

Valessa Florindo Carvalho

Performance biomecânica e caracterização do protetor bucal em implante dentário frente à impacto – Análise experimental e elementos finitos

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia em Odontologia, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2016

Valessa Florindo Carvalho

Performance biomecânica e caracterização do protetor bucal em implante dentário frente à impacto – Análise experimental e elementos finitos

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Coorientador: Prof. Dr. Crisnicaw Veríssimo

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares – UFU

Prof. Dr. Darcey Zanetta Barbosa – UFU

Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes – ILAPEO

Uberlândia, 2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

C331p
2016 Carvalho, Valessa Florindo, 1990
Performance biomecânica e caracterização do protetor bucal em
implante dentário frente à impacto – análise experimental e elementos
finitos / Valessa Florindo Carvalho. - 2016.
88 f. : il.

Orientador: Carlos José Soares.
Coorientador: Crisnicaw Veríssimo.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Implantes dentários - Teses. I. Soares,
Carlos José. II. Veríssimo, Crisnicaw. III. Universidade Federal de
Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº 296 – COPOD

Data: 29/02/2016

Discente: Valessa Florindo Carvalho, Matrícula: 11412ODO018

Título do Trabalho: Performance biomecânica do protetor bucal em implante dentário frente à impacto – Análise experimental e elementos finitos.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Biomecânica aplicada à Odontologia.

Projeto de Pesquisa de vinculação: Biomecânica aplicada à Odontologia.

As oito horas do dia **vinte e nove de fevereiro do ano de 2016** no Anfiteatro Bloco 4L, Anexo A, Sala 23, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2016, assim composta: Professores Doutores: Darceny Zanetta Barbosa (UFU); Sérgio Rocha Bernardes (ILAPEO); e Carlos José Soares (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Valessa Florindo Carvalho**.

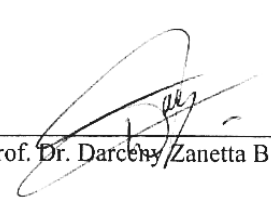
Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Carlos José Soares apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.


A seguir o senhor (a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos (às) examinadores (a)s, que passaram a arguir o (a) candidato (a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

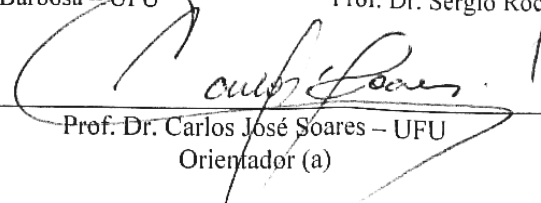
Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o (a) candidato(a) A provado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 11 horas e 30 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.


Prof. Dr. Darceny Zanetta Barbosa – UFU


Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes – ILAPEO


Prof. Dr. Carlos José Soares – UFU
Orientador (a)



Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, MG. Av. Pará s/n, Bloco 4LB, Sala 4L B35, Fone:(34) 3225 8115, www.ppgo.fu.ufu.br, copod@umuarama.ufu.br.

DEDICATÓRIAS

A Deus,

“Fortaleça seu coração, e confie em Deus.” Salmo 27:14

Força divina que permite que nenhum obstáculo seja grande demais e impossível de se superar. Obrigada Senhor por sua benção e por mais essa vitória.

Aos meus pais Nilton e Terezinha,

Vocês são minhas inspirações e meus exemplos de vida!! Dedico a vocês o meu trabalho e ao que sou hoje, tudo isso é fruto da educação e do amor incondicional repassados a mim. Obrigada por cada palavra de incentivo, orientação e conforto...foram essenciais. Sem vocês eu nada seria!! AMO vocês!

A minhas irmãs Lexina e Juliana,

Nossa sintonia e amor são indiscutíveis! Vocês são meus norte... cada uma, de sua forma peculiar, me ensina e aconselha. Com vocês me sinto segura e mais alegre. Fazem eu acreditar e buscar sempre o “meu melhor”. Está aí um dos resultados.... Dedico a vocês essa dissertação!

Ao meu amor Pedro,

“Só o amor constrói pontes indestrutíveis” (Alexandre Magno Abrão)

Com você estou construindo e concretizando sonhos.... Obrigada por todo apoio e amor... foram incondicionais para concluir mais essa etapa. Vencermos mais um obstáculo, e teremos muitos outros, e sempre de mãos dadas!! Te amo muito Lindão!!

Ao meu avô José Alves de Carvalho (in memoriam),

O dentista pioneiro da família! Me lembro de quando você sentava e ficava a tarde toda contando suas histórias da profissão com muito respeito e amor... Quantas diferenças da sua época para a minha, como você mesmo dizia... Me orgulho de você... Aonde quer que esteja te dedico essa vitória!

