente sobre as estruturas bucais, ao funcionar de certa forma como um amortecedor e diminuindo a gravidade do trauma gerado nas estruturas circundantes (Parker et al., 2017; Sousa et al., 2020; Tuna et al., 2014). Entretanto, para que estes desempenhem sua função de forma adequada, dependem de alguns fatores como o tipo de material, geometria, processo correto de confecção, espessura adequada e ser suficientemente retentivo (Cummins et al., 2002; Sousa et al., 2020; Verissimo et al., 2016).

A retenção adequada de um protetor bucal é uma das etapas a serem analisadas com cautela para definição de um protetor bucal satisfatório, uma vez que este dispositivo deve se manter em posição durante a prática de esporte para que, em caso de impacto, ele cumpra sua função de forma adequada. Além disso, essa característica pode aumentar a motivação dos atletas a utilizarem esse

dispositivo de proteção, uma vez que aliará conforto sem interferir na performance (Karaganeya et al., 2019).

Outro parâmetro a ser levado em consideração nas características do protetor bucal é sua espessura, para que seja suficiente para absorver e dissipar energia do impacto, promovendo adequada proteção, sem interferir na respiração, performance e conforto do atleta, fatores estes que quando não respeitados podem induzir ao não uso do aparelho (Cummins et al., 2002; Verissimo et al., 2016). Quanto maior a espessura do material, maior a absorção de energia resultante (Tulunoglu et al., 2006; Verissimo et al., 2016), entretanto, para proporcionar adequada absorção de impacto e conforto, a espessura do protetor bucal deve estar entre 3 e 4mm (Cummins et al., 2002; Kataoka et al., 2014).

Além dos pontos citados, é de extrema importância a análise constante da oclusão na superfície do protetor bucal, uma vez que a utilização destes com ajustes oclusais insatisfatórios pode acarretar fratura mandibular na ocorrência de um impacto de elevada magnitude ou até mesmo desenvolver artrite temporomandibular pelo uso crônico, uma vez que durante o uso pode ocorrer desgastes oclusais, devendo sempre realizar ajustes por um cirurgião dentista (Takeda et al., 2004).

Dentre os materiais disponíveis, o etileno-vinil-acetato (EVA) apresenta propriedades satisfatórias (Kataoka et al., 2014), sendo termoplástico, de fácil manipulação (Parker et al., 2017), não tóxico e sem sabor (Sousa et al., 2020) e, é o material mais frequentemente utilizado (Kataoka et al., 2014).

O uso de um protetor bucal de características adequadas por parte de praticantes de atividades esportivas deve ser incentivado (Emerich, 2010; Tulunoglu, 2006). Diante da importância de prevenção de injúrias orofaciais na prática esportiva, Ahmed e colaboradores (2021) citaram os esportes para os quais a American Dental Association aconselha o uso de protetores bucais: atividades acrobáticas, basquete, andar de bicicleta, boxe, andar a cavalo, esportes extremos, eventos de campo, hóquei, futebol, ginástica, handebol, hóquei no gelo, skate, lacrosse, artes marciais, raquete, *rugby*, ski, paraquedismo, *softball*, *squash*, *surf*, vôlei, polo aquático, levantamento de peso, *wrestling* e arremesso de peso.

2.3 Classificação dos Protetores Bucais

Três tipos de protetores bucais estão disponíveis para escolha: protetores bucais de estoque (pré-fabricados), moldáveis e, os individualizados (Patrick et al., 2005) que serão abordados a seguir.

Os protetores bucais de estoque, geralmente de poliuretano de cloreto de polivinila ou um copolímero de acetato de vinila ou etileno são produzidos de forma padronizada em diferentes tamanhos, de tal modo que assim que o atleta faça a aquisição, possa utilizá-lo (Patrick et al., 2005). Estes apresentam como característica o alto volume e a falta de retenção (Piccinini et al., 2017), uma vez que estes não são confeccionados nem adaptados para o paciente, o mesmo escolhe de acordo com o que acredita ser o tamanho adequado para sua arcada dentária (Parker et al., 2017). Diante do exposto, os usuários apresentam grande desconforto na fala e respiração, além da necessidade de manter em constante oclusão em busca de mantê-lo em posição, o que ocasiona fadiga muscular (Piccininni et al., 2017). Em relação à sua falta de retenção, adaptação ao tamanho adequado da boca do paciente é o tipo que apresenta a menor proteção aos traumas orofaciais e geram falsa sensação de segurança na prática esportiva (Green, 2017), devendo ser o tipo contraindicado para uso (Piccininni et al., 2017) apesar de ser o tipo mais acessível financeiramente e, mais fácil de encontrar no mercado (Parket et al., 2017).

O segundo tipo de protetor bucal é o moldável, confeccionado por material termoplástico, que representa cerca de 90% dos dispositivos de proteção dos atletas (Sousa et al., 2020). Para que estes sejam utilizados pelos atletas, segundo as diretrizes dos fabricantes, devem ser imersos em água fervente até que o material se torne macio e moldável, de tal modo que o indivíduo o morda, succione e pressione com a língua e dedos em busca de adaptação (Parker et al., 2017). Entretanto, essa forma de adaptação apresenta maior propensão às desadaptações e à diferentes espessuras de acordo com a força aplicada em cada região através dos dedos, além da possibilidade de não envolver todas as regiões necessárias a serem protegidas, devido às limitadas opções de tamanhos disponíveis, principalmente em relação à extensão aos últimos dentes (Patrick et al., 2005;

Piccinini, 2017). Em adição a essas informações, no ato de moldagem desses protetores, pode ocorrer uma diminuição na espessura do material em cerca de 70 a 99% de acordo com o procedimento empregado pelo paciente, uma vez que estes não são controlados, o que pode comprometer sua proteção (Sousa et al., 2020).

Os protetores bucais individualizados ou customizados podem ser classificados em camada única ou laminados, que por sua vez podem ser constituídos com mais de uma camada de material termoplástico sendo unidos firmemente em seu processo de confecção (Sousa et al., 2020). Para que estes sejam produzidos, é necessário realizar consultas com um cirurgião dentista para que sejam feitas moldagens bucais com a finalidade de obtenção de modelos de gesso com cópias adequadas até os últimos molares, freio labial, palato e completa extensão vestibular, para a obtenção de um protetor bucal individualizado adequado (Parker et al., 2017; Patrick et al., 2005).

A produção dos protetores bucais individualizados é feita utilizando materiais termoplásticos, que são aquecidos por máquinas plastificadoras e adaptados ao modelo de gesso, através do vácuo ou pressão do equipamento utilizado (Patrick et al., 2005). O material mais comumente utilizado é o etileno-acetato de vinila (EVA), que deve ser aquecido entre 80 a 120°C (Mizuhashi et al., 2017) e ter a conformação final que abranja todos os dentes do arco, região vestibular até 2mm do fórnice do vestíbulo e ter 10mm de extensão na região palatina a partir da margem gengival. (Souza et al., 2020). Após a confecção, o cirurgião dentista deve realizar ajustes oclusais, com a finalidade de proporcionar adequada proteção ao atleta (Takeda et al., 2004).

Dentre todos os tipos de protetores bucais, o personalizado, quando bem confeccionado, mostra-se como o mais adequado e o que apresenta maior proteção contra injúrias ao usuário (Kumamoto, 1993; Patrick et al., 2005), uma vez que apresenta adequada proteção, retenção, conforto, e não influencia negativamente na performance durante atividades esportivas, quando comparado aos outros protetores (Sousa et al., 2020).

2.4 Reforços em Protetores Bucais

Como já citado anteriormente, o uso de protetores bucais em práticas esportivas é de extrema importância para prevenção de injúrias orofaciais, entretanto, mesmo com o uso de protetores convencionais, ainda há ocorrência de traumas (Handa et al., 2011; Matsuda et al., 2020; Takeda et al., 2011). Tal fato se traduz na ocasião em que a força de impacto excede a capacidade de proteção do protetor bucal, podendo ocasionar injúrias ainda mais acentuadas em situações de dentes restaurados ou tratados endodonticamente, pois estes elementos dentários possuem força e resiliência alterada, quando comparados a um dente hígido. Além disso, em casos de implantes dentários, os tecidos periimplantares, tornam-se susceptíveis às lesões secundárias, devido ao alto módulo de elasticidade do substituto dentário (Takeda et al., 2011).

Diante disso, foram realizados diversos estudos em busca de novos métodos para aumentar a capacidade de absorção de impacto advindos de golpes traumáticos em dentes anteriores, como forma de aumentar a efetividade de protetores bucais convencionais (Kataoka et al., 2014; Matsuda et al., 2020; Takeda et al., 2006). A hipótese investigada nos estudos foi verificar se utilizar camadas intermediárias de reforço, melhoraria a resposta de proteção dos dispositivos frente aos impactos, reduzindo o acometimento de estruturas adjacentes (Takeda et al., 2006). Alguns deles realizaram protetores bucais com cavidades de ar, inclusões de sorbotano, fios metálicos, esponja, inserções de acrílicos (Takeda et al., 2006; Kataoka et al., 2014; Matsuda et al., 2020), poliamidas, polietileno tereftalato glicol (PETG) e poliuretanos (TPU) (Souza et al., 2020).

A realização de reforços em lâminas de EVA é possível devido a sua capacidade adesiva entre camadas a longo prazo (Churei et al., 2021), disponibilidade no mercado e facilidade de manipulação (Parker et al., 2017), em temperaturas ideais de 80-120°C (Sousa et al., 2020).

Verificou-se que protetores bucais em EVA de espessura de 4mm com cavidade de ar reduziram em 32% a transmissão de forças quando comparados a protetores bucais convencionais de mesma espessura (Takeda et al., 2006).

Protetores bucais com lâmina intermediária de A-silicone, mostraram

capacidade de reduções na transmissão de estresse em estruturas dentárias em cerca de 15-25% quando comparados aos protetores bucais laminados convencionais (Kamenskikh et al., 2021).

Análises de protetores bucais com inserções de esponja entre as lâminas de EVA demonstraram 49% em aumento de absorção de impacto em relação ao grupo controle sem reforço (Handa et al., 2011).

Resultados promissores com reforços em acrílico também foram verificados (Takeda et al., 2006). Entretanto, uso de materiais duros não apresentam tanta segurança clinicamente (Handa et al., 2011).

2.4.1 Fibras de *Nylon*

A fibra de *nylon* (poliamida 6.0) contém menos de 85% de suas amidas ligadas a anéis aromáticos, sendo utilizado exclusivamente para fabricação de fibras devido a sua alta resistência e durabilidade (Almeida et al., 2016).

Diante da necessidade de aumentar a resistência de resinas acrílicas para aplicações clínicas, foi desenvolvida uma fibra de *nylon* reforçada, composta por *nylon* (poliamida 6.0) incorporada por sílica silanizada em 0.5% de seu volume, criada em corpo único mesclando as propriedades favoráveis dos dois compostos citados, e verificaram que quando esta estrutura foi incorporada em resina acrílica, elevou a resistência a flexural do material e a estabilidade do material (Gonçalves et al., 2012; Nakano et al., 2020; Paes-Junior et al., 2017).

O reforço sílica incorporada por *nylon* foi utilizado em um estudo realizado por Almeida e colaboradores em 2016, a fim de verificar se este material seria benéfico como reforço de resinas bisacrílica, obtendo resultados positivos, com aumento na resistência à flexão das barras de resina bisacrílica em 240% (de 27,18 para 65,93 MPa), comparados a uma investigação anterior, a resistência à flexão da resina foi aumentada em 236% após o reforço com fibra de vidro e em 113% após o reforço com polietileno (Almeida et al., 2016).

Em estudos publicados por Gonçalves e colaboradores (2018), foi verificado que esta mesma fibra de *nylon* elevou a resistência e a distribuição de tensões na

região do cantiléver de resinas acrílicas de próteses protocolo implantossuportadas.

Nakano (2020) verificou *in silico* e *in vitro* que a incorporação da malha de *nylon* aumentou a resistência à carga máxima de fratura das próteses fixas adesivas, independente da região, podendo ser anterior ou posterior, com processos de envelhecimento influenciando negativamente os resultados apenas na região posterior.

Diante das características apresentadas por este produto indagou-se a possibilidade de analisar o comportamento das fibras de *nylon* incorporadas por sílica em protetores bucais convencionais, em busca de aumentar sua absorção de impactos, diminuindo a incidência de traumas em regiões adjacentes ao dispositivo de proteção.

2.5 Análise por Extensometria

Diante da exposição de uma estrutura às aplicações de cargas estáticas ou dinâmicas, pode ocorrer variações tanto dimensionais, quanto geométricas, denominadas deformações. Estas alterações podem ou não ser visualmente perceptíveis, sendo, portanto, necessária a utilização de técnicas específicas para realizar a quantificação (Minela, 2017). O conhecimento da quantidade de tensões e deformações que são aplicados e absorvidos em uma determinada região é de extrema importância para obtenção de previsibilidade de materiais, como os protetores bucais em dadas situações, podendo evitar deformações de elevadas magnitudes e destrutivas (Silva et al., 2017) em estruturas anatômicas do atleta.

O impacto decorrente de práticas esportivas pode apresentar duas respostas distintas a depender da magnitude da energia resultante. Caso a energia não seja suficiente para causar traumas, ela será consumida como energia térmica pela viscosidade das articulações e tecidos moles. Caso a energia ultrapasse o limiar a ser suportado pelas estruturas, esta será considerada destrutiva, causando injúrias orofaciais. Dessa forma, para evitar traumas, deve-se buscar reduzir a quantidade de energia cinética a ser transferida para os tecidos na ocorrência de impactos traumáticos (Ozawa et al., 2014; Takeda et al., 2004).

Durante do uso de protetores bucais na ocorrência de impactos, o material do protetor bucal deve ter a capacidade de absorver a energia resultante através da deformação e recuperação do mesmo. Como forma de avaliar in vitro a capacidade de absorção de impacto dos protetores bucais testados, são realizados testes experimentais de impacto em que são utilizados extensômetros inseridos em regiões em que serão mensuradas deformações, de forma quantitativa (Tribst et al., 2018).

Em estudos na odontologia, a extensometria é uma metodologia frequentemente utilizada para mensurar deformações obtidas em estruturas (Rodrigues et al., 2017). A análise de deformações mecânicas por extensometria é realizada por meio de sensores resistivos, de modo que a grade capture a alteração de resistência de baixa corrente e converta a deformação mecânica em relação à variação da resistência elétrica (dos Santos et al., 2022; Rodrigues et al., 2017). Essa metodologia é baseada no princípio da alteração de resistividade que certos materiais podem vir a sofrer quando submetidos a alguma força. Os extensômetros são capazes de medir com precisão a resistividade dos materiais quando conectados (Nishioka et al., 2015).

Os medidores funcionam acoplados a um circuito elétrico, denominado ponte de Wheatstone, capaz de medir a variação das correntes elétricas nos braços do circuito à medida que são submetidos à deformações (da Silva et al., 2017; dos Santos et al., 2022). É possível montar essa ponte com um único extensômetro (1/4 da ponte), dois extensômetros (1/2 da ponte) e quatro extensômetros (ponte completa) (dos Santos et al., 2022). Após a mensuração da mudança na resistência de baixa corrente, os dados são processados por um sistema de aquisição de dados e as variações elétricas registradas podem ser transformadas em software de aquisição de dados instalados em computador (Nishioka, 2010; Rodrigues et al., 2017).

2.6 Análise por Elementos Finitos

A análise por elementos finitos é uma ferramenta computacional numérica que permite a investigação de propriedades mecânicas, módulo estrutural,

distribuição de tensões e deformações em estruturas complexas, análise de falhas e resistência à compressão em resposta a cargas aplicadas em determinadas regiões por meio da validação de modelos matemáticos, permitindo o uso mais eficiente de modelos físicos em estudos *in vitro* (Chowdhury et al., 2014; Verissimo et al., 2016; Welch-Phillips et al., 2020), fornecendo informações sobre as diferentes magnitudes de tensões em variadas regiões (Tribst et al., 2018).

Essas análises são realizadas por meio de resoluções de equações diferenciais que descrevem diversos fenômenos físicos envolvendo variáveis contínuas (Welch-Phillips et al., 2020) na tentativa de dividir a estrutura estudada em amostras homogêneas e estudar seu comportamento coletivo em ambientes carregados (Gföhler et al., 2013).

O uso dessa metodologia é pertinente principalmente em casos de medicina e odontologia, uma vez que seria complexo reproduzir um trauma orofacial *in situ*. Além disso, esse recurso permite avaliar respostas mecânicas de cada estrutura de forma isolada, identificando como a carga é dissipada no modelo avaliado (Borges et al., 2020). Dessa forma, temos a possibilidade de realizar análises bidimensionais e tridimensionais, entretanto, essa última apresenta-se mais detalhado e confiável, pois mostra planos e regiões com acúmulo de tensões que seriam imperceptíveis em análises bidimensionais (Tribst et al., 2018).

Quando realizado uma análise bidimensional, modelo de estudo a ser realizado é baseado em imagens bidimensionais que serão constituídos por um elevado número de triângulos ou retângulos, e tetraedros ou prismas para os desenhos tridimensionais e através da junção desses elementos é possível definir as propriedades mecânicas de todo o objeto (Welch-Phillips et al., 2020).

Em relação às propriedades mecânicas do material, ele pode ser considerado: isotrópico, ou seja, contém as mesmas propriedades mecânicas em todas as direções em um ponto do elemento estrutural; anisotrópico em que em cada direção contém uma propriedade diferente; e ortotrópico com duas direções com uma propriedade mecânica e sua última diferente. Em relação às deformações dos materiais, temos as determinações do coeficiente de Poisson e o Modulo de Young (Elasticidade), em que o primeiro descreve o valor analisado em um eixo de tração axial da relação entre deformações transversais e longitudinais e o último, descreve a disposição linear do diagrama de tensão/deformação do material (Lotti et

al., 2006).

Para realizar uma análise por elementos finitos é de extrema importância a realização de um modelo com geometria adequada, em que é subdividida em um número finito de domínios geometricamente simples (elementos) conectados em seus vértices (nós) de cada estrutura a ser analisada (Gföhler et al., 2013), inclusão das propriedades mecânicas de cada fração estrutural, bem como a especificação das condições de contorno e interações entre as partes e como são as condições de carregamento dessas estruturas (Scott et al., 2020).

A precisão da análise por elementos finitos é diretamente proporcional ao aumento do número de elementos utilizados no modelo a ser estudado, entretanto, esse fato eleva o tempo computacional para análise. Diante disso, para determinar o tamanho adequado de um elemento é necessário o teste de convergência de malha (Lotti et al., 2006; Scott et al., 2020).

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar in silico e in vitro as respostas dentoalveolares frente a traumas na região anterior da maxila com ênfase na região de incisivos centrais superiores quando do uso de protetor bucal reforçado por uma malha em poliamida inserida em três diferentes localizações.

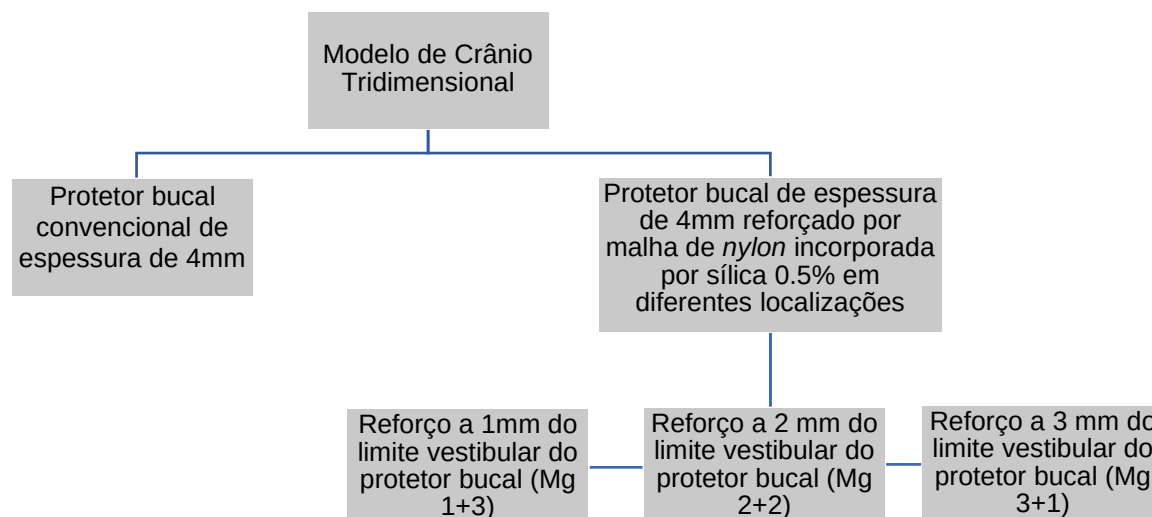
Hipótese nula 1: a associação de protetores bucais a um sistema de reforço não influenciará na absorção de impactos para os tecidos bucais.

Hipótese nula 2: a modificação da localização sistema de reforço nos protetores bucais não influenciará na absorção de impactos para os tecidos bucais.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Os grupos de estudo foram divididos em: modelo tridimensional de crânio com protetor bucal convencional customizado e os três diferentes grupos de protetor bucal reforçados de acordo com a localização horizontal da malha de *nylon* incorporada por sílica 0.5%, entre a espessura de 4mm na região vestibular do protetor, conforme ilustrado no Fluxograma 1.

Fluxograma 1 – Representação dos grupos de estudo



Fonte: Elaborado pela autora.

4.1 Análise por Elementos Finitos

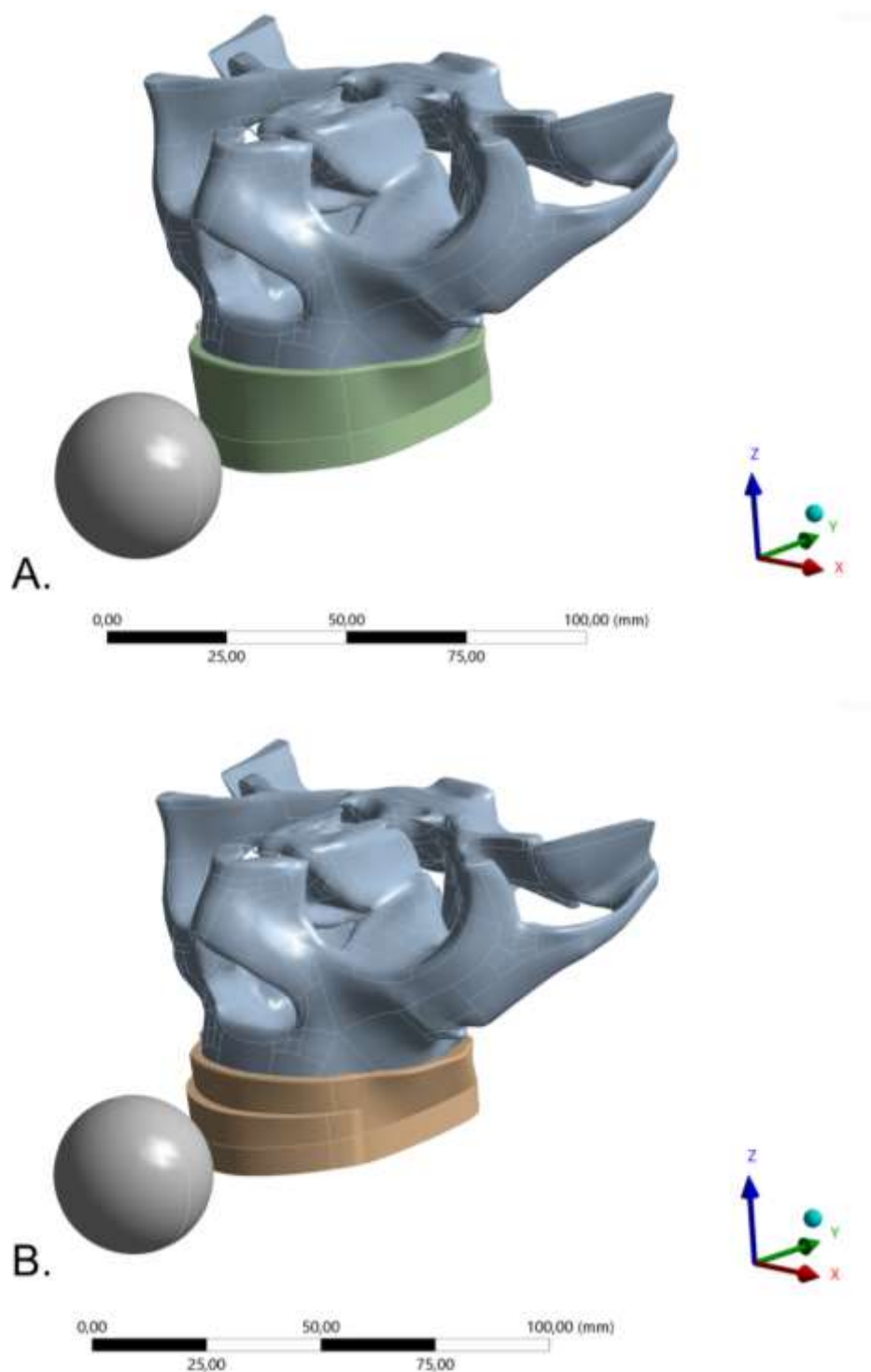
4.1.1 Pré-Processamento

Este estudo foi conduzido utilizando análise tridimensional (3D) por elementos finitos (FEA) através de software de engenharia auxiliada por computador (ANSYS 2021-R1; ANSYS Inc, Houston, TX, USA) para realizar análise explícita dinâmica das estruturas dentoalveolares acometidas.

4.1.2 Preparo do Modelo

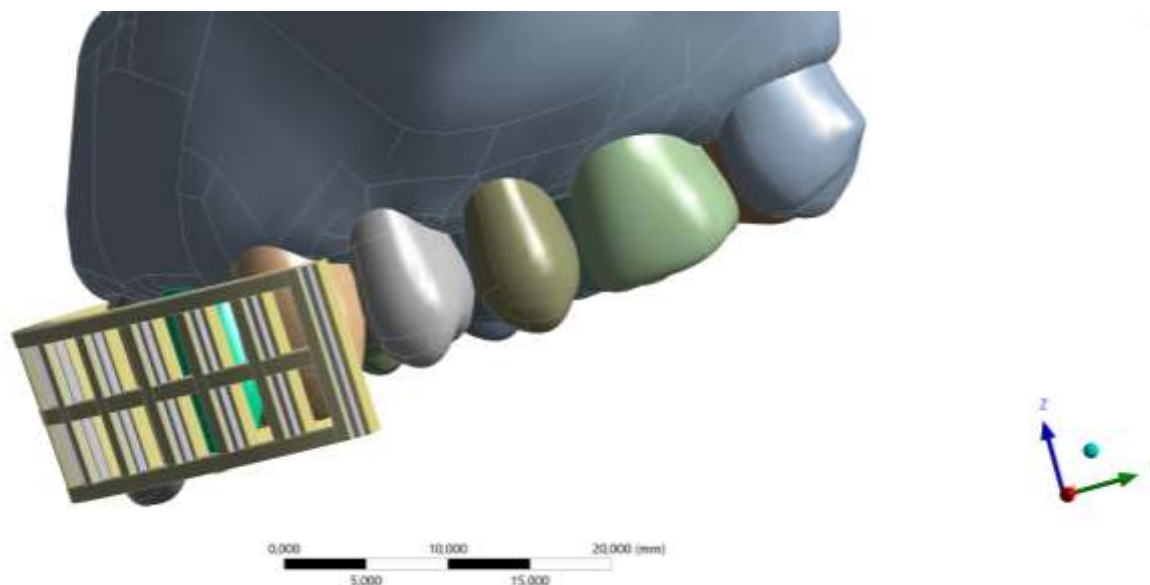
Para o processo de modelagem, foi importado, por meio de um software de desenho auxiliado por computador (CAD) (Rhinceros versão 7.0; McNeel North America, Seattle, WA, EUA), um modelo matemático tridimensional (3D) de crânio realizado e descrito em um estudo prévio do nosso grupo de pesquisa (Tribst et al., 2019), conforme figura 1, onde foi confeccionado um modelo de protetor bucal customizado com 4mm de espessura, que posteriormente foi replicado três vezes, para inclusão uma malha experimental de *nylon* incorporada por sílica 0.5% com 0.6mm de espessura com espaçamento de 3mm, em três diferentes localizações: a 1mm; 2mm e 3mm do limite vestibular do sentido horizontal do protetor bucal (figura 2). No sentido vertical, esta se situa no terço médio da coroa clínica dos dentes, abrangendo de canino a canino (13 a 23).

Figura 1 – Modelo matemático tridimensional de crânio ilustrando protetor bucal convencional e protetor bucal com reforço, realizado por meio do software Rhinoceros 7.0



Legenda: A. Modelo de crânio com protetor bucal em EVA sem reforço; B. Modelo de crânio com protetor bucal em EVA com reforço de malha de *nylon*.
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 2 – Modelo de crânio com representação das três disposições da malha de nylon

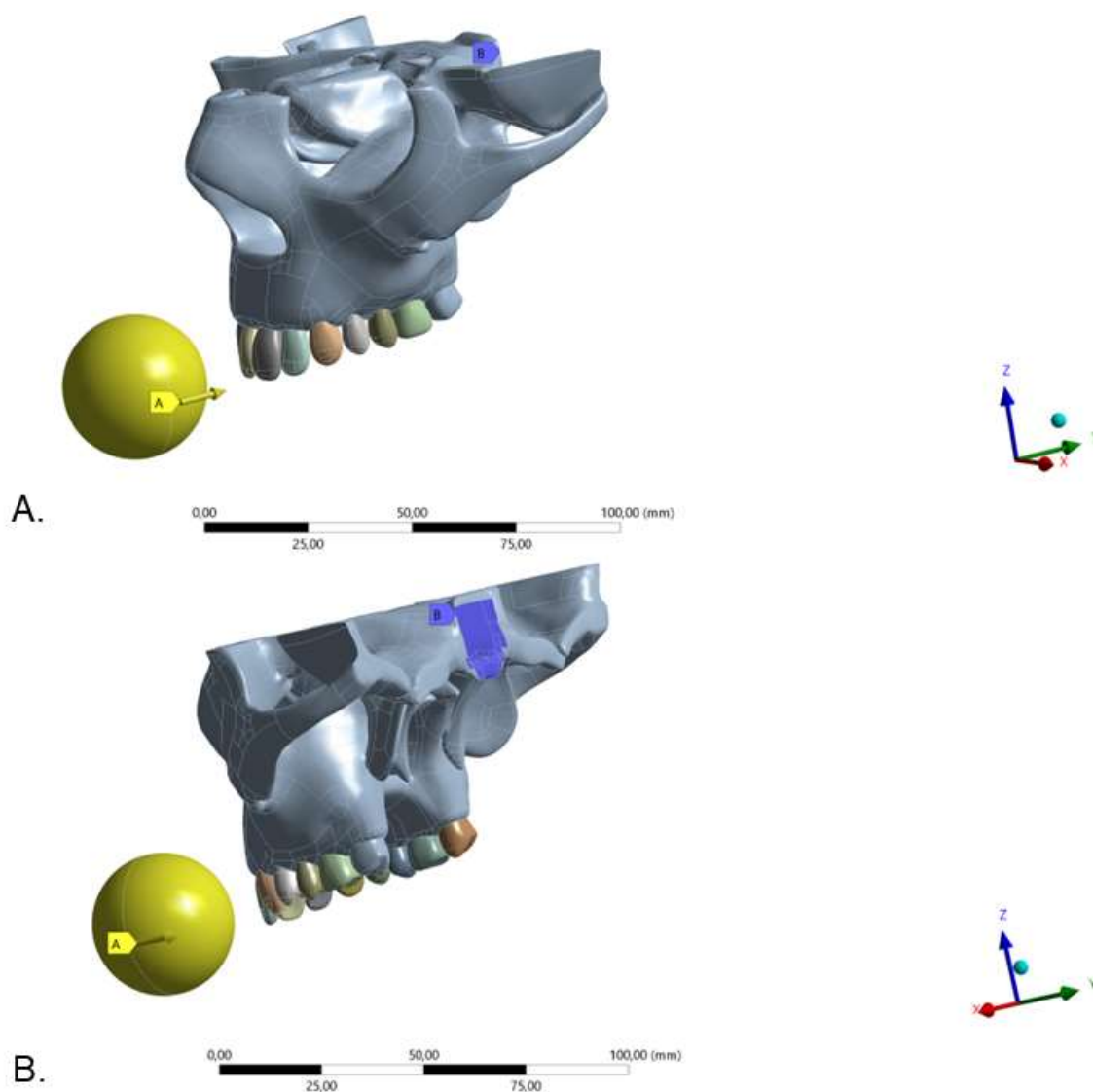


Legenda: Modelo de crânio representando as três disposições da malha em relação ao limite vestibular dos dentes.

Fonte: Elaborado pela autora.

Para todos os modelos, a constrição do sistema ocorreu na parte posterior do corte frontal, para que fosse simulada a inserção da coluna vertebral (figura 3). A carga aplicada foi aplicada com uma esfera de aço com 35mm de diâmetro, na região dos incisivos centrais superiores (figura 3) simulando um impacto que ocorreu com uma velocidade de 1,56 m/s e analisado durante 0,05 segundo, aplicando a física da análise explícita dinâmica, do momento inicial com força de 0 N até o momento final, com 27,48N, (Tribst et al.,2020) o que representa a condição de colisão entre o dente protegido conforme a situação realizada no estudo *in vitro* que será abordado de forma detalhada no tópico 4.2.9 Testes de impacto.

Figura 3 – Representação de região de aplicação de carga com esfera de aço e região de constrição do sistema na região posterior do corte frontal



Legenda: Esfera em amarelo com seta (a) simulando a aplicação de carga e região posterior do crânio em azul com seta (b) simulando a região de constrição do sistema o que representa a inserção da coluna vertebral.

Fonte: Elaborado pela autora.

Os elementos usados foram tetraédricos e em média, os modelos apresentaram 65.654 elementos e 17.350 nós, essa quantidade final foi determinada após o teste de convergência de malha de 10% no software de análise auxiliado por

computador, com a finalidade de reduzir erros durante o processamento dos resultados. Além disso, foi utilizada uma interface de contato ideal entre todos os contatos, sendo friccional entre protetor bucal e bola e colado entre os demais contatos, para simular uma situação em que o atleta não perderia o protetor bucal durante o impacto. As propriedades mecânicas dos materiais utilizados na simulação abordados no próximo tópico.

4.1.3 Propriedades dos Materiais

As propriedades mecânicas (módulo elástico e coeficiente de Poisson) das estruturas utilizadas no estudo estão listadas no Quadro 1, baseadas em dados da literatura. Todos os materiais presentes na composição do sistema foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

Quadro 1 – Propriedades mecânicas dos materiais

Material	Módulo Elástico (MPa)	Coeficiente de Poisson	Densidade (g/cm³)
Esmalte	84.100 (Zarone et al., 2006)	0.3 (Zarone et al., 2006)	2.14 (Zarone et al., 2006)
Dentina	18.600 (Sano et al.,1994)	0.3 (Sano et al.,1994)	2.97 (Sano et al., 1994)
Polpa	2 (Tsouknidas et al., 2020)	0.45 (Tsouknidas et al., 2020)	-
Ligamento periodontal	50 (Rees et al., 1997)	0.45 (Rees et al., 1997)	0.95 (Rees et al., 1997)
Osso cortical	13,700 (Carter et al., 1977)	0.33 (Carter et al.,1977)	2.0 (Carter et al., 1977)
Osso esponjoso	1.400 (Carter et al., 1977)	0.31 (Carter et al., 1977)	0.7 (Carter et al., 1977)
Tecido mole	1.8 (Tsouknidas et al., 2020)	0.30 (Holberg et al., 2005)	0.95 (Holberg et al.,2005)
EVA	18,000 (Tsouknidas et al., 2020)	0.30 (Tsouknidas et al., 2020)	0.95 (Verissimo et al., 2016)
Aço	200,000 (Tsouknidas et al., 2020)	0.30 (Tsouknidas et al., 2020)	7.8 (Verissimo et al., 2016)
Fibra de Nylon	1.900 (Firmino et al, 2017)	0.17 (Tsouknidas et al., 2020)	1,2295 (Owner measurement)

Fonte: Elaborada pela autora.

4.1.4 Pós Processamento

Os resultados das distribuições de tensão foram apresentados por meio de uma escala de cores, em MPa, onde a capacidade de absorção do impacto foi determinada como a % do pico de estresse comparado entre os modelos com protetor bucal reforçado pela malha nas diferentes localizações e o protetor bucal convencional, abrangendo os dentes de 13 a 23 sem quaisquer alterações de posição ou fisiológicas. A tensão máxima principal foi um critério comum de falha para mostrar as regiões de tensão de tração nas estruturas dentais, bem como o deslocamento do sistema foi utilizado para evidenciar o efeito do reforço de sílica na flexão do protetor.

4.2 Estudo *in vitro*

4.2.1 Confeção dos Espécimes

4.2.2 Mensuração das Propriedades Mecânicas de Resinas para confecção de crânio

Para realizar impressão tridimensional do modelo de crânio simulando as devidas propriedades mecânicas do tecido ósseo foi fundamental verificar compatibilidade com as propriedades mecânicas do material poliuretano (F160, Axson Technologies, Saint-Ouen-l'Aumône, França) material este validado e frequentemente utilizado para representar estruturas ósseas em estudos *in vitro* devido às suas propriedades elásticas e rigidez (Miyashiro et al., 2011). Para isso, foram selecionadas três resinas, sendo estas a Spin Red; a IRON e a RPG todas da marca Quanton 3D e, realizados corpos de prova padronizados nas dimensões

60mm x 10mm x 5mm (figura 4).

Após a confecção das peças foram realizados polimentos na máquina Politriz (Skill-Tec PSK-2V – Erios) através de lixas de granulações 600, 800 e 1200 respectivamente, com a finalidade de eliminar quaisquer irregularidades das superfícies. Os testes das propriedades mecânicas foram efetuados através da máquina ATCP Sonelastic – Figura 5.A), a qual realiza armazenamento de resposta acústica da amostra a partir de excitações prévias, para que sejam realizadas interpretações em seu software Sonelastic 2.8., conforme figura 5.B, permitindo análises de módulo elástico, módulo torcional e coeficiente de Poisson dos materiais, para efetuar as comparações com o material validado poliuretano.