***À toda minha família – Avó Sebastiana, avô Wilson e avó Tereza,
padrinhos, tios e primos,***

Agradeço o amor e apoio que me deram. Seja por orações, pelas palavras e afeto, cada um contribuiu para o incentivo deste trabalho.

***À minha segunda família Túlio, Marta, Gabriela, Mariana, Dona Valdiné e
Dona Pina,***

A nossa relação foi contruída e hoje já se solidifica. Obrigada pelo amor incondicional e preocupação que sempre tiveram por mim. A energia e a sede de encorajarem o bem me motivam!!

Á Vanusa e a Valquíria,

Agradeço a atenção e carinho, do dia a dia, faltando adivinhar o que cada um de casa queria. Tantos anos de convivência.... Como sempre disse, vocês também são minha família!! Obrigada por tudo!!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador Carlos José Soares,

Sua sabedoria é instigadora. Obrigada por me despertar a criticidade, em um olhar de cientista. Você me deu um presente ímpar, que ninguém jamais tirará de mim...o Saber. Com essa ferramenta posso compreender e resolver novos problemas e conflitos, que vão além da odontologia, ou do laboratório...eles servirão para a vida. Te agradeço também, por ter me beneficiado com uma “família”...Família BIAOR que tanto amo. Serei sempre parte desse braço, com muito carinho e respeito!!

***À minha primeira orientadora de Iniciação Científica Priscilla Barbosa
Ferreira Soares,***

Pri, nem sei por onde começar.... Foram tantos momentos de crescimento, desde a graduação, que só tenho a te agradecer. Obrigada por cada orientação, palavra de incentivo e afeto. Você é muito querida e especial para mim, te levarei com muito carinho!

***À minha primeira co-orientadora de Iniciação Científica Juliana Silvério
Flausino,***

Me lembro de você nessa trajetória que concretizo... Toda a sua dedicação e organização, durante sua pesquisa, foram reproduzidas na minha. Aprendi muito com você! Obrigada por todo cuidado que teve comigo!

À minha primeira aluna de Iniciação Científica Juliana Mota Siqueira,

*Tantas histórias e vivências diferenciadas passamos juntas!! Até a IADR....
Quem diria!! Obrigada pela oportunidade de poder te ensinar e aprender com
você!! Ganhei uma amiga!!*

Ao Crisnicaw Veríssimo,

*Te admiro muito! Não sei como tanta inteligência, sabedoria, companheirismo e
habilidade cabem em uma única pessoa. Você vai longe!! Obrigada pelos
ensinamentos e paciência durante o meu trabalho.*

Ao Roberto Pessoa,

*Sempre temos pessoas que admiramos, e que certas qualidades espelhamos.
O seu profissionalismo e sabedoria são exemplos. Agradeço cada palavra e
aprendizado.*

Ao Sérgio Rocha Bernardes e Darceny Zanetta Barbosa

*Agradeço pelo aceite de estarem presentes na minha defesa de mestrado,
como banca avaliadora, e pela oportunidade de engrandecerem este trabalho.*

À equipe do INPES,

Agradeço todo o carinho e suporte durante nossa convivência.

Aos amigos que a vida me deu,

Os irmãos que escolhi ter. Agradeço cada risos, sinceridade e apoio em diferentes momentos da minha vida. Em especial à Maria Carolina, Ana Paula e Helena pela amizade verdadeira de longa data.

Ao Paulo Víctor Moura,

Obrigada pela amizade e apoio no meu trabalho! Desejo muito sucesso em sua vida!

À minha companheira do mestrado Luciana Barcelos,

Entre os erros e acertos, passos e tropeços que passamos juntas no mestrado... Obrigada Lú pela amizade e apoio. Claro, também pelo café amargo de cada dia haha. Você é muito querida!!!

Aos amigos do BIAOR da Pós-Graduação – Aline, Renata, Gabriela, Stella&Laís (indissociável Batman e Robin), Lorraine, Camila Rosatto, Monise, Aletheia, Andrea, Manuella, Natércia, Suely, Luciana Zaramela, Márcio e Andomar

Família de pesquisadores ímpares que ganhei!! Cada um com sua peculiaridade e amizade me conquistou. Ombro amigo para abraçar e ouvir sempre que necessário. Obrigada de coração por tudo. Sempre lembrarei de todos vocês!

Aos alunos de Iniciação Científica do BIAOR,

Obrigada pela oportunidade de tê-los no grupo e por toda a troca de cohecimento.

Aos meus colegas de sala do mestrado,

Agradeço cada sugestão que contribuíram para o meu crescimento. Serei sempre grata pela amizade e convivência.

Á Francielle Mendes e Tânia Borges,

*Agradeço a atenção e apoio que deram, sempre dispostas a ajudarem.
Obrigada de coração por tudo!!*

Ao Seu Zé Carlos e Dona Graça,

Pessoas de um espírito diferenciado!!! Obrigada pela ajuda e a afeição que tiveram por mim. Vocês são muito especiais!!

A todos os Professores da Graduação e da Pós-Graduação,

O processo de aprendizado é um ciclo.... Agradeço a todos os professores envolvidos em minha trajetória. Obrigada por toda orientação, inspiração e exemplo que me deram!

Ao Sr. Advaldo,

Sempre atencioso e gentil! Obrigada por todo o suporte e pelas ótimas conversas e momentos de descontração!

Aos técnicos do CPBio – Eliete e John Douglas,

Agradeço o apoio do dia-a-dia....toda a atenção e respeito que tiveram por mim!

As secretárias da Pós-Graduação – Graça e Brenda,

Obrigada meninas por sempre estarem dispostas a nos ajudar, com um sorriso estampado no rosto!! Sem vocês a Pós-Graduação não teria o mesmo dinamismo.

Á todos os técnicos e trabalhadores da FOUFU,

Para um sistema funcionar todos devem estar em sintonia, que vai muito além de uma sala ou laboratório. Agradeço de forma geral à todos que simbolizam a FOUFU!!

Aos alunos da graduação, clínica de trauma / hebiatria e pacientes da FOUFU,

O meu muito obrigada por estimularem a desenvolver minha formação profissional. Vocês foram essenciais!!

AGRADECIMENTOS

Ao grupo de pesquisa Biomecânica Aplicada a Odontologia Restauradora
(BIAOR)

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia
(FOUFU)

Ao Programa de Pós-Graduação FOUFU

Ao Centro de Pesquisa em Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular -
CPBio

À NEODENT pelo apoio e por fornecer os materiais de implante

À CAPES pela indispensável bolsa de estudos

À FAPEMIG pelo suprimento das necessidades deste trabalho

Ao Instituto de Pesquisa e Ensino em Saúde (INPES)

EPÍGRAFE

***“O Talento vece jogos, mas só o trabalho em equipe
ganha campeonatos”***

(Michael Jordan)

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	16
RESUMO	17
ABSTRACT	20
1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO	23
2. PROPOSIÇÃO	32
3. MATERIAIS E MÉTODOS	34
3.1. Delineamento experimental	35
3.2. Confeção das amostras	35
3.2.1. Simulação da osseointegração	35
3.2.2. Confeção do provisório	39
3.2.3. Confeção do protetor bucal	43
3.2.3.1. Customizado	43
3.2.3.2. Pré-fabricado	47
3.3. Grupos experimentais	49
3.4. Dureza Shore A	49
3.4.1. Dureza Shore A - placas de EVA	50
3.4.2. Dureza Shore A - protetor pré-fabricado	50
3.5. Mensuração da espessura das placas de EVA	52
3.6. Espessura do protetor bucal	53
3.7. Teste de impacto e extensometria	55
3.8. Avaliação da distorção pilar/implante	57

3.9. Método de elementos finitos (MEF)	58
3.10. Análise estatística	61
4. RESULTADOS	62
4.1. Dureza Shore A	63
4.2. Espessura das placas e dos protetores bucais	63
4.3. Teste de impacto e extensometria	65
4.4. Avaliação da distorção pilar/implante	67
4.5. Análise de tensões e deformação – Método de elementos finitos	68
5. DISCUSSÃO	73
6. CONCLUSÕES	79
REFERÊNCIAS	81

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

% - Porcentagem

MPa - força / área (Mega Paschoal)

mm - Unidade de comprimento (milímetro)

min - minutos

seg - segundos

mW/cm² - Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)

° - unidade de angulação (grau)

°C - Unidade de temperatura

α - Nível de confiabilidade

P - Probabilidade

Ω - ohms (Unidade de resistência elétrica)

μS - Unidade de deformação (Microdeformação)