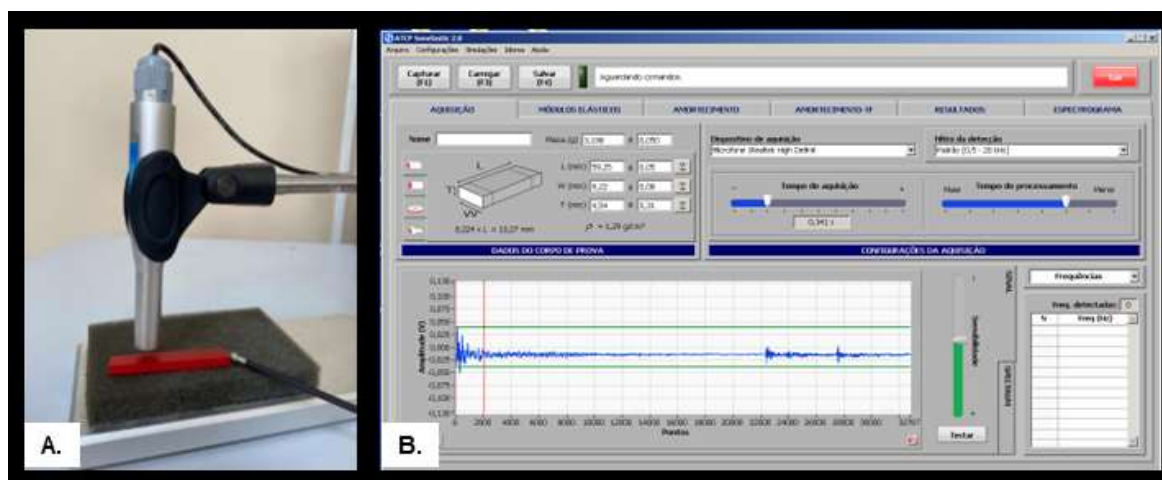
Figura 4 – Representação dos corpos de prova após polimento



Legenda: Ilustração dos corpos de prova utilizados: Resinas Spin Red, IRON 3D e RPG – Quanton 3D.

Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 5 – Teste de propriedades mecânicas das resinas analisadas



Legenda: A. Representação dos testes de propriedades mecânicas em máquina ATPC Sonelastic. B. Representação de interpretação de dados obtidos através do Programa Sonelastic 2.8.
Fonte Elaborado pela autora.

4.2.3 Resultados da Mensuração das Propriedades Mecânicas das Resinas

Em cada uma das três amostras foram realizadas cinco excitações, para obtenção de resultados e de suas médias, conforme Quadro 2.

Quadro 2 – Propriedades mecânicas das resinas analisadas

Propriedades Analisadas	Resina Spin Red – Quanton 3D	Resina RPG – Quanton 3D	Resina IRON – Quanton 3D	Poliuretano (F160, Axson Technologies)
Módulo Elástico (GPa)	$3,42 \pm 0,17$	$1,556 \pm 0,11$	$2,14 \pm 0,04$	3,6 (Souza et al., 2015)
Módulo Torcional (GPa)	$1,078 \pm 0,06$	$0,52 \pm 0,04$	$0,68 \pm 0,02$	1,38 (Souza et al., 2015)
Coeficiente de Poisson	$0,56 \pm 0,07$	$0,48 \pm 0,04$	$0,56 \pm 0,06$	0,3 (Souza et al., 2015)

Fonte: Elaborado pela autora.

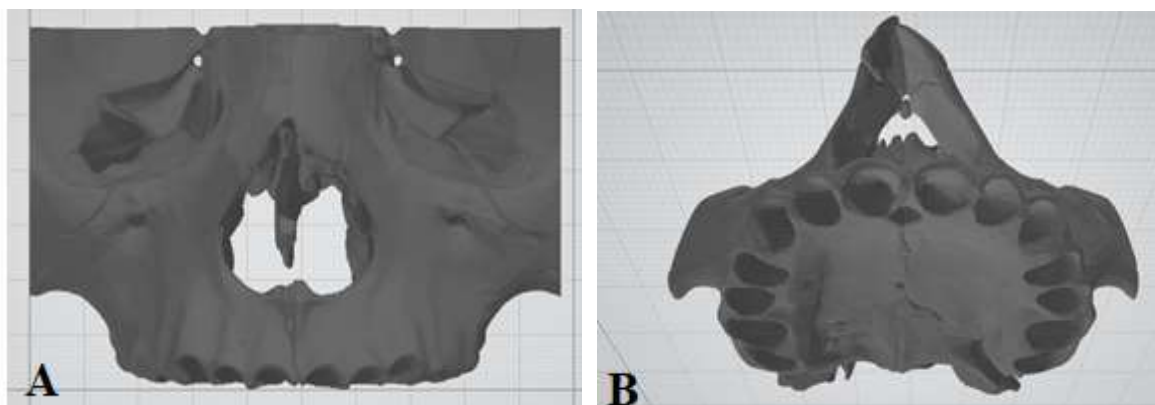
Diante dos dados apresentados, a Resina Spin Red – Quanton 3D apresentou valores compatíveis ao material poliuretano, atualmente validado para simulações de

estruturas ósseas em estudos *in vitro*.

4.2.4 Modelo Maxilar

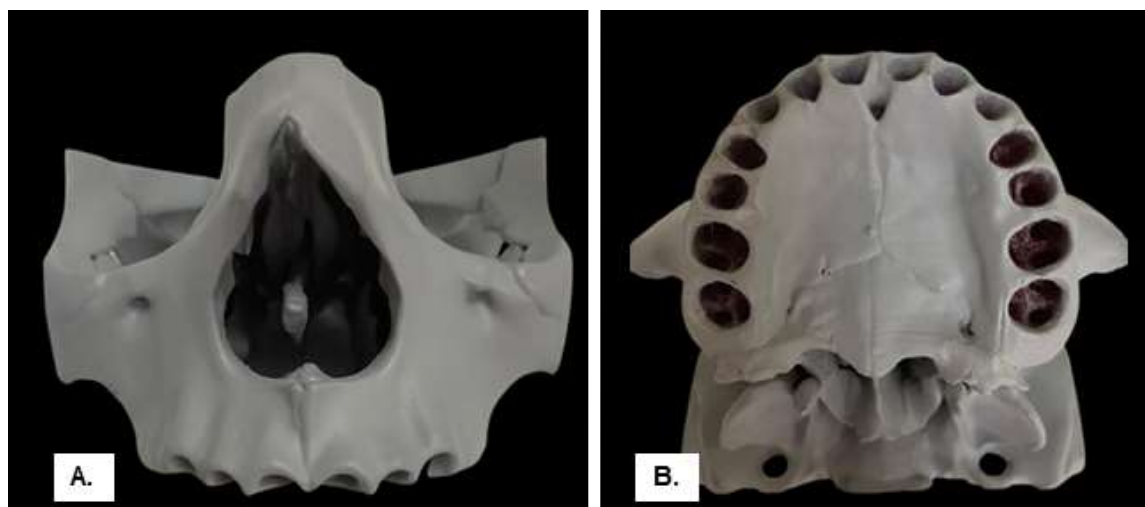
Foi impresso por meio da impressora tridimensional (3D) GTMax3D Core A3 o modelo em .STL de maxila com ausência de dentes (figura 6), pois esses foram impressos posteriormente conforme item 4.2.5. A impressão da maxila foi realizada em Resina Spin Red – Quanton 3D (figura 7) a qual apresenta módulo de elasticidade semelhante ao poliuretano (tópico 4.2.3 – Tabela 1), frequentemente utilizado para representar o tecido ósseo e foi considerado adequado para impressão de crânios para simulação de estruturas ósseas (Miyashiro et al., 2011). O modelo maxilar foi impresso nas dimensões 5.6 cm de altura, 8.6 cm de largura em vista frontal, e 8.9 cm no sentido antero-posterior, a partir do modelo matemático tridimensional (3D), conforme figura 6, realizado e descrito em um estudo prévio do nosso grupo de pesquisa (Tribst et al., 2019), e confeccionado no software de desenho auxiliado por computador (CAD) (Rhinoceros versão 7.0; McNeel North America, Seattle, WA, EUA) citado nesse projeto de pesquisa no tópico 4.1.2.

Figura 6 – Modelo tridimensional de crânio abrangendo a região de maxila para impressão tridimensional



Legenda: A. Vista Frontal; B. Vista da Região Alveolar.
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 7 – Crânio impresso em Resina Spin Red – Quanton 3D



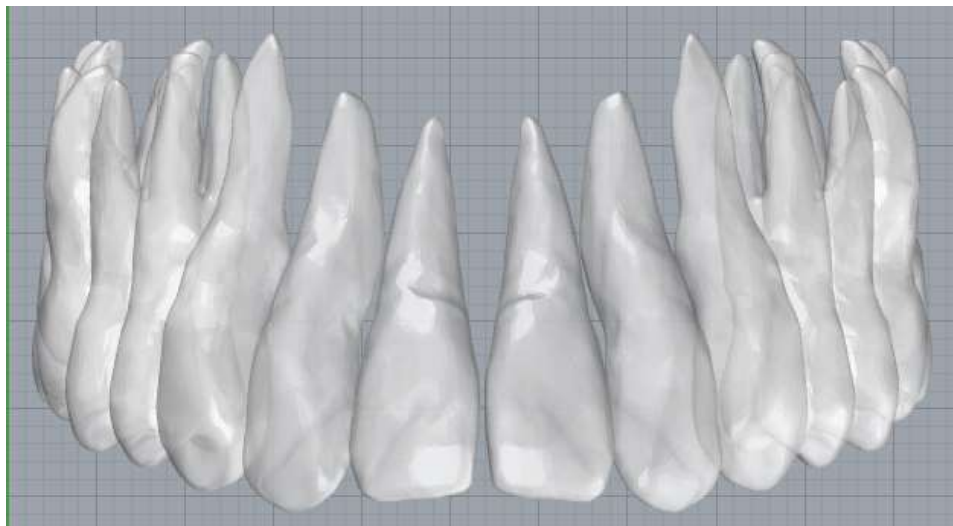
Legenda: A. Vista Frontal; B. Vista Oclusal.
Fonte: Elaborado pela autora.

4.2.5 Dentes com estrutura radicular

O arco dentário foi realizado através da impressão tridimensional dos dentes com raiz, a partir da impressora W3D Print - Wilcos em resina Resilab Clear - Wilcos separadamente aos modelos maxilar e previamente modelados no software de desenho auxiliado por computador (CAD) (Rhinoceros versão 7.0; McNeel North America, Seattle, WA, EUA), figura 8.

Após o processo de impressão (figura 9), foi necessário realizar a limpeza do material impresso com o objetivo de remover a resina não curada da impressão. Para realização desse processo foi necessário embeber um recipiente com álcool isopropílico e levar em cuba ultrassônica (Figura 10.A). Após essa etapa foi realizada a cura pós impressão, para obtenção da resistência final do material, através de uma cabine ultravioleta (figura 10.B).

Figura 8 – Dentes tridimensionais referentes aos alvéolos do modelo da região de maxila



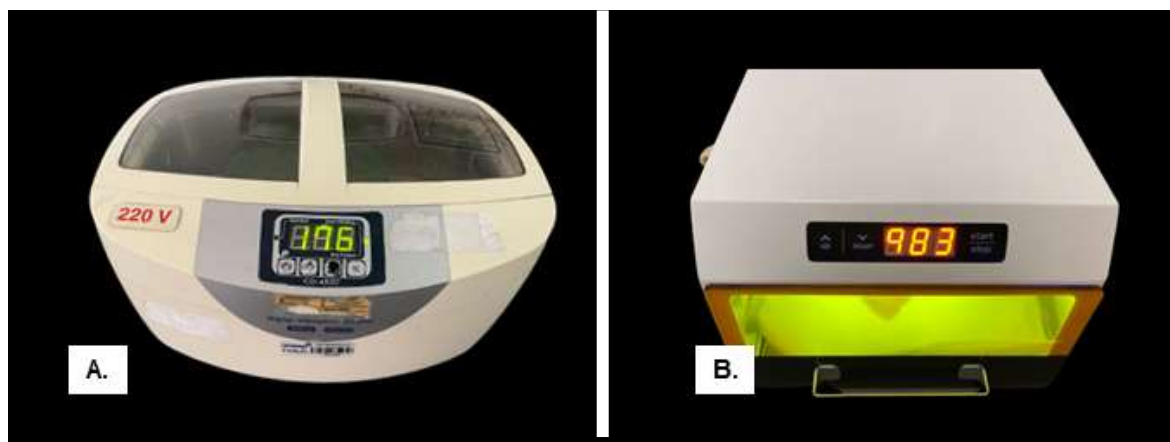
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 9 – Dentes tridimensionais impressos em Resina Resilab Clear – Wilcos, referentes aos alvéolos do modelo da região de maxila, ainda com os suportes da impressão



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 10 – Procedimentos pós polimerização



Legenda: A. Processo de limpeza do material impresso realizado em recipiente contendo álcool isopropílico em cuba ultrassônica; B. Processo de cura pós impressão em cabine ultravioleta.
Fonte: Elaborado pela autora.

4.2.6 Inclusão de dentes em alvéolos maxilares

Previamente à inserção dos dentes impressos no alvéolo foi removido o suporte de impressão dos dentes, para aplicação do material silicone de adição Variotime Light Flow - Kulzer no alvéolo do modelo previamente impresso em Resina Red Spin – Quanton 3D, com a finalidade de mimetizar o ligamento periodontal, para, sucessivamente, receber o dente com a estrutura radicular (Figura 11).

Figura 11 – Dentes tridimensionais impressos em Resina Resilab Clear – Wilcos, inclusos nos alvéolos do modelo da região de maxila

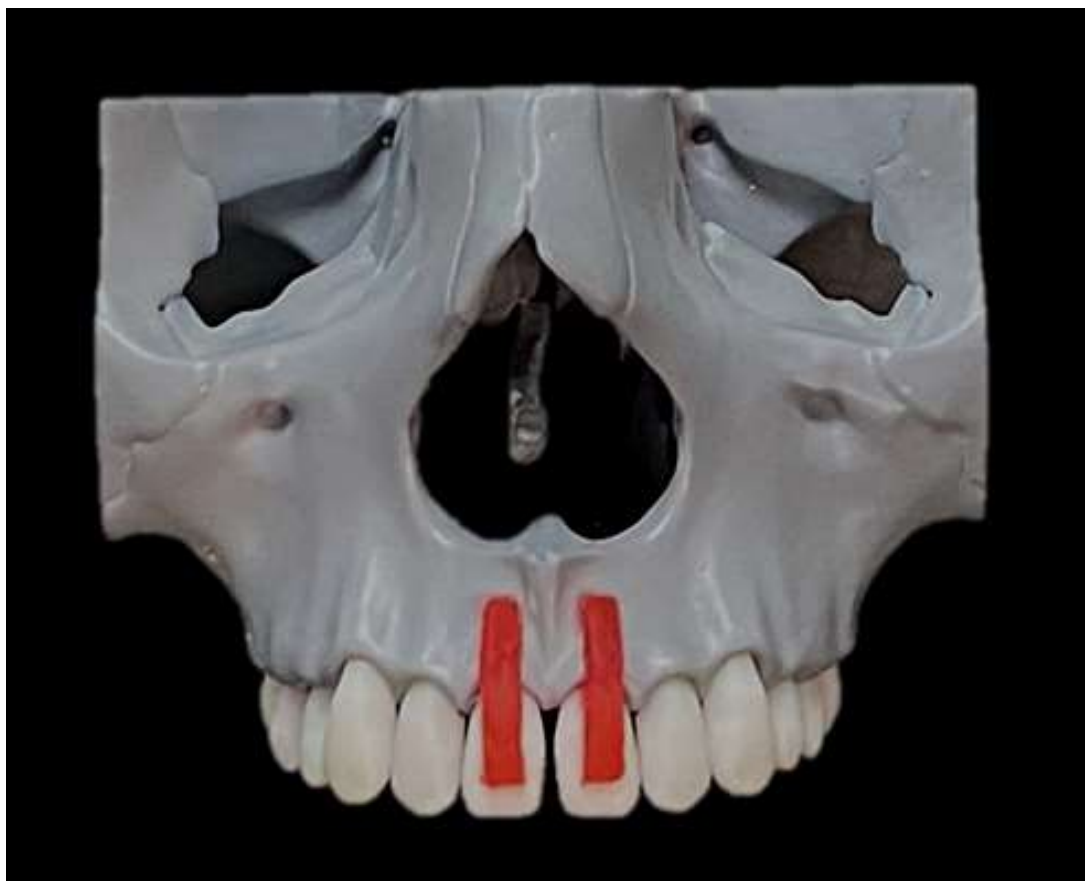


Fonte: Elaborado pela autora.

4.2.7 Individualização de crânio

Previamente à moldagem do crânio para confecção dos protetores bucais, foram realizados alívios em cera 7 na sucessiva localização dos extensômetros para os testes de extensometria a ser discutido posteriormente (item 4.2.10 Extensometria, 4º parágrafo). A finalidade desse procedimento é de não danificar os extensômetros a serem inseridos nos incisivos centrais superiores e no processo alveolar da maxila ao longo da trajetória de inserção dos dispositivos de proteção bucal, uma vez que os sensores são extremamente sensíveis (Figura 12).

Figura 12 – Alívios em cera 7 na trajetória de inserção do protetor bucal em relação às localizações futuras dos extensômetros

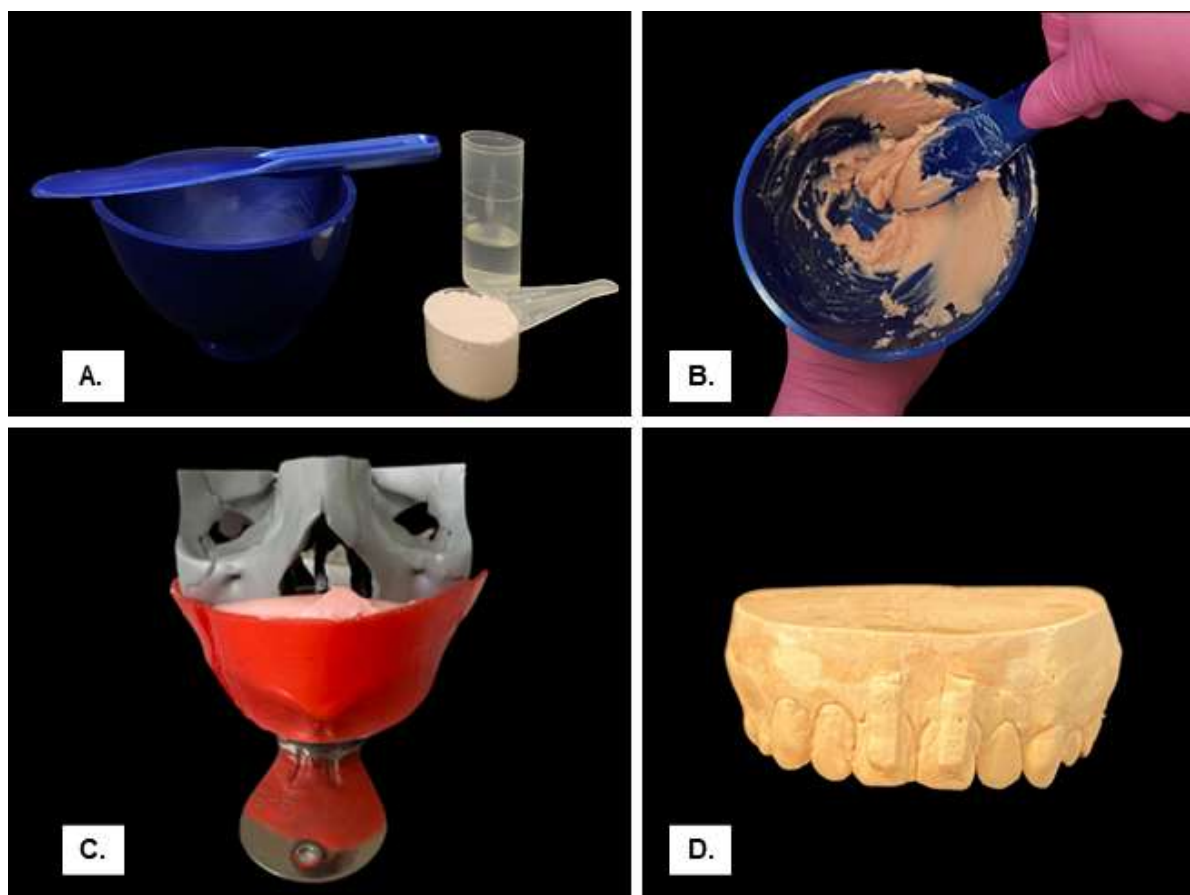


Fonte: Elaborado pela autora.

4.2.8 Confeção do Protetor Bucal

Foi realizada a moldagem em alginato (Jeltrate Plus – Dentsply Sirona), de acordo com as orientações do fabricante, do arco dentário superior do modelo maxilar impresso, para posterior obtenção do modelo em gesso tipo IV empregado nas etapas laboratoriais de confecção do protetor bucal (Figura 13).

Figura 13 – Passo a passo do processo de moldagem em alginato do crânio com dentes inclusos no alvéolo, com a finalidade de obtenção de modelo para produção de protetores bucais individualizados



Legenda: A. Bancada preparada com material de moldagem alginato Jeltrate Plus – Dentsply Sirona. B. Manipulação do material de moldagem contra as bordas da cuba conforme recomendações do fabricante. C. Moldagem do crânio com individualização em moldeira vernes. D. Obtenção do modelo de trabalho em gesso pedra tipo IV.
Fonte: Elaborado pela autora.

Foram confeccionadas dez amostras para cada um dos quatro modelos de protetores bucais (PB) (n=10), sem reforço e com reforço com malha de *nylon* incorporada por sílica a 0.5% em seu volume (patente número BR1020120281198) abrangendo a região de dentes anteriores (13 a 23) no terço médio da coroa clínica, conforme o quadro 3 e representado na figura 14:

A malha de *nylon* incorporada por sílica a 0.5% em seu volume, com 0.6mm de espessura com espaçamento de 3mm, reforço do protetor bucal. O projeto da malha foi desenvolvido em conjunto com a empresa Natmar Moldes e Plásticos

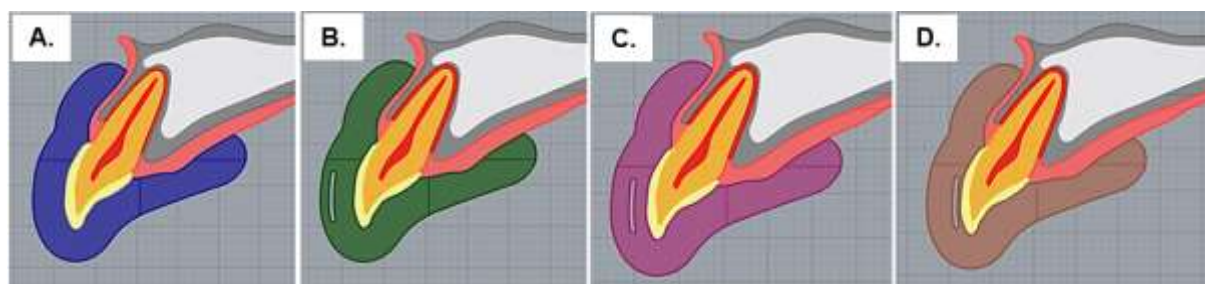
Ltda., a qual realiza sua confecção, e teve patente concedida sob o número BR1020120281198.

Quadro 3 – Grupos considerados no presente estudo

Grupos	n	Descrição
Controle	10	Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura sem reforço – controle.
Mg 1+3	10	Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura, com reforço a 1 mm da face vestibular.
Mg 2+2	10	Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura com reforço a 2 mm da face vestibular.
Mg 3+1	10	Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura com reforço a 3mm da face vestibular.

Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 14 – Esquema das diferentes disposições da malha no sentido vestibular do protetor bucal

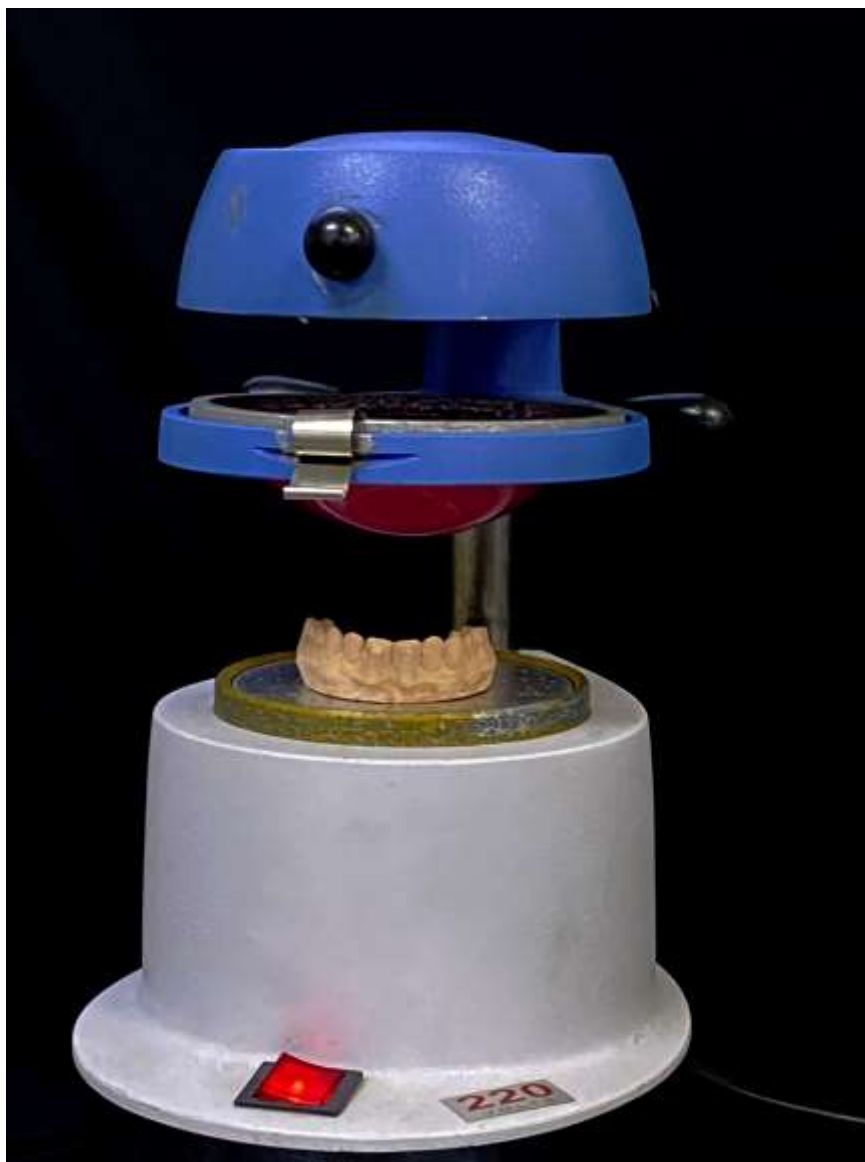


Legenda: A. Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura sem reforço (controle); B. Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura, com reforço a 1 mm da face vestibular; C. Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura com reforço a 2 mm da face vestibular; D. Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura com reforço a 3mm da face vestibular.

Fonte: Elaborado pela autora.

Para confecção do protetor bucal foi realizada a prensagem de lâminas das placas de EVA redondas (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda.) em seu tamanho original de 134mm x 134mm, com 4mm de espessura, em formato plano sobre o modelo de gesso obtido, em uma máquina plastificadora de conformação a vácuo (Plastvac – P7, Bioart) para realização do grupo de protetor bucal convencional sem reforço (Figura 15).

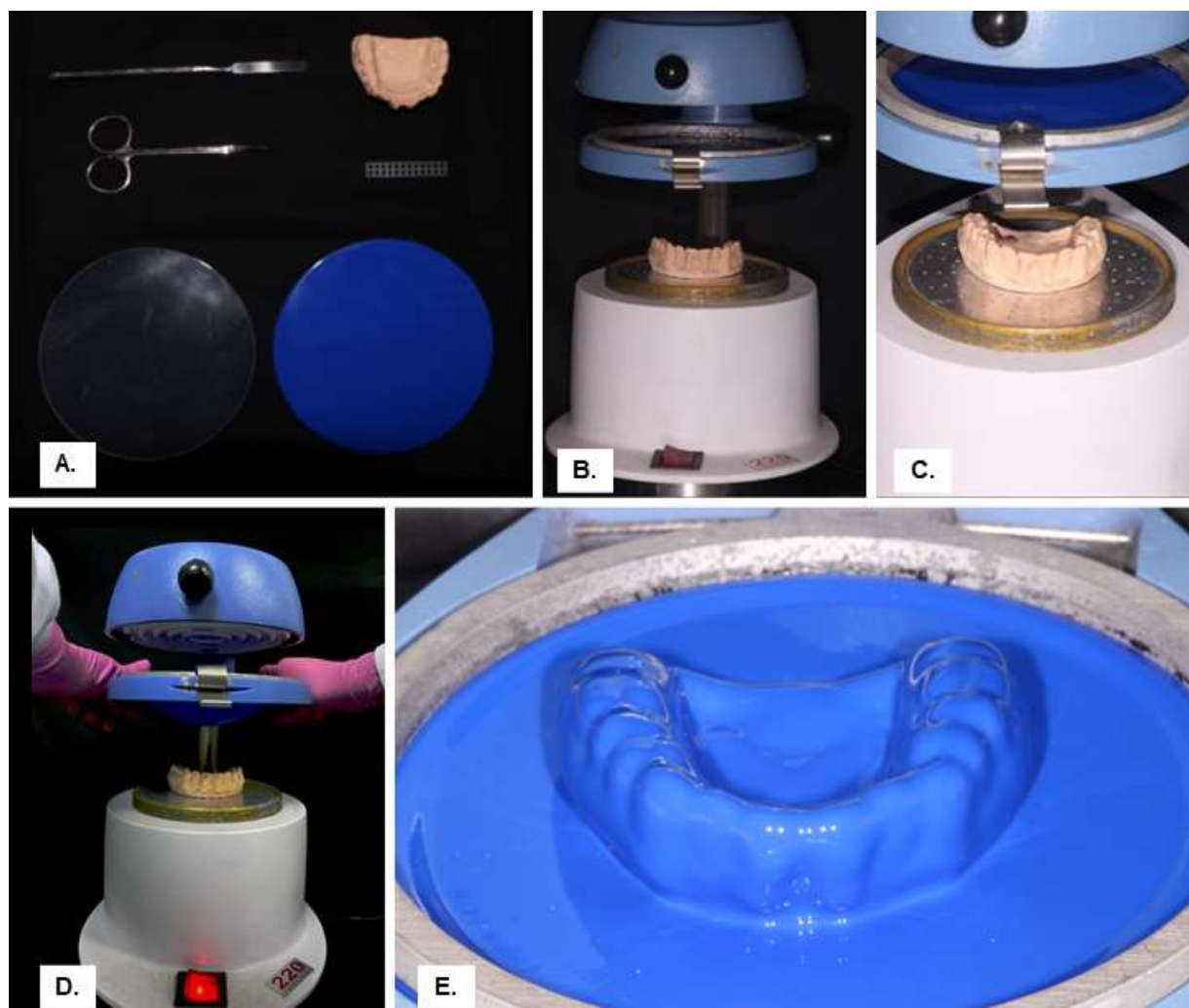
Figura 15 – Plastificação de lamina de EVA para confecção de Protetor Bucal Convencional



Fonte: Elaborado pela autora.

Para realização dos demais grupos (Figura 16), que contém reforços, foram realizadas as inclusões da malha de *nylon* em seu volume na superfície do protetor bucal na região de canino (Figura 17), para posterior interposição de placas de diferentes espessuras (Figura 18) como descrito no quadro 2.

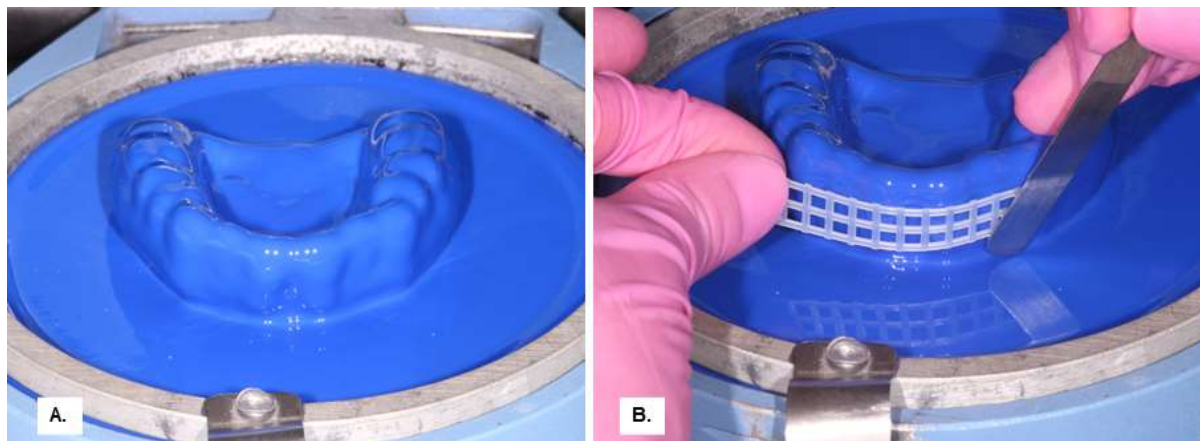
Figura 16 – Procedimento de confecção dos protetores bucais com reforço de malha de *nylon* incorporada por sílica



Legenda: A. Bancada organizada com instrumentais necessários para a realização do protetor bucal com reforço, o caso exemplificado é o grupo com reforço utilizando placa de 3mm (azul), reforço (malha de sílica incorporada por *nylon*) e placa de 1mm (transparente); B. Modelo de gesso inserido na plastificadora à vácuo Plastvac – P7, Bioart) juntamente com a placa de EVA soft 3mm (azul); C. Vista aproximada do início da plastificação da placa de EVA soft 3mm; D. Plastificação realizada e início da prensagem; E. Prensagem finalizada.

Fonte: Elaborado pela autora.

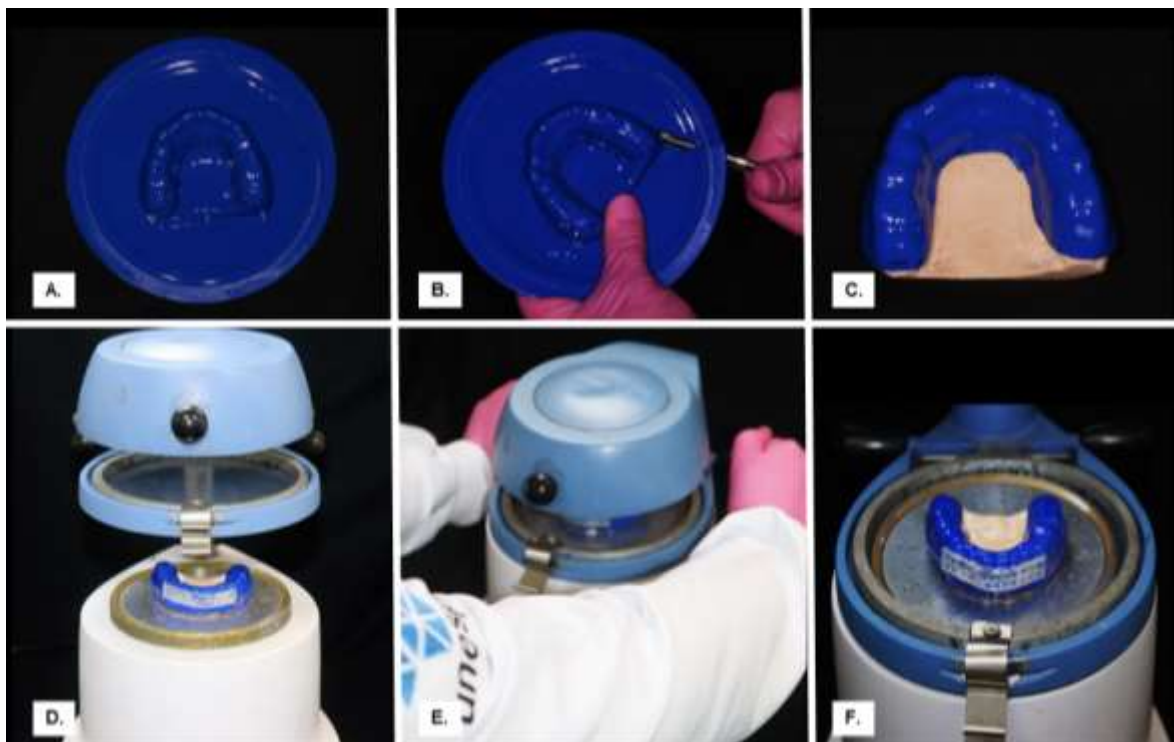
Figura 17 – Inclusão do reforço malha de *nylon* sobre a superfície da primeira camada de EVA para confecção do protetor bucal utilizando EVA soft 3mm para o grupo Mg 1+3



Legenda: A. Placa de EVA soft plastificada sobre o modelo. B. Inserção da malha de *nylon* incorporada por sílica sobre a primeira camada de EVA para confecção de um dos grupos de protetor bucal com reforço (Mg 1+3).

Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 18 – Procedimento para interposição da segunda camada da placa de EVA soft para finalização do grupo de protetor bucal com reforço Mg 1+3, utilizando placa de EVA soft com 1mm de espessura sobre a placa recém plastificada de 3mm



Legenda: A. Placa de EVA soft 3mm plastificada sobre o modelo com demarcação de extensão para 10mm na região palatina para recorte. B. Recorte da placa de EVA soft 3mm na região demarcada; C. Resultado final do recorte. D. Procedimento de plastificação da segunda camada de EVA soft 1mm sobre a primeira camada de EVA soft 3mm com a malha de *nylon* incorporada por sílica adequada em sua superfície. E. Ato da prensagem da segunda camada de EVA. F. Resultado final.
Fonte: Elaborado pela autora.