MEF - Método de Elementos Finitos

CM - Implante cone Morse

HE - Implante hexágono externo

HI - Implante hexágono interno

EVA - Etileno vinil acetato

PVC - Polivinil clorido

PE - Polietileno

E - Módulo de elasticidade

RESUMO

Resumo

O objetivo deste estudo foi caracterizar o material do protetor bucal e avaliar o efeito do uso na absorção de choque, deformação e tensão frente ao impacto em implantes dentais inseridos na região anterior da maxila. Confeccionou-se sessenta modelos, que foram aleatoriamente divididos em seis grupos ($n=10$) variando: tipo de implante HE, hexágono externo (Alvim Smart, NEODENT), e CM, cone Morse (Alvim CM, NEODENT; tipo de protetor bucal customizado com duas placas de EVA (BioART), pré-fabricado (Dogma Indústria e Comércio de Plásticos Ltda) e sem protetor. Para caracterizar o material do protetor a dureza Shore A, espessura das placas de cor rosa e transparente de EVA e dos protetores foram mensuradas. Para caracterizar a deformação do implante frente ao impacto, extensômetros foram colados na superfície palatina do pilar do implante e as amostras foram submetidas ao teste de impacto, a 45° direcionados no centro vestibular da coroa. A distorção pilar/implante após o impacto foi calculada pelo centroide por radiografias digitalizadas. Seis modelos bidimensionais de elementos finitos foram criados e submetidos à análise dinâmica não linear de impacto, com parâmetros e fatores em estudos semelhantes ao teste de extensometria. Os dados foram analisados estatisticamente empregando Análise de Variância fatorial e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Não houve diferença significativa na dureza Shore A, entre placa rosa e transparente ($P=0,796$). O protetor pré-fabricado apresentou dureza Shore A inferior ao customizado ($P<0,001$). A espessura das placas apresentou padronização de construção industrial. Após a plastificação o protetor pré-fabricado manteve a espessura inicial, porém os protetores customizado sofreram redução significativa na plastificação. A presença de protetor reduziu significativamente os valores de deformação ($P<0,001$), principalmente o customizado, não havendo diferença significativa entre o tipo de conexão de implante ($P=0,547$). Após impacto houve micro deslocamento no pilar/implante, sendo este deslocamento mais acentuado na ausência de protetor bucal. Implante HE resultou em maiores valores de tensão e deformação. A absorção de impacto do protetor foi de 40 a 46% e aumentou o tempo de contato da esfera no impacto reduzindo o pico de tensão.

Palavras-Chave: Método de elementos finitos, Implante dentário, Protetor bucal, Tensão, Deformação, Copolímero de Etileno vinil acetato.

ABSTRACT

Abstract

The aim of this study was to characterize the mouthguard material and evaluate mouthguard shock absorption, impact strain and stress behavior in an impact on dental implants inserted in the anterior maxilla. Sixty models were manufactured which were randomly divided into six groups (n=10) varying: implant type, EH external hexagon (Alvim Smart, NEODENT), and MT, Morse taper (Alvim CM, NEODENT); mouthguard type: custom-fitted with two sheets of EVA (BioART), standard self-adapted (Dogma Indústria e Comércio de Plásticos Ltda) and without mouthguard. To characterize the mouthguard material Shore A hardness and thickness of EVA sheets, transparent and pink, and mouthguard were measured. To characterize the deformation of the implant front impact, strain gauge was attached at the palatal surface of the implant abutment and samples were submitted to the impact test at 45° directed in the central buccal side of the crown. Abutment/implant distortion after the impact was calculated by the centroid in standardized XR-images. Six two-dimensional finite element models were created and submitted to nonlinear dynamics analysis of impact, with parameters and factors similar to the strain gauge test. The data were statistically analyzed using factorial analysis of variance and Tukey test ($\alpha=0.05$). There was no significant difference in Shore A hardness between pink and transparent sheets ($P=0.796$). Standard self-adapted mouthguard expressed Shore A hardness lower than custom-fitted ($P<0.001$). The sheet thickness presented standardization of industrial construction. After heat forming process the standard self-adapted mouthguard kept the initial thickness, but the custom-fitted mouthguard suffered significant reduction. The mouthguard presence reduced significantly the strain values ($P<0.001$), especially the custom-fitted, there is no significant difference between the implant connection type ($P=0.547$). After impact, there was micro displacement in the implant/abutment, which was more pronounced in the absence of mouthguard use. Implant EH resulted in higher values of stress and strain. The mouthguard shock absorption was 40 to 46% and increased the time of contact of the sphere on impact by reducing the peak of the stress.

Key Words: Finite element analysis, Dental Implant, Mouthguards, Stress, Strain, Ethylenevinylacetate copolymer.

INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

Os tipos de trauma mais comuns na região maxilo-facial são lesões dentárias e de tecido mole (Ruslin et al., 2015). Um estudo epidemiológico envolvendo fratura facial mostrou que o trauma predomina no gênero masculino, sendo 23,2% envolvendo injúria dental (Ruslin et al., 2015). Esse mesmo estudo mostrou que a principal causa de trauma facial envolve acidente de trânsito, porém, violência e injúrias por esportes tem aumentado recentemente (Ruslin et al., 2015). A avulsão dentária corresponde a um dos tipos de traumas dos tecidos periodontais caracterizada pelo completo deslocamento do elemento dental do alvéolo, sendo esta responsável por 5,87% das injúrias que acometem os dentes permanentes (Karayilmaz et al., 2013). A primeira opção de tratamento para a avulsão tem sido o reimplante dentário, no entanto, a manutenção do dente no alvéolo é dependente de diversos fatores como tempo decorrido para o reimplante e, principalmente, as soluções de armazenamento dos dentes avulsionados (Schwartz et al., 2002; Moura et al., 2012; de Paula Reis et al., 2014; Moura et al., 2014).

Em muitas ocasiões o insucesso desse tratamento leva à instalação de implantes dentários, como forma de devolver função e estética aos pacientes (Pjetursson & Lang, 2008; Karayilmaz et al., 2013). Devido aos avanços científicos e tecnológicos na área de implantodontia, o número de reabilitações orais com implantes dentário tem aumentado consideravelmente entre jovens e adultos, com elevado índice de previsibilidade e taxas de sucesso terapêutico (Goodacre et al., 2003). Recente revisão sistemática mostrou que a taxa de sucesso dos implantes é de 98% ou mais, com pelo menos um ano de acompanhamento (Goiato et al., 2015). O êxito da osseointegração é uma realidade, sendo que a instalação de implantes em maxila pós-traumatismo dentário resultou em 97,6% de implantes adequadamente integrados, em pelo menos dois anos de acompanhamento pós tratamento (Andersson et al., 2003). A região anterior de maxila é a mais acometida pelo trauma dental (Allen & Allen, 2006; Brullmann et al., 2010; Ruslin et al., 2015), sendo o incisivo central superior com maior predisposição, tanto nos dentes decíduos quanto nos permanentes, com maior frequência de apenas um

dente (Bastone et al., 2000; Tiwari et al., 2014). Em um estudo sobre traumatismo dentário 75% dos dentes acometidos foram os incisivos centrais superiores, seguido dos incisivos laterais superiores, em 21% (Andersson et al., 2003). Incisivos centrais são os dentes que após o trauma são frequentemente perdidos e substituído por implantes dentários unitário (Allen & Allen, 2006).

Neste prisma, a perda do elemento dental na região anterior é desafio à odontologia já que a maioria dos pacientes jovens possui elevada exigência estética e, muitas vezes, as lesões de tecido duro e mole podem comprometer, futuramente, a restauração implanto-suportada (Nissan et al., 2011). Adicionalmente, a indicação de implante dentário unitário é amplamente recomendada como alternativa de tratamento, não sendo apenas restrito à pacientes que sofreram avulsão. Essa escolha também envolve a substituição de dentes anteriores fraturados, perfurações radiculares, fraturas de raiz por presença de núcleos metálicos mal planejados e com perdas estruturais excessivas que não justifiquem o uso de procedimentos convencionais (Seibert, 1993; Corbella et al., 2014).

A geometria da conexão do implante é uma variável que merece atenção. A geometria interna e externa determinam diferentes características mecânicas, biológicas e estéticas (Machado et al., 2013; Goiato et al., 2015). O desenho externo é formado por hexágono externo (HE) na plataforma do implante. Por outro lado, na conexão interna há a estrutura de hexágono interno (HI) ou, característica cônica conhecida como cone Morse (CM) (Goiato et al., 2015). O desenho do CM tem alta estabilidade e tende a dissipar melhor as tensões ao parafuso do pilar quando comparado com o HE e HI, melhorando a resistência mecânica (Jimbo et al., 2013; Gehrke et al., 2014; Goiato et al., 2015). O HE, por sua vez, permite micro fendas na interface implante-pilar favorável ao acúmulo de tensão, que é aumentada sobre o parafuso do pilar durante o carregamento, apresentando menor estabilidade quando comparado à conexão interna (Machado et al., 2013).

Outra alerta que tange à região osseointegrada é a diferença biomecânica na distribuição de tensões em relação aos dentes naturais. Devido a

ausência do ligamento periodontal, a movimentação axial e horizontal do dente é diferente de um implante osseointegrado. Em uma força de 10 N o implante osseointegrado apresenta resposta da flexão óssea de 1 μm , enquanto o dente natural saudável movimenta 20 μm (Richter, 1989). A rigidez do implante contrapondo a maior flexibilidade do osso pode potencializar o dano ao osso periimplantar (Gehrke et al., 2014) em impactos na região anterior. A resposta biomecânica de implantes osseointegrados diante de trauma na região anterior da maxila ainda é um desafio na odontologia, já que não tem a flexibilidade do ligamento periodontal.