Após a obtenção dos protetores bucais foram removidas as extensões da placa plastificada do modelo e delimitadas as regiões de área de recorte com caneta marcadora permanente (Pilot, São Paulo, Brasil) (Figura 18.A, B e Figura 19.A). A região vestibular seguiu ao que corresponde a 2mm abaixo do fórnice do vestíbulo e manteve em extensão palatina de 10mm além da margem gengival (Carvalho, VF. 2016). O recorte inicial foi realizado através de tesoura íris reta (Figura 18.B e 19.A) e os excessos foram removidos com brocas Maxicut (Figura 17.B), Minicut (Figura 17.C) (Labordental, Indianápolis, Brasil) e finalizadas com escovas para polimento Scotch Brite (Figura 19.D e Figura 19.E) (PM, Referência MSH78WH-1/American Burs de granulação grossa à extra-fina) e lamparina Hanau (Figura 19.F).

Figura 19 – Sequência do procedimento de acabamento dos protetores bucais



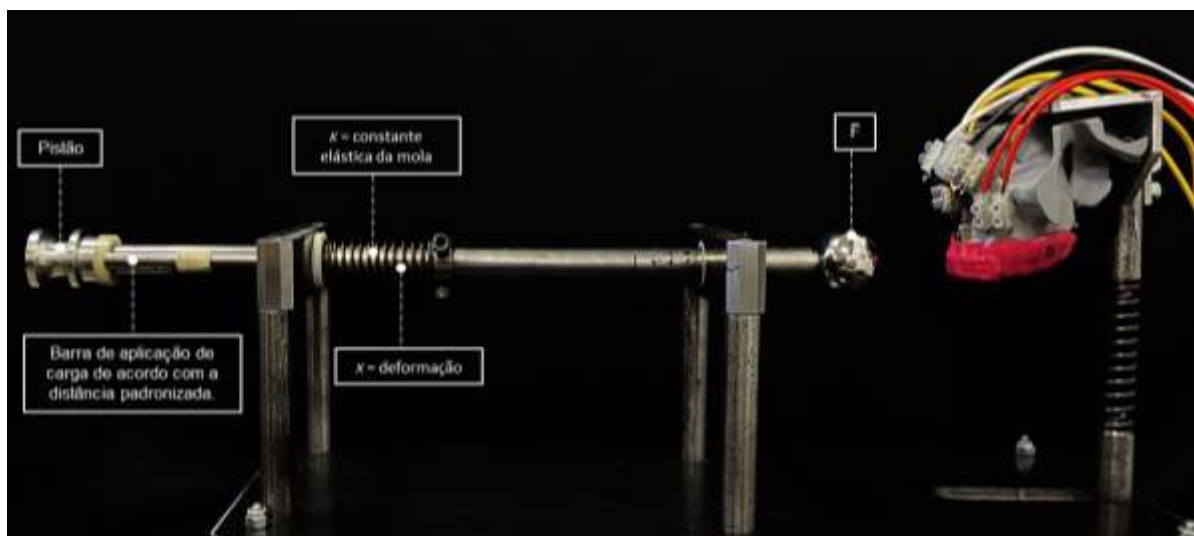
Legenda: A. Recorte inicial das extremidades delimitadas do protetor bucal conforme o padrão considerado como ideal; B. Acabamento e arredondamento das bordas com Broca em peça de mão Maxicut em formato de pera; C. Continuação do procedimento de acabamento e arredondamento realizado com Broca em Peça de mão em Minicut de formato cilíndrico; D. Polimento inicial com escova de polimento Scotch Brithe – American Burs, granulação grossa; E. Polimento final com escova de polimento Brithe – American Burs, granulação extra fina; F. Selagem marginal com Lamparina Hanau.

Fonte: Elaborado pela autora.

4.2.9 Testes de Impacto

Foi desenvolvida uma máquina específica de impacto, conforme figura 18, para ser associada às análises por extensometria, com a finalidade de aplicar impacto com velocidade e intensidade controlados, em direção horizontal e paralela ao solo, sobre a região de dentes incisivos centrais superiores conforme os grupos pré-estabelecidos (n=40) (Quadro 2), a fim de verificar o padrão de trauma dento-alveolar.

Figura 20 – Máquina de impacto



Legenda: Máquina de impacto confeccionada para aplicação de carga controlada fazendo uso de um pistão com uma mola que apresenta uma contante elástica e será deformada por uma distância padronizada, a qual será regulada por uma barra de aplicação de carga.
Fonte: Elaborado pela autora.

O impacto foi simulado pelo contato entre o protetor bucal devidamente posicionado e uma esfera metálica de 35mm de diâmetro presa à máquina de impacto, a qual possui uma mola a ser tracionada e liberada de maneira a gerar uma força que reproduza uma deformação mensurável pelos extensômetros a colocados no crânio, descritos no próximo tópico, dentro do limite elástico do material (3.149Mpa) (Zur et al., 2019) e abaixo da tensão crítica. Os testes foram realizados em triplicata para cada amostra de cada grupo.

A deformação empregada à mola foi definida em razão da constante elástica da mola utilizada no valor de 687 N/m, para aplicação da fórmula da Energia Potencial Elástica: $E_p = k \cdot x^2 / 2$, onde “ E_p ” representa a Energia Potencial Elástica em Joules, “ k ” a constante elástica (N/m) e “ x ”, a deformação da mola (m). O emprego do cálculo da Energia potencial elástica foi atribuído neste trabalho pelo fato de representar a energia armazenada em um material elástico, através da aplicação de uma força.

Uma vez que foi realizado o tracionamento da mola em 4cm, tem-se como cálculo da energia potencial elástica empregada:

$$Ep = \frac{k \cdot x^2}{2}$$

$$Ep = \frac{687 \cdot 0,04^2}{2}$$

$$Ep = 0,5496 J$$

Para cálculo da força elástica aplicada, temos a lei de Hooke: $F_{el} = -k \cdot x$, baseado em que ao se aplicar uma força sobre uma mola, ela se deforma, dando origem a uma força elástica que tem a mesma direção da força externa, mas em sentido oposto. O sinal mostra-se negativo uma vez que a força elástica tem direção oposta ao tracionamento da mola.

$$Fel = -k \cdot x$$

$$Fel = -687 \cdot 0,04$$

$$Fel = -27,48 N/m$$

$$|Fel| = 27,48 N/m$$

De posse à Força Elastica (F_{el}) e a massa do conjunto aplicador de impacto (0.901kg), podemos calcular a aceleração por meio da equação:

$$a = \frac{k \cdot x}{m}$$

$$a = \frac{687 \cdot 0,04}{2}$$

$$a = 30,49 m/s^2$$

Considerando como Velocidade Inicial (0), desconsiderando resistência do ar, aplicando a equação do movimento uniformemente variado (Torricelli):

$$V^2 = V0 + 2a\Delta S$$

$$V^2 = 0 + 30.49 \cdot 0.04$$

$$V = 1,56 m/s$$

Para conhecer o tempo para o impacto, aplica-se, desconsiderando a resistência do ar, a fórmula seguinte fórmula:

$$V = V_0 + at$$

$$1,56 = 0 + 30,49 \cdot t$$

$$t = 0.05s$$

4.2.10 Extensometria

Com a finalidade de realizar um ensaio mecânico laboratorial apto a se obter dados a respeito da deformação e impacto absorvidos diante dos testes, foram utilizados extensômetros.

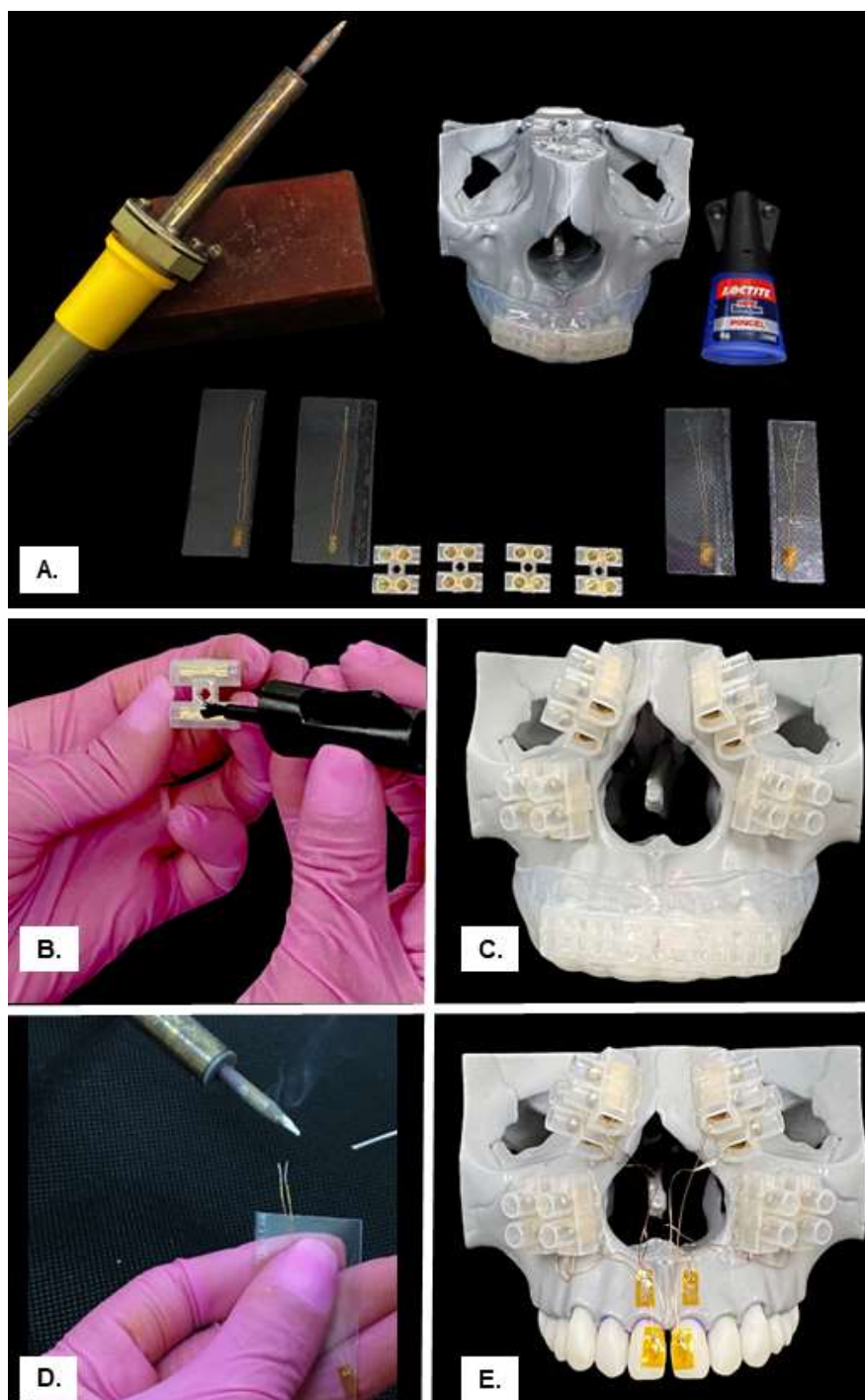
O modelo maxilo-mandibular construído foi submetido ao teste de impacto por meio da máquina acima descrita e ilustrada na figura 18 fazendo o uso dos protetores bucais customizados acima descritos na Tabela 3, sendo o grupo de protetor bucal sem reforço o grupo controle.

O dispositivo de impacto acoplado à esfera metálica de 35mm de diâmetro foi ajustado em relação ao modelo do crânio impresso de modo que o impacto incidisse na superfície central entre as coroas clínicas dos incisivos centrais superiores (11 e 21), com força aplicada no sentido horizontal paralelo ao solo e perpendicular à superfície de contato da esfera, conforme figura 20.

Após uma cuidadosa limpeza da superfície do modelo maxilar com álcool isopropílico, um extensômetro unidirecional (PA-06-125BA-120-L; EXCEL SENSORES IND. COM. EXP. LTDA., Indústria Brasileira, resistência elétrica interna de 120 Ω ; largura: 1,5 mm; comprimento: 3mm; fator de sensibilidade/gauge factor de 2,14), foi colada com auxílio de cola de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda., São Paulo, SP, Brasil) sobre a superfície central das coroas dos incisivos centrais superiores (11 e 21) e na região externa processo alveolar da maxila na região de raiz de incisivos, com calibre de tensão orientado paralelamente

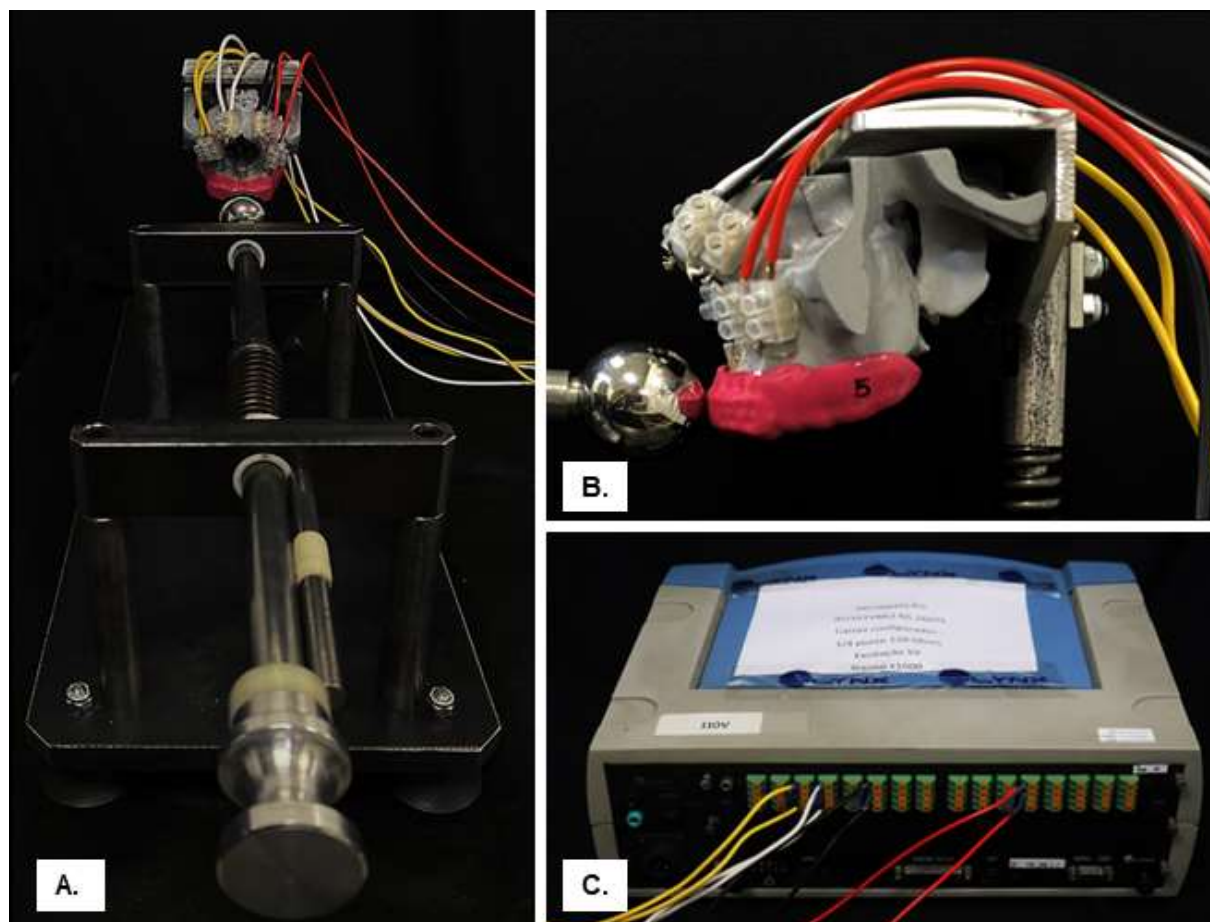
ao longo eixo dos dentes mencionados (Figura 21.E). Os fios do extensômetro foram conectados ao Sistema de Aquisição de Dados (Figura 22.C), que permitiram a conexão entre a tensão medida e o aparelho, onde os canais leitura foram instalados. A avaliação da resistência da medição foi realizada por meio de um dispositivo multímetro (Minida ET 2055: Minida São Paulo, Brasil).

Figura 21 – Sequência do procedimento de colagem de conectores e extensômetros para realização dos testes de extensometria



Legenda: A. Bancada com materiais utilizados: dispositivo para solda, crânio tridimensional impresso, cola de cianoacrilato Super Bonder Loctite, extensômetros, e conectores elétricos; B. Colagem dos conectores elétricos a partir da cola de cianoacrilato; C. Crânio com os conectores colados na região previamente planejada; D. Solda da extremidade do extensômetro, onde não há esmaltação; E. Extensômetros colados a partir da cola de cianoacrilato na região previamente planejada.
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 22 – Teste de impacto associada a extensometria



Legenda: A. Crânio com extensômetros conectados na máquina de aquisição de dados acoplado na máquina de impacto desenvolvida neste projeto de pesquisa; B. Aproximação em vista lateral dos testes de impacto associado à extensometria, permitindo visualização dos conectores laterais esquerdos; C. Máquina de aquisição de dados.
Fonte: Elaborado pela autora.

Variações de resistência elétrica foram convertidas em unidades de taxa de microtensão através de um aparelho e condicionamento (Scanner Modelo 5100B – System 500 Instrument Division Measurements Group, Inc. Raleigh, Carolina do Norte, EUA, FAPESP proc: 07/53293-4). Os dados foram adquiridos em Hz e gravados utilizando software de transformação e análise de dados.

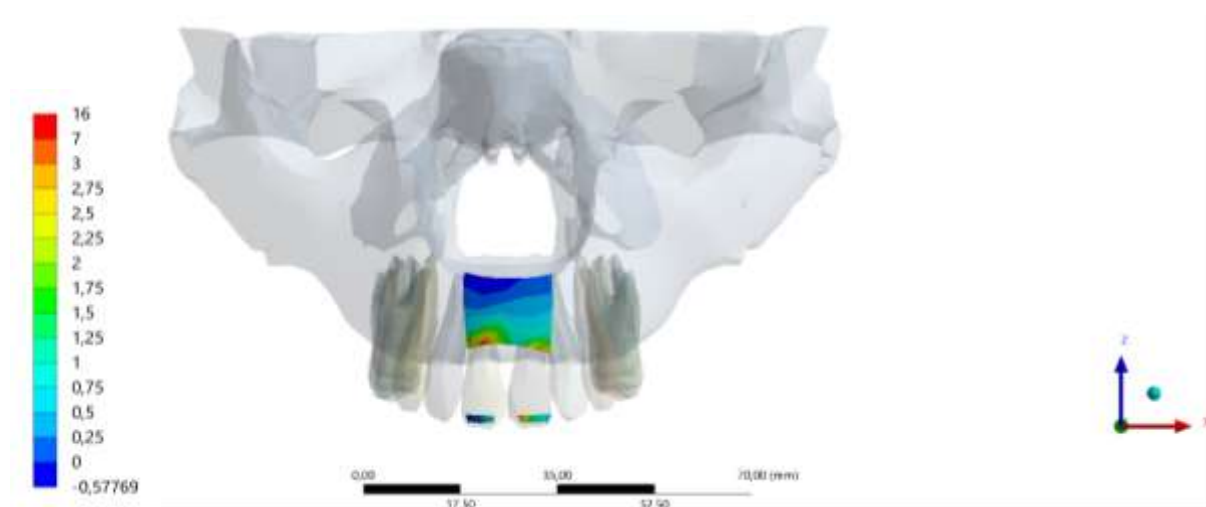
5 RESULTADOS

5.1 Análise por Elementos Finitos

Foi realizada a análise de coerência do ensaio matemático, por meio do deslocamento total, a fim de verificar se o conjunto se deslocou conforme o carregamento e a fixação pré-estabelecida. Além disso, foi verificado se os contatos determinados no pré-processamento estavam conectados e, se a energia de um corpo fluiu e foi conduzida adequadamente para o outro (*equivalent stress*).