A reabilitação com implantes dentais é cada vez mais frequente em pacientes com ampla atividade física e que estejam envolvidos com a prática de esportes de contato. Os protetores bucais são dispositivos de longa data e comumente utilizados por atletas, praticantes de esportes de contato, na prevenção de traumatismos dento-alveolares (Ranalli, 2000; Cetinbas & Sonmez, 2006; Collares et al., 2014). O primeiro esporte que introduziu o uso de algum dispositivo para proteger a região bucal foi o boxe. Nas primeiras tentativas de diminuir o impacto dos socos inseriam na boca: algodão, fita, esponja ou pequenos pedaços de madeira (Knapik et al., 2007). Na década de 1890, o dentista Woolf Krause colocou tiras de guta percha nos incisivos superiores de lutadores de boxe para evitar o choque direto nos dentes e tecidos moles durante as lutas (Reed, 1994; Knapik et al., 2007; Sigurdsson, 2013). Tempo depois, na década de 1910 seu filho, que além de dentista, também era praticante de boxe fabricou o primeiro protetor bucal reutilizável feito de borrada, inicialmente nomeado de “escudo gengival” (Reed, 1994; Knapik et al., 2007; Sigurdsson, 2013). Em 1930 apareceu a primeira descrição de protetores bucais na literatura da odontologia (Knapik et al., 2007). No início de 1960, implementou-se nos Estados Unidos regras que determinavam aos jogadores de futebol, do ensino médio, o uso de capacete e protetores bucais (Sigurdsson, 2013). Ainda neste ano, a Câmara dos Delegados da Associação Dental Americana aprovou o uso protetores bucais de látex para o futebol e outros esportes de contato (Sigurdsson, 2013).

A American Society for Testing and Materials (ASTM) recomenda que, para máxima proteção o protetor bucal deve envolver todos os dentes em um arco, preferencialmente o arco superior, não estendendo ao terceiro molar. Em casos específicos sugere-se o uso de protetor bucal mandibular, como indivíduos prognatas (AAPD, 2008). Ainda, a ASTM classifica os protetores bucais em três tipos: tipo I customizado, tipo II pré-fabricado termoplástico conhecido como “boil and bite” e o tipo III pré-fabricado de estoque (AAPD, 2008). Esses últimos são fabricados em três tamanhos universais (P, M e G), e por não haver perfeita adaptação no interior da cavidade oral a retenção é insuficiente, sendo retidos, somente por pressão, o que compromete a fala, respiração e como consequência, reduz a performance do atleta (Duddy et al., 2012; Sigurdsson, 2013; Gawlak et al., 2014). O protetor termoplástico é o mais utilizado, constituído a partir de material formado de copolímero de acetato de polivinil-polietileno ou de cloreto de polivinil, que é amolecido em água morna e, em seguida, moldado na boca pelo usuário (Sigurdsson, 2013). Por outro lado, o termoplástico mesmo sendo pré-fabricado já consegue melhor adaptação por ser moldável pelo calor, porém, ainda não é o mais indicado pois é posicionado aos dentes e mucosa pelo próprio usuário, sem supervisão profissional (Gawlak et al., 2014). Os protetores bucais customizados são confeccionados pelo cirurgião dentista, a partir do modelo obtido da arcada do paciente. Por serem personalizados, promovem maior retenção e estabilidade na cavidade oral. Além de serem confortáveis não causam dificuldades respiratórias e proporcionam vantagens psicológicas, aumentando a confiança do atleta resultando em melhor performance física (Duddy et al., 2012; Gawlak et al., 2014). Vale ressaltar que o profissional deve considerar a dimensão vertical de oclusão do paciente, o conforto pessoal e a capacidade de respiração (AAPD, 2008).

Oferecendo superfície resistente e protetora, o protetor bucal é um aparelho que evita trauma nos tecidos moles, osso alveolar e dente, e por gerar espaço entre fossa mandibular e cabeça do côndilo, previne concussão cerebral (Ranalli, 2000; Knapik et al., 2007; Duddy et al., 2012; Miyahara et al., 2013; Sigurdsson, 2013; Gawlak et al., 2014; Sepet et al., 2014; Tiwari et al., 2014). Outra função desse dispositivo bucal é de evitar o contato violento entre os dentes

superiores e inferiores (Farrington et al., 2012). Sendo assim, atuam de forma a absorver o impacto e redistribuir as forças aplicadas diretamente sobre os maxilares (Takeda et al., 2004; Knapik et al., 2007; Lunt et al., 2010; Farrington et al., 2012; Verissimo et al., 2015a), prevenindo o contato violento entre a mandíbula e a maxila frente ao impacto na região mandibular, bem como o contato direto com a estrutura dental. Os protetores também protegem os tecidos moles contra lacerações e escoriações durante o trauma facial (Ranalli, 2000; Knapik et al., 2007; Gawlak et al., 2014; Sepet et al., 2014). Em uma revisão de literatura mostrou que esportes que introduziram a utilização obrigatória dos protetores bucais houveram redução de 60% nas lesões dentárias (Farrington et al., 2012). Apesar de muitos atletas terem a consciência da necessidade e importância do uso do protetor, poucos utilizam durante as práticas esportivas (Tiwari et al., 2014), sendo o alto custo o principal empecilho (Kroon et al., 2015). Mais de 90% dos técnicos de Rugby incentivam os atletas a utilizarem o protetor bucal, e ainda recomendam o personalizado, porém, apenas 68,2% utilizam, sendo 64,7% do boil and bite (Kroon et al., 2015).

Propriedades mecânicas devem ser consideradas para a efetividade do protetor bucal, como a capacidade de absorção de choque, dureza, rigidez, absorção de água, resistência ao rasgamento e compressão (Knapik et al., 2007). Absorção de choque, dureza, rigidez estão relacionados à capacidade protetora do protetor bucal (Knapik et al., 2007). Esses dispositivos têm que absorver, que simboliza a redução da energia de impacto, e distribuir as tensões e deformações geradas no impacto, que representa em menor rebote do objeto disparado (Knapik et al., 2007; Verissimo et al., 2015a). A dureza é a resistência à capacidade de penetração diante a uma carga. O aparelho que mede dureza de materiais macios é chamado de durômetro Shore A, dado em uma escala de 0 a 100, o maior número representa maior dureza (Knapik et al., 2007). A absorção de água tem relação com a retenção de saliva e bactéria, enquanto a resistência ao rasgamento e compressão são necessárias para garantir durabilidade do protetor bucal (Knapik et al., 2007).

Muitas variáveis interferem na efetividade protetora do protetor bucal. Entre essas influências estão o tipo de material utilizado, espessura final (Westerman et al., 2002; Farrington et al., 2012; Sigurdsson, 2013; Verissimo et al., 2015a; Verissimo et al., 2015b), a extensão do protetor envolvendo a cavidade bucal (Sigurdsson, 2013) e a direção, força e o tipo de impacto (Takeda et al., 2004; Sigurdsson, 2013; Verissimo et al., 2015a). Para atender a capacidade de amortecimento, os polímeros são os materiais de escolha para confeccionar protetor bucal. Dentre esses destacam-se o etileno vinil acetato (EVA), Polivinil clorido (PVC), Polietileno (PE), silicone, borracha natural e resina leve (Knapik et al., 2007; Dhillon et al., 2014). O EVA é o material mais utilizado para confecção de protetor personalizado devido suas características de elasticidade, biomecânica, não toxicidade, baixo custo e fácil manuseio (Westerman et al., 2002). Quanto maior o teor de acetato de vinila menor dureza e rigidez do material, representando maciez e alta flexibilidade, ou seja, aumento da absorção de choque (Knapik et al., 2007). A espessura do material está diretamente relacionada à capacidade de absorção de energia (Westerman et al., 2002; Ozawa et al., 2014) e à diminuição do deslocamento do protetor bucal durante o impacto (Verissimo et al., 2015b). Sendo assim, estudos afirmam que a espessura ideal do EVA para promover proteção e conforto é de 3 a 4 mm (Westerman et al., 2002; Verissimo et al., 2015b).