O tempo utilizado foi exatamente após o toque da bola com o protetor. Foram medidas as deformações equivalentes o que resultou na média da deformação equivalente elástica nas regiões de concentração de tensões mensuradas pelos extensômetros (*microstrain* - $\mu\epsilon$), conforme representado na Figura 23 e pelas Tabelas 1 e 2.

Figura 23 – Localização da aquisição de valores pós impacto em incisivos centrais e no processo alveolar da maxila através da análise de elementos finitos



Fonte: Elaborado pela autora.

Tabela 1 – Valores de microdeformações obtidas no processo alveolar da maxila após uso de diferentes tipos de protetores bucais sem e com reforços em análise por elementos finitos (estudo *in silico*) e extensometria (estudo *in vitro*)

TIPO DE PB	TEMPO TOQUE FEA	VALOR FEA	VALOR GAUGE
Controle	0,0089 s	319 $\mu\epsilon$	122,4 $\mu\epsilon$
Mg 1+3	0,0063 s	267 $\mu\epsilon$	88,3 $\mu\epsilon$
Mg 2+2	0,0063 s	270 $\mu\epsilon$	77,5 $\mu\epsilon$
Mg 3+1	0,0063 s	221 $\mu\epsilon$	77,1 $\mu\epsilon$

Fonte: Elaborado pela autora.

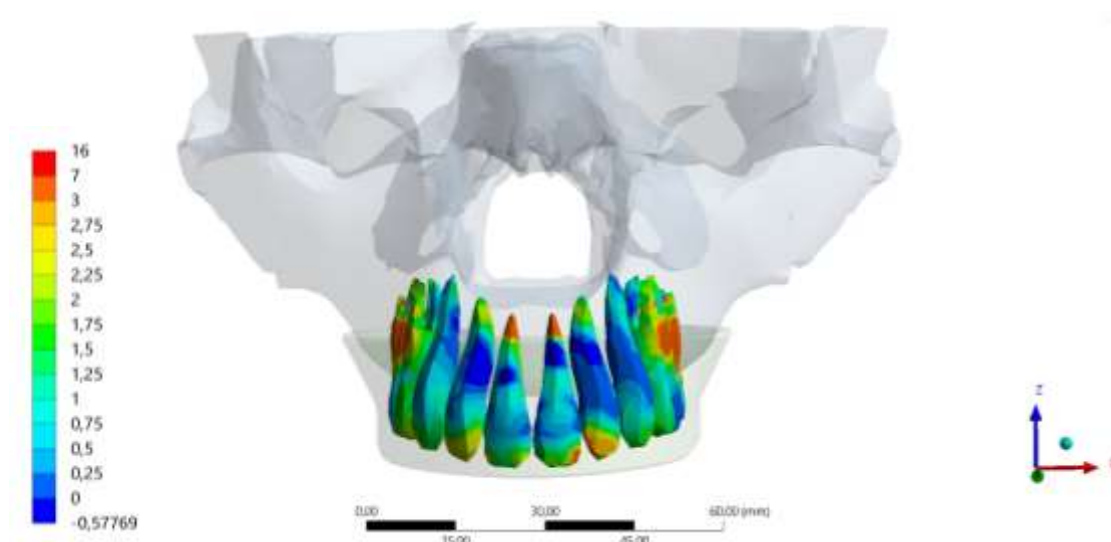
Tabela 2 – Valores de microdeformações obtidas em incisivos centrais superiores após uso de diferentes tipos de protetores bucais sem e com reforços em análise por elementos finitos (estudo *in silico*) e extensometria (estudo *in vitro*)

TIPO DE PB	TEMPO TOQUE FEA	VALOR FEA	VALOR GAUGE
Controle	0,0089 s	524 $\mu\epsilon$	144 $\mu\epsilon$
Mg 1+3	0,0063 s	124 $\mu\epsilon$	78,5 $\mu\epsilon$
Mg 2+2	0,0063 s	114 $\mu\epsilon$	85,2 $\mu\epsilon$
Mg 3+1	0,0063 s	119 $\mu\epsilon$	67,7 $\mu\epsilon$

Fonte: Elaborado pela autora.

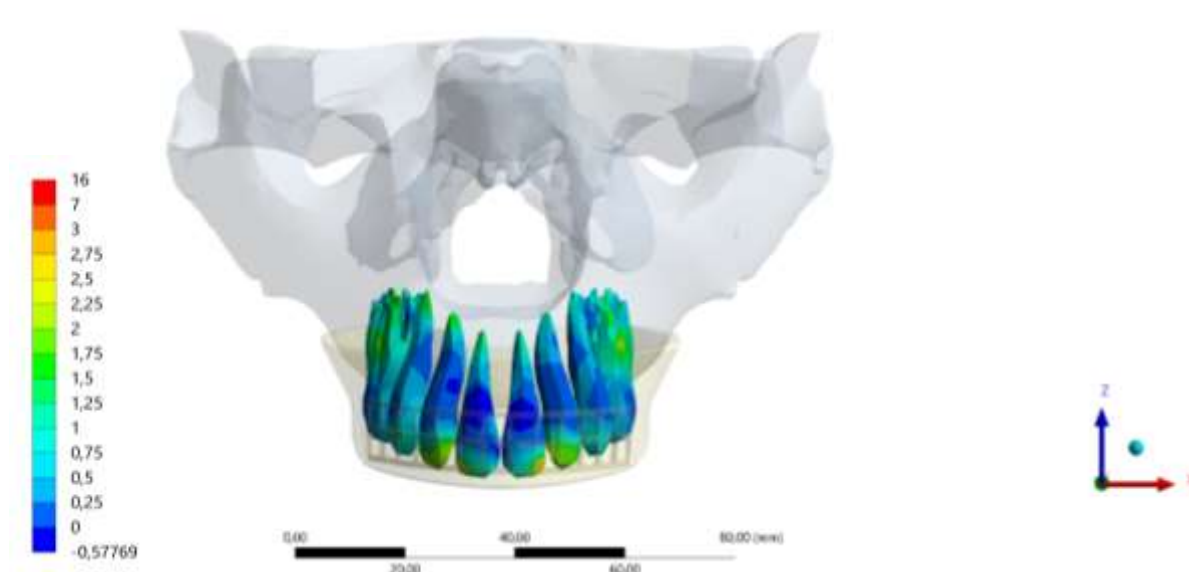
Além disso, apresenta-se uma visualização do impacto absorvido dos valores previamente expostos (figuras 24-27).

Figura 24 – Tensão Máxima Principal (MPa) em incisivos centrais superiores após impacto utilizando protetor bucal convencional, sem reforço (controle).



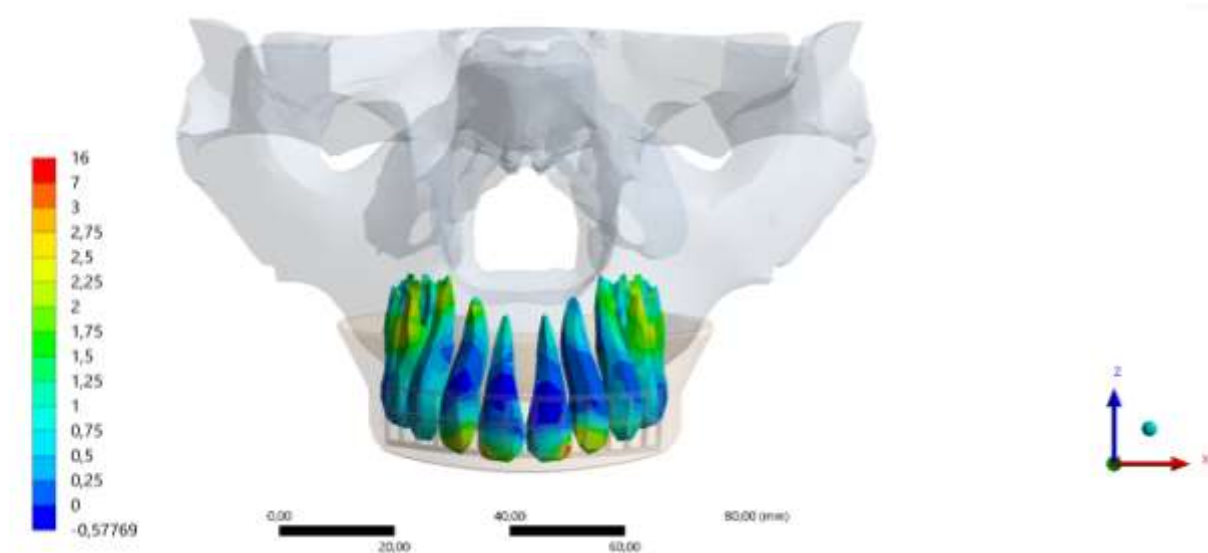
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 25 – Tensão Máxima Principal (MPa) em incisivos centrais superiores após impacto utilizando protetor bucal com reforço Mg 1+3



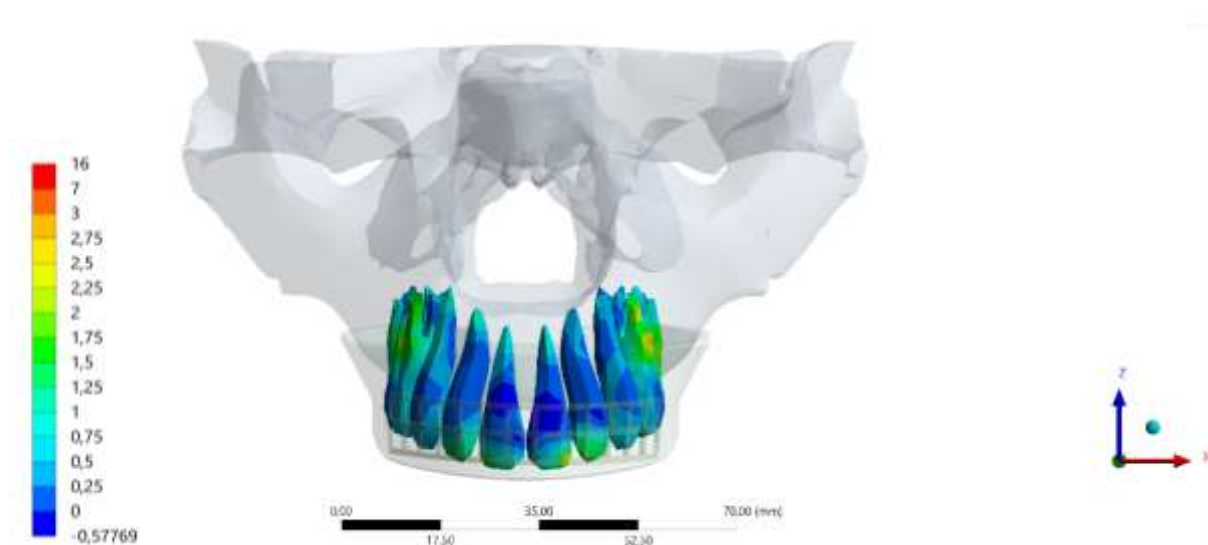
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 26 – Tensão Máxima Principal (MPa) em incisivos centrais superiores após impacto utilizando protetor bucal com reforço Mg 2+2



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 27 – Tensão Máxima Principal (MPa) em incisivos centrais superiores após impacto utilizando protetor bucal com reforço Mg 3+1



Fonte: Elaborado pela autora.

Através da escala de cores obtida em MPa, pode-se observar o comportamento biomecânico de cada grupo em relação à aplicação da carga. Diante disso, temos que as cores mais quentes representam as zonas de maior concentração de tensão (tensão máxima principal) e sendo a região de maior tensão de tração. Sendo assim, pode-se observar que o grupo convencional obteve maior concentração de tensões em relação aos demais grupos, porém entre os grupos com reforço, não se observa diferenças relevantes entre si.

5.2 Estudo *in vitro* por extensometria

5.2.1 Análise Estatística

As variáveis experimentais em estudo foram: Grupo - “Mouthguard - Mg” (variável qualitativa nominal policotômica – Controle, Mg 1+3, Mg 2+2, Mg 3+1), Área de absorção de impacto - “Área” (variável qualitativa nominal dicotômica – Osso alveolar e dente) e deformação - “Strain” (variável quantitativa contínua). Os testes estatísticos foram realizados no software R-project 3.2.0. O nível de significância estabelecido para os testes foi igual a 5%, o que estabeleceu um intervalo de confiança de 95% para os resultados apresentados.

Após as análises dos dados foram realizados testes de normalidade (Shapiro-wilk) para os valores de deformação (Tabela 3).

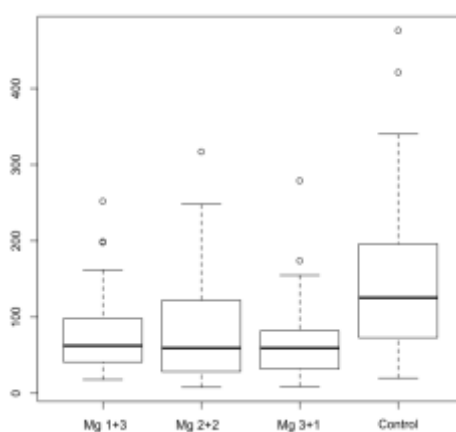
Tabela 3 – Teste de normalidade Shapiro-Wilk para os valores de deformação

Dados do processo	
Estatística: Shapiro-Wilk	0,825
p-valor	$1,5 \times 10^{-12}$

Fonte: Elaborado pela autora.

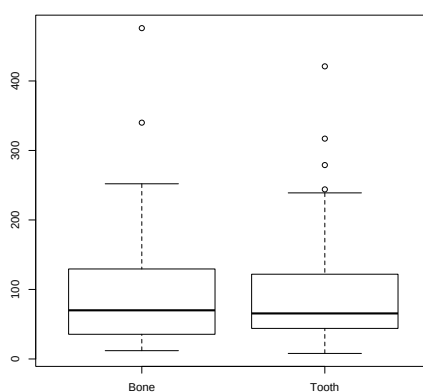
Com valores de $p < 0,05$ para o teste de Shapiro-Wilk, temos que a distribuição das deformações (Strain) é não-normal. Ainda pode-se observar a presença de “outliers” para as medianas das distribuições de valores das deformações para os grupos (Figura 28) e para os diferentes pontos de absorção de impacto (Figura 29). Estes dados se complementam e corroboram para utilização de testes não-paramétricos.

Figura 28 – Gráfico box-plot da distribuição das deformações para os grupos Controle, Mg 1+3, Mg 2+2, Mg 3+1



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 29 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação para as diferentes áreas de impacto



Fonte: Elaborado pela autora.

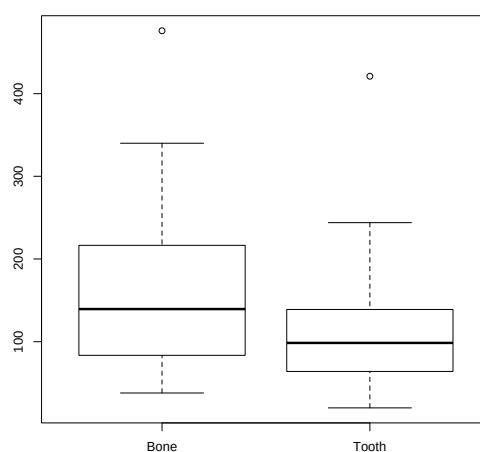
Foram obtidos resultados referentes as análises das microdeformações periféricas para os diferentes tipos de protetores bucais, com seus respectivos valores absorvidos pelos elementos dentais e pelo osso alveolar. Na tabela 4 e nas figuras de 30 a 33 estão representados os valores em módulos de microdeformações obtidos na extensometria para os grupos avaliados.

Tabela 4 – Valores médios $\pm$ desvio padrão (dp) de microdeformação ($\mu\epsilon$) dos diferentes protetores bucais

Grupo	Dente	Osso Alveolar	Total
Controle	122,4 (92,6)	165,7 (106,1)	144,0 (100,7)
Mg 1+3	88,3 (60,1)	73,1 (60,1)	78,5 (53,1)
Mg 2+2	77,5 (73,0)	90,6 (72,5)	85,2 (72,0)
Mg 3+1	77,1 (64,7)	58,3 (33,0)	67,7 (51,6)

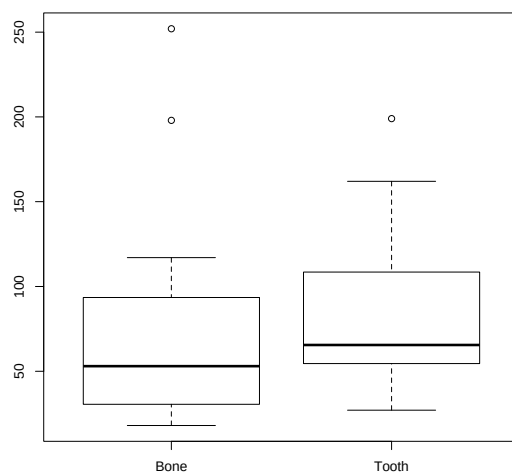
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 30 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação para o Grupo Controle



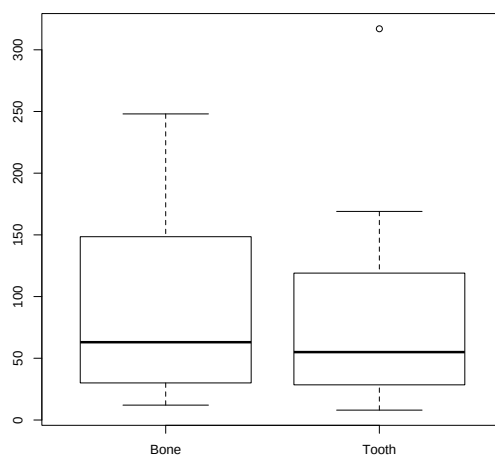
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 31 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação para o Grupo Mg 1+3



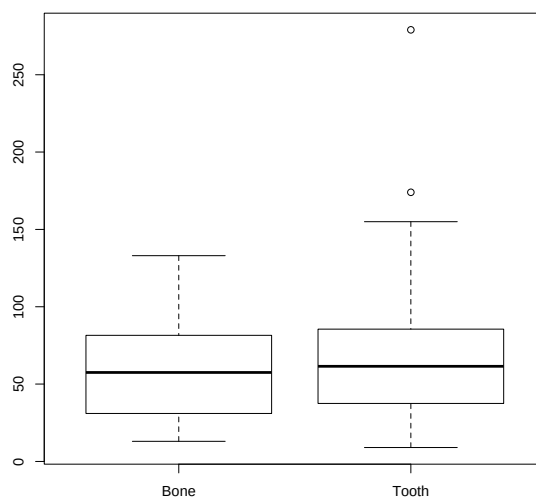
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 32 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação para o Grupo Mg 2+2



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 33 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação para o Grupo Mg 3+1



Fonte: Elaborado pela autora.

Para uma melhor análise dos resultados encontrados, foi aplicado um teste estatístico de Kruskal-Wallis para avaliar relação da variável “Grupo” com suas deformações. Também foi aplicado o teste de comparação múltipla de Dunn para uma melhor interpretação dos resultados.

Os resultados obtidos mostraram diferença estatística ($p = 6,8 \times 10^{-5}$) com maiores deformações para os grupo “Controle” (Tabela 5).

Tabela 5 – Tabela do teste de Kruskal-Wallis e teste de Dunn para o fator “Grupo”

Dados do processo	$\mu\epsilon$ (dp)	DF	χ^2	p-valor
Controle	$144,0 \pm 100,7^A$	3	21,8	$6,8 \times 10^{-5}$
Mg 1+3	$78,5 \pm 53,1^B$			
Mg 2+2	$85,2 \pm 72,0^B$			
Mg 3+1	$67,7 \pm 51,6^B$			

Legenda: Letras maiúsculas: comparação entre colunas; letras diferentes indicam que $p < 0,05$.
Fonte: Elaborado pela autora.

Analisando as microdeformações ($\mu\epsilon$) nas diferentes áreas de impacto, não foi possível observar diferença estatística ($p = 0,9679$) (Tabela 6).

Tabela 6 – Tabela Mann-Whitney para a variável “Área”

Dados do processo	$\mu\epsilon$ (dp)	W	p-valor
Osso alveolar	90,6 $\pm$ 72,2	3212	0,967
Dente	96,9 $\pm$ 82,6		

Fonte: Elaborado pela autora.

5.3 Validação

De acordo com os resultados obtidos nas distintas metodologias (estudo *in vitro* e *in silico*) em que apresentam resultados proporcionais entre si, pode-se inferir que o modelo matemático e a análise *in vitro* são compatíveis e há validação metodológica entre si. Logo, o modelo matemático para estudos de mensurações com estruturas complexas foi capaz de determinar as regiões que se sofreram impacto e o comportamento biomecânico de todo o complexo maxilofacial.

6 DISCUSSÃO

A evolução na odontologia esportiva aumentou a necessidade de estratégias inovadoras no desenvolvimento de dispositivos de proteção bucal com melhorias em sua absorção e dissipação de energia (Mendel et al., 2009), uma vez que, mesmo que seja consolidado o uso de protetores bucais realizados de forma customizada e respeitando os parâmetros estabelecidos em relação à espessura e seus limites, estes ainda apresentam limitações na eficácia de proteção, havendo crescentes relatos de que lesões orofaciais ainda ocorrem (Bochnig et al., 2017; Handa et al., 2011), sendo os incisivos centrais os mais acometidos (Bochnig et al., 2017; Tribst et al., 2020).

Essa problemática é de extrema relevância para o desenvolvimento de estudos que busquem elevar a capacidade de absorção de tensões desses dispositivos (Churei et al., 2021; Handa et al., 2011). Diante disso, é sugerida a realização de reforços em protetores bucais customizados em etileno vinil acetato para que esse material distribua a energia proveniente de impactos de forma mais ampla e eficiente (Shelley et al., 2022).

Em uma revisão sistemática realizada por Shelley e colaboradores (2022) analisando a capacidade protetora de dentes anteriores utilizando protetores bucais com reforços rígidos, doze estudos foram incluídos, sendo onze laboratoriais, os quais oito utilizaram como metodologia ensaios com pêndulo (Bemelmans et al., 2001; Bochnig et al., 2017; de Wet et al., 1999; Handa et al., 2011; Matsuda et al., 2020; Sarac et al., 2019; Takeda et al., 2006; Watermeyer et al., 1985) e três com dispositivos de queda livre de peso para gerar impacto no corpo de prova (Greasley et al., 1998; Kataoka et al., 2014; Oikarinen et al., 1993) e um teórico realizado por meio de análise de elementos finitos (Verissimo et al., 2015).

Tendo em vista que o principal valor obtido em testes de impacto é a absorção de energia do corpo de prova durante a deformação ou rompimento, deve-se levar em consideração que em ensaios realizados por pêndulos (teste de charpy), a principal limitação é a inviabilidade de se medir de forma eficiente tensões em regiões de entalhes, pois há grande variação entre os diferentes materiais,

possibilitando apenas a interpretação de resultados de forma qualitativa e comparações apenas entre os mesmos materiais (Vliet et al., 2020), além de a principal medida neste ensaio ser a quantidade absorvida para fraturar o corpo de prova, o que pode diferir bastante das condições reais (Pandolfi et al., 2006). Em análises pelo teste de queda livre de peso, observa-se a ocorrência de fratura em carregamentos relacionados ao comportamento elástico do material, abaixo de sua tensão de escoamento (Vliet et al., 2020), entretanto, não há um controle de velocidade neste caso.

Diante da necessidade de se realizar um teste com análises mais realísticas, em situações de carregamento dinâmico, foi desenvolvida uma máquina específica de impacto para o presente estudo, com o objetivo de aplicar impacto com velocidade e intensidade controlados de forma dependente da constante elástica da mola de 687 N/m, que sofreu uma deformação por tracionamento de 4 cm, acoplada na barra principal acoplada à esfera que conduzira o impacto na direção horizontal paralela ao solo sobre a região de incisivos centrais superiores, uma vez que impactos frontais são válidos pelo fato de correlacionar com a alta incidência de traumas na região de dentes anteriores e pela necessidade de se realizar testes mais próximos de situações in vivo possíveis (Bochnig et al., 2017; Kataoka et al., 2014). O uso dessa máquina permitiu a padronização da energia potencial elástica empregada em 0.549 J, força elástica aplicada em 27.48 N/m, aceleração em 30.49 m/s², velocidade de 1,56 m/s e tempo para o impacto de 0.05 segundos em todas as amostras estudadas.

A máquina de impacto foi desenvolvida para o teste de extensometria e visou quantificar as diferenças de impacto sofrido pelas estruturas adjacentes com uso de distintos grupos de protetores bucais, uma vez que os sensores de *strain gauge* apresentam alta sensibilidade de quantificação indireta diante da deformação sofrida pelo material estudado, tanto frente a cargas estáticas como em dinâmicas, em que o cálculo é realizado por equipamentos que traduzem as variações de resistência em níveis de tensão através da razão entre a variação do comprimento e a o comprimento original (Matos et al., 2022)

Diante da diversidade de materiais, design anatômico das estruturas maxilares nos estudos laboratoriais, bem como da baixa biofidelidade em relação às condições reais (Shelley et al., 2022), buscou-se realizar um modelo de crânio

complexo com cortes planos na região superior ao osso nasal, na região posterior do osso occipital e lateralmente aos ossos zigomáticos para realizar uma correta fixação deste à máquina de impacto. A simulação de pescoço foi realizada através de uma mola rígida, representando sua movimentação natural em resposta ao impacto, que já foi previamente proposto em um estudo de Wet e colaboradores (1999), entretanto, a estratégia utilizada neste estudo foi de fixar a base do crânio em um encaixe de configuração de O'ring sobre um amortecedor de mola recebendo impacto de testes pendulares, diferentemente de estudos que apresentam a estrutura maxilar estabilizada de forma rígida como nos estudos de Greasley e colaboradores (1998).

Com a finalidade de realização de um estudo com corpos de prova mais próximos possíveis do cenário real, foi fundamental realizar a impressão tridimensional deste material em resinas que apresentassem as propriedades mecânicas compatíveis à estruturas ósseas, como o poliuretano que possui um módulo de elasticidade semelhante ao osso medular humano (poliuretano: 3,6 GPa; osso medular: 4,0–4,5 GPa), de tal modo que ao gerar um estímulo, o comportamento seja comparável às estruturas ósseas (Abreu et al., 2012; Datte et al., 2021). Diante dessa necessidade, no presente estudo foi utilizada uma resina de impressão 3D, Spin Red – Quanton 3D que apresentou o módulo elástico de 3,42 GPa e coeficiente de Poisson em 0.56 comparado a 0.3 do poliuretano, para receber uma quantidade de energia resultante do impacto capaz de sensibilizar o extensômetro para a mensuração sem ultrapassar o limite elástico do material, evitando a ocorrência de fratura ou qualquer deformação permanente, o que poderia interferir nos resultados de extensometria entre as diferentes amostras dos grupos propostos.

Apesar da inovação do modelo de crânio ser impresso, com dentes inclusos em alvéolo utilizando material elastomérico, o silicone de adição, acoplado a uma estrutura que simule o movimento natural do pescoço, mimetizando ao máximo as condições in vivo, há a limitação de não se duplicar o amortecimento do impacto através dos tecidos moles no presente estudo, assim como nos ensaios de Wet e colaboradores (1999).

Um fator observado dos estudos in vitro e in silico é a baixa energia de impacto obtida em joules, no valor de 0,549 J, dado que a energia cinética máxima

resultante de uma bola de baseball é cerca de 205 J e, em um disco de ice hockey 185 J (Shelley et al., 2022), embora grande parte dos estudos realizados tenham sua energia máxima de impacto com valores inferiores, como 0,00137J em que foi realizada análise por elementos finitos (Verissimo et al., 2020); 0,388J em que foi realizado teste de impacto por meio de queda livre de peso (Oikarinen et al., 1993); e seguintes estudos foram realizados através de impacto através de pêndulo: 0,16 J (Wet et al., 1999); 0,23J (Bemelmans et al., 2001); 0,148 J (Takeda et al., 2006); 0,148 J (Handa et al., 2011); 0,158 J (Matsuda et al., 2020).

Entretanto, os estudos de Bochnig (2017), Sarac (2019) e Watermeyer (1985), realizaram testes de impacto através de pêndulo, apresentando 2,851 J; 1,719J e 0,945 J de energia máxima obtida, respectivamente, além dos testes de queda livre de peso realizados por Greasley (1998) e Kataoka (2014) que obtiveram 10,002 J e 5,585 J respectivamente. A energia do impacto experimental foi baixa em relação a estimada na realidade, embora o objetivo do presente estudo fosse aplicar energia dentro do limite elástico da resina para crânio utilizada sem danificá-lo entre os testes, com a finalidade de sensibilizar os extensômetros e obter valores comparativos entre as mudanças de tipos de protetores bucais estudados.

É consolidado que a espessura ideal do protetor bucal customizado esteja entre 3 a 4mm (Cummins et al., 2002; Kataoka et al., 2014; Mendel et al., 2009), entretanto, pela alta incidência de injúrias orofaciais, principalmente em região anterior de maxila, estudos são sugeridos para elevar a absorção de energia proveniente do impacto em protetores bucais utilizando reforços entre as camadas dos protetores bucais confeccionados em etileno vinil acetato (Handa et al., 2011; Takeda et al., 2006; Takeda et al., 2011; Tribst et al., 2021). A inclusão de reforços, principalmente os que apresentam comportamento mais rígidos do que o EVA são sugeridos devido ao mecanismo inerente a este de distribuir as tensões para as estruturas adjacentes, evitando que haja concentração em determinado ponto. Desta maneira, camadas flexíveis de EVA nas espessuras adequadas e uniformes, são indicadas para absorver a energia proveniente do impacto (Shelley et al., 2022). Diante disso, foram realizados estudos laboratoriais de dispositivos de proteção intrabucal reforçados por células de ar, sorbotano, fios de contenção ortodôntica metálica, esponjas, lâmina de chumbo e inserções de placas acrílicas, (Kataoka et al., 2014; Matsuda et al., 2020; Takeda et al., 2006), poliamidas, polietileno

teleftalato glicol (PETG) e poliuretanos (TPU) (Souza et al., 2020), apesar de apresentar resultados favoráveis comparados aos protetores bucais convencionais confeccionados em EVA, os estudos apresentavam limitações metodológicas principalmente em relação ao modelo utilizado para simular a região de maxila, bem como os dispositivos ainda não apresentam estudos de aplicação clínica (Handa et al., 2011; Takeda et al., 2011). No presente estudo foi desenvolvido protetores bucais convencionais dentro dos padrões aceitáveis pela literatura e protetores bucais reforçados por malha de *nylon* incorporada por sílica em 0,5% em seu volume, a qual apresenta resultados positivos elevando a resistência em próteses fixas provisórias, próteses totais mucossuportadas e implantossuportadas de arco completo quando utilizada como reforço (Almeida et al., 2016; Gonçalves et al., 2018; Paes-Jr et al., 2017; Tribst et al., 2020), associada a uma metodologia mais direcionada.

Diante dos resultados obtidos no estudo prático, pode-se rejeitar a primeira hipótese nula, cuja associação de protetores bucais a um sistema de reforço não influenciará na absorção de impactos para os tecidos bucais, uma vez que os três grupos de protetores bucais com reforço apresentaram resultados superiores em relação ao grupo controle (sem reforço), com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Entretanto, no tocante a relação entre os grupos com reforço Mg 1+3; Mg 2+2; Mg 3+1 não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si ($p > 0,05$) permite aceitar a segunda hipótese dada que a modificação da localização sistema de reforço nos protetores bucais não influenciou na absorção de impactos para os tecidos bucais. Ao analisar as diferentes localizações de absorção de impacto, processo alveolar da maxila e incisivos centrais, estas não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si ($p > 0,05$), entretanto, com esse resultado constata-se que foi analisada a capacidade de absorção do protetor bucal como um todo, para sucessivas transmissões de tensões nas estruturas adjacentes, concluindo-se que a utilização do reforço nos protetores bucais em EVA são superiores aos convencionais em ambas as regiões.

Através da análise de elementos finitos, pode se observar que os resultados foram proporcionais aos do estudo *in vitro*, inferindo-se que o protetor bucal convencional tem a menor capacidade de absorção de tensões após impacto, seguido dos protetores bucais com reforço em *nylon* em diferentes localizações, que

estes não apresentam diferenças significativas entre si. Além disso, o modelo matemático desenvolvido, apesar das limitações impostas pela metodologia validou a análise *in vitro*, o que permite sua utilização para análises mais complexas, como por exemplo análises de concentração e distribuição de tensões em regiões de difícil acesso, uma vez que não se realiza análises *in vivo* para impactos e estudos *in vitro* ainda apresentam limitações metodológicas.

Um estudo de Handa e colaboradores (2011) realizou impacto através de pêndulo a 10,20 e 30 cm de distância do modelo de estudo maxilar plástico sem e com protetores bucais confeccionados de EVA bilaminados de 3mm, EVA de 3mm de espessura com 1mm de reforço de resina acrílica e 1.8 mm de konbiplastic (EVA + PETG), apresentou o grupo com reforço absorção de impacto em 90% enquanto que, o grupo de EVA foi 55-78%, demonstrando que a inserção de reforço melhora o comportamento do protetor bucal.

Takeda et al. (2006) publicaram um estudo utilizando pêndulo como aplicador de impacto sobre um modelo de estudo de manequim com protetor bucal convencional em EVA, protetor bucal em EVA com reforço de resina acrílica (biolon) e protetor bucal em EVA com reforço em resina acrílica (biolon) + espaço a 0,148 J de energia, demonstrando que os grupos com reforço se mostraram superiores ao grupo convencional, com o grupo com reforço de resina e espaço com resultados superiores aos demais. Em um estudo similar na metodologia, utilizando pêndulo a 15 e 35 cm do modelo de estudo de manequim a 0,148J de energia, verificou que protetor bucal com reforço em fibra de vidro e resina apresentou resultados superiores em relação a protetores bucais de EVA bilaminados, protetores bucais com reforço em PET (hard polyethylene terephthalate) e espaço de amortecimento.

Já um estudo realizado por Kataoka e colaboradores (2014), com um modelo de estudo com individualizações para osso, dente e gengiva, utilizou protetores bucais de quatro camadas de EVA com 4mm de espessura e grupo com reforço de folha de 2mm de titânio abrangeu a região de canino a canino com 4mm de espessura final de EVA e reforço, com impacto simulado através de queda livre de peso para impacto frontal com 1,7 kg de massa caindo a 0,34 m/s resultando em uma energia de 5.585 J, demonstrou que a inclusão ou não de reforço não apresentou diferença estatisticamente significativa, e apresentou o grupo de EVA 77.8 % do total da energia de impacto, enquanto o outro grupo apresentou 75.9%,

um resultado antagônico aos observados anteriormente.

Outros estudos *in vitro* analisando protetores bucais em EVA com reforço revelaram elevação na absorção de impacto em relação aos protetores bucais convencionais, o que corrobora com nossos resultados, como a inclusão de cavidade de ar em 4mm de EVA apresentou redução de 32% (Takeda et al., 2006); a inclusão de uma camada intermediária de sorbotano como reforço, apresentou uma redução em aproximadamente 30% na transmissão de impacto para estruturas adjacentes (Handa et al., 2011) e a inclusão de esponja entre duas camadas de EVA apresentou redução de 49% (Takeda et al., 2006), bem como protetores bucais com lâmina intermediária de A-silicone demonstraram ser 15-25% superior em relação aos protetores bucais convencionais na absorção de impacto (Kamenskikh et al., 2021).

Esse estudo buscou preencher a lacuna existente entre estudos associando duas metodologias distintas, como estudos laboratoriais *in vitro* e teóricos *in silico* em condições experimentais próximas da realidade e da dificuldade em se realizar análises quantitativas devido às heterogeneidades dos estudos disponíveis (Shelley et al., 2022), além de realizar na análise de elementos finitos, a análise explícita dinâmica simulando a condição de impactos com os dados da velocidade do estudo teórico prévio. Essa abordagem é fundamental, uma vez que a maneira válida de se avaliar a precisão dessas metodologias é de associar mais de um experimento e verificar a compatibilidade de resultados, para que o estudo seja validado, além de que quando há compatibilidade nos resultados, isso demonstra que o comportamento dos materiais é próximo às situações reais (Matos et al., 2022).

Apesar da metodologia inovadora, com vários fatores buscando mimetizar situações próximas da realidade, o presente estudo apresenta limitações como a ausência de fatores que simulem o protetor bucal inserido em ambiente bucal, como o pH, a presença de umidade e temperatura (Scalzer et al., 2020), a baixa energia de impacto realizada e ausência de amortecimento do impacto através dos tecidos moles, como por exemplo camada de silicone sobre o crânio, apesar de ser algo de alta complexidade para ser realizado e utilização de estruturas homogêneas nos modelos tridimensionais.

Além disso, verificou-se um alto desvio padrão no teste de extensometria, uma vez que esse ensaio é altamente sensível, entretanto as variações entre os

grupos mostraram-se padronizadas, até mesmo pelo fato dos testes entre os diferentes grupos terem sido realizados sob mesmas condições de ambiente, temperatura e por um único operador. Estas limitações não invalidaram os resultados apresentados, mas sugerem cautela em sua interpretação e aplicação clínica, uma vez que futuros estudos podem se beneficiar da metodologia aplicada, utilizando modelos de estudo mais realistas, máquina de impacto controlado, além da associação com análise por elementos finitos por meio de análise explícita dinâmica e incentivar estudos buscando descobrir maneiras de se elevar a proteção de protetores bucais esportivos, reduzindo a ocorrência de traumas.

7 CONCLUSÃO

Baseado nas proposições desse estudo pode-se concluir que:

- A associação de protetores bucais a um sistema de reforço influenciou na absorção de impactos para os tecidos bucais, o que permite rejeitar a hipótese nula 1, uma vez que os protetores bucais convencionais sem reforço mostraram diferença estatisticamente significativa em relação aos grupos com reforço, sendo estes mais favoráveis na absorção do impacto.

- A modificação da localização sistema de reforço nos protetores bucais não influenciou na absorção de impactos para os tecidos bucais, o que permite aceitar a hipótese nula 2 do presente estudo, uma vez que os grupos com reforço não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si.

- Os resultados da análise por elementos finitos corroboraram com o estudo *in vitro* por extensometria, o que permite validação dos modelos teóricos e práticos para análises futuras.

REFERÊNCIAS

Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani RL. Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses: strain gauge analysis. *J Prosthodont*. 2012 Oct;21(7):535-9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00871.x. Epub 2012 Aug 20. PMID: 22905920.

Ahmed I, Fine P. 'Injury prevention versus performance': has the time come to mandate the use of mouthguards in all contact sports? *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2021 Jan 13;7(1):e000828. doi: 10.1136/bmjsem-2020-000828. PMID: 33500783; PMCID: PMC7812105.

Almeida CS, Amaral M, de Cássia Papaiz Gonçalves F, de Arruda Paes-Junior TJ. Effect of an experimental silica-nylon reinforcement on the fracture load and flexural strength of bisacrylic interim partial fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2016 Mar;115(3):301-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.009. Epub 2015 Nov 6. PMID: 26548883.

Bemelmans P, Pfeiffer P. Shock absorption capacities of mouthguards in different types and thicknesses. *Int J Sports Med*. 2001 Feb;22(2):149-53. doi: 10.1055/s-2001-11342. PMID: 11281619.

Bhalla A, Grewal N, Tiwari U, Mishra V, Mehla NS, Raviprakash S, Kapur P. Shock absorption ability of laminate mouth guards in two different malocclusions using fiber Bragg grating (FBG) sensor. *Dent Traumatol*. 2013 Jun;29(3):218-25. doi: 10.1111/j.1600-9657.2012.01159.x. Epub 2012 Jul 16. PMID: 22805585.

Bishop BM, Davies EH, Von Fraunhofer JA. Materials for mouth protectors. *J Prosthet Dent*. 1985 Feb 1;53(2):256-61.

Bochnig MS, Oh MJ, Nagel T, Ziegler F, Jost-Brinkmann PG. Comparison of the shock absorption capacities of different mouthguards. *Dent Traumatol*. 2017 Jun;33(3):205-213. doi: 10.1111/edt.12324. Epub 2017 Mar 14. PMID: 28231638.

Bulsara YR, Matthew IR. Forces transmitted through a laminated mouthguard material with a Sorbothane insert. *Endod Dent Traumatol*. 1998 Feb;14(1):45-7. doi: 10.1111/j.1600-9657.1998.tb00807.x. PMID: 9643177.

Caneppele T, Borges A, Pereira D, Fagundes A, Fidalgo T, Maia L. mouthguard use and cardiopulmonary capacity – a systematic review and meta-analysis. *Sports Med Int Open*. 2017;1(05):E172–82. doi: 10.1055/s-0043-117599.

Carvalho V, Soares P, Verissimo C, Pessoa R, Versluis A, Soares C. Mouthguard biomechanics for protecting dental implants from impact: experimental and finite element impact analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(2):335–43. doi: 10.11607/jomi.5803.

Carter DR, Hayes WC. Compact bone fatigue damage--I. Residual strength and stiffness. *J Biomech*. 1977;10(5-6):325-37. doi: 10.1016/0021-9290(77)90005-7. PMID: 893471.

Cevik P, Yildirim-Bicer AZ. The effect of silica and prepolymer nanoparticles on the mechanical properties of denture base acrylic resin. *J Prosthodont*. 2018 Oct;27(8):763-770. doi: 10.1111/jopr.12573. Epub 2016 Nov 29. PMID: 27898997.

Churei H, Chowdhury RU, Yoshida Y, Tanabe G, Fukasawa S, Shirako T, et al. Use of the fiberglass reinforcement method in thermoplastic mouthguard materials to improve flexural properties for enhancement of functionality. *Dent Mater J*. 2021;40(6):1338–44. doi: 10.4012/dmj.2020-402.

Cummins NK, Spears IR. The effect of mouthguard design on stresses in the tooth-bone complex. *Med Sci Sports Exerc*. 2002;34(6):942–7. doi: 10.1097/00005768-200206000-00006.

de Wet FA, Heyns M, Pretorius J. Shock absorption potential of different mouth guard materials. *J Prosthet Dent*. 1999 Sep;82(3):301-6. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70084-3. PMID: 10479256.

Datte CE, Datte FB, Borges AL, Campos JF, Lopes GD, Tribst JP, Nishioka RS. The influence of restorative material, bone height and implant system on the stress distribution of implant-supported posterior crowns. *Int J Dev Res*. 2021 Feb;11(02):44925-31.

Dos Santos DA, De Souza MAS, Tupinamba WLM. Development of a portable data acquisition system for extensometry. exp techniques. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/11449/222473>>.

Emerich K, Kaczmarek J. First aid for dental trauma caused by sports activities: state of knowledge, treatment and prevention. Sports Med. 2010 May 1;40(5):361-6. doi: 10.2165/11530750-000000000-00000. PMID: 20433209.

Fernandes LM, Neto JCL, Lima TFR, Magno MB, Santiago BM, Cavalcanti YW, et al. The use of mouthguards and prevalence of dento-alveolar trauma among athletes: A systematic review and meta-analysis. Dent Traumatol. 2019 Feb;35(1):54-72. doi: 10.1111/edt.12441. Epub 2018 Oct 16. PMID: 30222244.

Frontera RR, Zanin L, Ambrosano GM, Flório FM. Orofacial trauma in Brazilian basketball players and level of information concerning trauma and mouthguards. Dent Traumatol. 2011 Jun;27(3):208-16. doi: 10.1111/j.1600-9657.2009.00781.x. Epub 2011 Apr 18. PMID: 21496201.

Gialain IO, Coto NP, Driemeier L, Noritomi PY, Dias RB. A three-dimensional finite element analysis of the sports mouthguard. Dent Traumatol. 2016 Oct;32(5):409-15. doi: 10.1111/edt.12265. Epub 2016 Mar 6. PMID: 26948056.

Gföhler M, Peham C. What can finite element analysis tell us? Equine Vet J. 2013 May;45(3):265-6. doi: 10.1111/evj.12070. PMID: 23565696.

Gonçalves FCP, Amaral M, Borges ALS, Gonçalves LFM, Paes-Junior TJA. Fracture load of complete-arch implant-supported prostheses reinforced with nylon-silica mesh: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2018 Apr;119(4):606-610. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.05.018. Epub 2017 Jul 11. PMID: 28709676.

Greasley A, Imlach G, Karet B. Application of a standard test to the in vitro performance of mouthguards. Br J Sports Med. 1998 Mar;32(1):17-9. doi: 10.1136/bjsm.32.1.17. PMID: 9562158; PMCID: PMC1756058.

Green JI. The role of mouthguards in preventing and reducing sports-related trauma. Prim Dent J. 2017;6(2):27–34. doi: 10.1308/205016817821281738.

Handa J, Takeda T, Kurokawa K, Ozawa T, Nakajima K, Ishigami K. Influence of pre-laminated material on shock absorption ability in specially designed mouthguard with hard insert and space. *J Prosthodont Res*. 2011;55(4):214–20. doi: 10.1016/j.jpor.2011.02.003.

Holberg C, Heine AK, Geis P, Schwenzer K, Rudzki-Janson I. Three-dimensional soft tissue prediction using finite elements. Part II: Clinical application. *J Orofac Orthop*. 2005 Mar;66(2):122-34. English, German. doi: 10.1007/s00056-005-0422-7. PMID: 15827700.

Kamenskikh A, Kuchumov AG, Baradina I. Modeling the contact interaction of a pair of antagonist teeth through individual protective mouthguards of different geometric configuration. *Materials (Basel)*. 2021 Nov 30;14(23):7331. doi: 10.3390/ma14237331. PMID: 34885485; PMCID: PMC8658410.

Karaganeva R, Pinner S, Tomlinson D, Burden A, Taylor R, Yates J, et al. Effect of mouthguard design on retention and potential issues arising with usability in sport. *Dent Traumatol*. 2019 Feb;35(1):73-79. doi: 10.1111/edt.12446. Epub 2018 Nov 8. PMID: 30295996.

Kataoka SH, Setzer FC, Gondim E Jr, Caldeira CL. Impact absorption and force dissipation of protective mouth guards with or without titanium reinforcement. *J Am Dent Assoc*. 2014 Sep;145(9):956-9. doi: 10.14219/jada.2014.54. PMID: 25170003.

Knapik JJ, Marshall SW, Lee RB, Darakjy SS, Jones SB, Mitchener TA, et al. Mouthguards in sport activities : history, physical properties and injury prevention effectiveness. *Sports Med*. 2007;37(2):117-44. doi: 10.2165/00007256-200737020-00003. PMID: 17241103.

Kumamoto DP. Sports dentistry. *Compendium*. 1993;14(4):129–31. doi: 10.4103/0975-5950.94465.

Lam R. Epidemiology and outcomes of traumatic dental injuries: A review of the literature. *Aust Dent J*. 2016;61:4–20. doi: 10.1111/adj.12395.

Lopes GD, Matos JD, Queiroz DA, Tribst JP, Ramos ND, Rocha MG, et al. Influence of abutment design on biomechanical behavior to support a screw-retained 3-unit fixed partial denture. *Materials*. 2022 Sep 8;15(18):6235.

Matsuda Y, Nakajima K, Saitou M, Katano K, Kanemitsu A, Takeda T, et al. The effect of light-cured resin with a glass fiber net as an intermediate material for Hard & Space mouthguard. *Dent Traumatol*. 2020 Dec;36(6):654-661. doi: 10.1111/edt.12560. Epub 2020 May 11. PMID: 32304262.

Matos JDM, Queiroz DA, Nakano LJN, Andrade VC, Ribeiro NCR, Borges ALS, et al. Bioengineering tools applied to dentistry: validation methods for in vitro and in silico analysis. *Dent J (Basel)*. 2022 Aug 4;10(8):145. doi: 10.3390/dj10080145. PMID: 36005243; PMCID: PMC9406698.

Mendel DA, Ucar Y, Brantley WA, Rashid RG, Harrell SL, Grentzer TH. Impact energy absorption of three mouthguard materials in an aqueous environment. *Dent Traumatol*. 2009 Feb;25(1):130-5. doi: 10.1111/j.1600-9657.2008.00751.x. PMID: 19208026.

MINELA, SN. Extensometria: estudo e aplicação [tcc]. Joinville (SC): Universidade Federal de Santa Catarina; 2017.

Miyashiro M, Suedam V, Moretti Neto RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis--tension tests. *J Appl Oral Sci*. 2011 May-Jun;19(3):244-8. doi: 10.1590/s1678-77572011000300012. PMID: 21625741; PMCID: PMC4234337.

Mizuhashi F, Koide K. Appropriate fabrication method for vacuum-formed mouthguards. *Dent Traumatol*. 2017 Apr;33(2):110-113. doi: 10.1111/edt.12302. Epub 2016 Oct 4. PMID: 27500893.

Nakano LJ, Tribst JP, Dal Piva AM. Maximum fracture load and stress concentration in resin-bonded fixed partial dentures of indirect composite resin reinforced by silica-nylon mesh. *J Dent Health Oral Disord Ther*. 2021;12(5):96-101.

Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, de Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-

abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010 May-Jun;18(3):225-30. doi: 10.1590/s1678-77572010000300005. PMID: 20856998; PMCID: PMC5349059.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, Jóias RP, Rode Sde M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J.* 2015 May-Jun;26(3):258-62. doi: 10.1590/0103-6440201300321. PMID: 26200149.

Ozawa T, Takeda T, Ishigami K, Narimatsu K, Hasegawa K, Nakajima K, et al. Shock absorption ability of mouthguard against forceful, traumatic mandibular closure. *Dent Traumatol.* 2014 Jun;30(3):204-10. doi: 10.1111/edt.12063. Epub 2013 Sep 2. PMID: 23998278.

Paes-Junior TJDA, De Castro HL, Borges ALS, Della Bona A, Gonçalves FDCP. A novel silica-nylon mesh reinforcement for dental prostheses. *Adv Mater Sci Eng.* 2017;2017. doi: 10.1155/2017/3709171.

Park HK, Park JY, Choi NR, Kim UK, Hwang DS. Sports-related oral and maxillofacial injuries: a 5-year retrospective study, pusan national university dental hospital. *J Oral Maxillofac Surg.* 2021 Jan;79(1):203.e1-203.e8. doi: 10.1016/j.joms.2020.07.218. Epub 2020 Aug 5. PMID: 32866487.

Parker K, Marlow B, Patel N, Gill DS. A review of mouthguards: Effectiveness, types, characteristics and indications for use. *Br Dent J.* 2017;222(8):629–33. doi: 10.1038/sj.bdj.2017.365.

Patrick DG, Van Noort R, Found MS. Scale of protection and the various types of sports mouthguard. *Br J Sports Med.* 2005;39(5):278–81. doi: 10.1136/bjsm.2004.012658.

Piccininni P, Clough A, Padilla R, Piccininni G. Dental and orofacial injuries. *Clin Sports Med.* 2017;36(2):369–405. doi: 10.1016/j.csm.2016.12.001.

Rees JS, Jacobsen PH, Gialain IO, Pena N, Noritomi Y, Brito R, et al. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Sport Sci Health.* 1997;18(14):995–9. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00871.x.

Saito M, Nakajima K, Tsutsui A, Sakaue T, Kanemitsu A, Takeda T, et al. Effects of mouthguards on skin damage in vitro study. *Eur J Dent*. 2022 Oct 28. doi: 10.1055/s-0042-1756474. Epub ahead of print. PMID: 36307114.

Sarac R, Helbig J, Dräger J, Jost-Brinkmann PG. A comparative study of shock absorption capacities of custom fabricated mouthguards using a triangulation sensor. *Materials*. 2019;12(21):1–13. doi: 10.3390/ma12213535.

Scott CEH, Simpson AHRW, Pankaj P. Distinguishing fact from fiction in finite element analysis. *Bone Joint J*. 2020 Oct;102-B(10):1271-1273. doi: 10.1302/0301-620X.102B10.BJJ-2020-0827.R1. PMID: 32993345.

Shelley A, Winwood K, Allen T, Horner K. Effectiveness of hard inserts in sports mouthguards: a systematic review. *Br Dent J*. 2022;1–9. doi: 10.1038/s41415-022-4089-x.

Sousa AM, Pinho AC, Messias A, Piedade AP. Present status in polymeric mouthguards. a future area for additive manufacturing? *Polymers (Basel)*. 2020 Jul 3;12(7):1490. doi: 10.3390/polym12071490. PMID: 32635307; PMCID: PMC7407806.

Souza AC, Xavier TA, Platt JA, Borges AL. Effect of base and inlay restorative material on the stress distribution and fracture resistance of weakened premolars. *Oper Dent*. 2015 Jul-Aug;40(4):E158-66. doi: 10.2341/14-229-L. Epub 2015 Mar 12. PMID: 25764042.

Takeda T, Ishigami K, Handa J, Naitoh K, Kurokawa K, Shibusawa M, et al. Does hard insertion and space improve shock absorption ability of mouthguard? *Dent Traumatol*. 2006 Apr;22(2):77-82. doi: 10.1111/j.1600-9657.2006.00361.x. PMID: 16499630.

Takeda T, Ishigami K, Nakajima K, Naitoh K, Kurokawa K, Handa J, et al. Are all mouthguards the same and safe to use? Part 2. The influence of anterior occlusion against a direct impact on maxillary incisors. *Dent Traumatol*. 2008;24(3):360–5. doi: 10.1111/j.1600-9657.2008.00576.x.

Takeda T, Ishigami K, Ogawa T, Nakajima K, Shibusawa M, Shimada A, et al. Are all mouthguards the same and safe to use? The influence of occlusal supporting mouthguards in decreasing bone distortion and fractures. *Dent Traumatol.* 2004;20(3):150–6. doi: 10.1111/j.1600-4469.2004.00247.x.

Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Borges AL, Bottino MA. Simulation of mouthguard use in preventing dental injuries caused by different impacts in sports activities. *Sport Sci Health.* 2019 April 1;15:85-90. doi: 10.1007/s11332-018-0488-4.

Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Ausiello P, De Benedictis A, Bottino MA, Borges ALS. Biomechanical analysis of a custom-made mouthguard reinforced with different elastic modulus laminates during a simulated maxillofacial trauma. *Craniofac Trauma Reconstr.* 2020a;194338752098023. doi: 10.1177/1943387520980237.

Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Bottino MA, Kleverlaan CJ, Koolstra JH. Mouthguard use and TMJ injury prevention with different occlusions: A three-dimensional finite element analysis. *Dent Traumatol.* 2020b;36(6):662–9. doi: 10.1111/edt.12577.

Tribst JPM, Dal Piva AM de O, de Carvalho PCK, Gonçalves PHP de Q, Borges ALS, Paes-Junior TJ de A. Does silica–nylon mesh improves the biomechanical response of custom-made mouthguards? *Sport Sci Health.* 2019;(0123456789). doi: 10.1007/s11332-019-00575-9.

Tribst JPM, de Oliveira Dal Piva AM, Borges ALS, Bottino MA. Influence of custom-made and stock mouthguard thickness on biomechanical response to a simulated impact. *Dent Traumatol.* 2018;34(6):429–37. doi: 10.1111/edt.12432.

Tulunoglu I, Özbek M. Oral trauma, mouthguard awareness, and use in two contact sports in Turkey. *Dent Traumatol.* 2006;22(5):242–6. doi: 10.1111/j.1600-9657.2006.00386.x.

Tuna EB, Ozel E. Factors affecting sports-related orofacial injuries and the importance of mouthguards. *Sports Med.* 2014;44(6):777–83. doi: 10.1007/s40279-014-0167-9.

Vliet KE, Kleverlaan CJ, Lobbezoo F, de Lange J, van Wijk AJ. Maximum impact heights of currently used mouthguards in field hockey. *Dent Traumatol*. 2020 Aug;36(4):427-32.

Verissimo C, Costa PVM, Santos-Filho PCF, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Custom-fitted EVA mouthguards: What is the ideal thickness? A dynamic finite element impact study. *Dent Traumatol*. 2016;32(2):95–102. doi: 10.1111/edt.12210.

Werz SM, Zeichner SJ, Berg BI, Zeilhofer HF, Thieringer F. 3D Printed Surgical Simulation Models as educational tool by maxillofacial surgeons. *Eur J Dent Educ*. 2018 Aug;22(3):e500-e505. doi: 10.1111/eje.12332. Epub 2018 Feb 26. PMID: 29479802..

Welch-Phillips A, Gibbons D, Ahern DP, Butler JS. What is finite element analysis? *Clin Spine Surg*. 2020 Oct;33(8):323-324. doi: 10.1097/BSD.0000000000001050. PMID: 32675684.

Watermeyer GJ, Thomas CJ, Jooste CH. The protective potential of mouthguards. *J Dent Assoc S Afr*. 1985 Apr;40(4):173-7. PMID: 3864292.

Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. EVA mouthguards: how thick should they be? *Dent Traumatol*. 2002 Feb;18(1):24-7. doi: 10.1034/j.1600-9657.2002.180103.x. PMID: 11841462.

Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: a 3D-finite element analysis. *Dent Mater*. 2005 Dec;21(12):1178-88. doi: 10.1016/j.dental.2005.02.014. Epub 2005 Aug 10. PMID: 16098574.

Żur P, Kołodziej A, Baier A. Finite elements analysis of pla 3d-printed elements and shape optimization. *Eur J Eng Sci Tech*. 2019;2(1):59-64.