Na literatura encontram-se vários aparelhos utilizados para executar o teste de impacto com diferentes acessórios para gerar a colisão: taco de baseball, martelo, madeira e bolas em diversos pesos, composições e tamanhos (Verissimo et al., 2015a). Dentre os métodos de impacto destacam-se o pêndulo, soltar a bola, queda livre, máquina de tração, sistema de ultra micro endentação (Lunt et al., 2010). Um dos métodos de grande frequência de análise é o pêndulo, que destaca-se dos outros, já que tem a vantagem de variar angulação com diferentes níveis de impacto (Lunt et al., 2010; Verissimo et al., 2015a). O conceito físico que norteia a construção do pêndulo é de que toda energia potencial se transforma em energia cinética em movimento pendular associado a um corpo fixo (Verissimo et al., 2015a). Em recente estudo do nosso grupo, foi criado um dispositivo pendular simples, capaz de reproduzir impacto, em diferentes angulações e materiais,

empregado para análise de protetores bucais (Verissimo et al., 2015a). Quanto aos sensores de deformação são utilizados acelerômetros, sensores de fibra óptica, células de carga e extensômetros, sendo o último considerado o mais sensível para mensurar absorção de choque (Takeda et al., 2004). A extensometria é um método que avalia a deformação de determinado material frente a uma carga a partir da variação da resistência elétrica mensurada pelo strain gauge acoplado à placa de aquisição de dado de alta frequência (Santos-Filho et al., 2008; Assuncao et al., 2009). Metodologias não destrutivas, como extensometria e método de elementos finitos (MEF), são importantes e complementares para analisarem o comportamento biomecânico das estruturas e materiais (Verissimo et al., 2015a; Verissimo et al., 2015b). O MEF é cada vez mais utilizado na odontologia e fundamenta-se na análise de tensão, deformação e deslocamento, sendo capaz de prever futuras falhas (Soares et al., 2008; Assuncao et al., 2009; Rosatto et al., 2015; Soares et al., 2016). Desta forma é extensivamente utilizado no campo da biomecânica tendo como vantagem a obtenção de resultados valiosos com custo operacional relativamente baixo (Jimbo et al., 2013). Um desafio que tange o MEF é a simulação mais próxima do real, como o uso da análise dinâmica não linear como proposta de simulação de impacto, em que calcula-se a inércia em velocidades muito rápidas, ou até mesmo análise que simula atrito entre corpos (Verissimo et al., 2015a; Verissimo et al., 2015b).

Recentemente o nosso grupo de pesquisa iniciou uma série de estudos com protetores bucais (Verissimo et al., 2015a; Verissimo et al., 2015b; Verissimo et al., 2015c). Na sequência lógica de evolução do processo de investigação, questionamentos surgiram frente ao impacto em pacientes que possuem implantes osseointegrados na região anterior da maxila. Muito se tem estudado sobre o efeito da carga cíclica e axial sobre o implante dentário simulando disfunção crônica, ou até mesmo a etiologia de fratura de implantes por hábitos parafuncionais e excesso de carga oclusal (Marcelo et al., 2014), porém, a literatura ainda é escassa referente a resposta pilar/implante a partir de trauma por força de grande impacto. Além disso, não há estudos que envolvam a resposta biomecânica do uso do protetor bucal e a simulação de um implante

osseointegrado reabilitado com prótese diante de impacto na região anterior da maxila. Neste contexto, parece oportuno avaliar o comportamento biomecânico e a capacidade de proteção de protetor bucal no comportamento biomecânico de diferentes tipos de implante.

PROPOSIÇÃO

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo “*in vitro*” foi caracterizar o comportamento biomecânico expresso pela análise da distribuição de tensões/deformação na região da conexão implantar envolvido pelo implante, a capacidade preventiva do uso de protetores bucais pré-fabricados e customizados e a caracterização do material do protetor bucal.

Os objetivos específicos propostos são:

1. Caracterizar o material do protetor bucal por meio da dureza Shore A e da espessura das placas de EVA, transparente e rosa; e dos protetores, pré-fabricado e customizado, antes e após a plastificação.
2. Avaliar a distribuição de tensão e a deformação no pilar/implante por meio de análise por elementos finitos e teste de extensometria frente ao impacto, na angulação de 45°, com dispositivo de esfera metálica em modelos de resina de poliuretano com inserção de dois tipos de implante (HE e CM).
3. Avaliar a distorção do implante/pilar após a realização do impacto, por meio de radiografia digital periapical.

MATERIAIS E MÉTODOS

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Delineamento experimental

Unidades experimentais: placas de EVA; protetores pre-fabricados em EVA; maxila de resina de poliuretano com implante dentário e coroa provisória; e modelos de elementos finitos de maxila com implante.

Fatores em estudo: tipo de implante, em 2 níveis: hexágono externo e cone Morse; presença de protetor bucal, em 3 níveis: pré-fabricado, customizado e sem protetor bucal;

Variável resposta: Espessura do material constituinte do protetor antes e após a sua confecção; dureza Shore A; deformação na região do pilar (ensaio de impacto e extensometria); distribuição de tensões/deformações na região da conexão implantar envolvido pelo implante (Método de elementos finitos); distorção do implante/pilar após a realização do impacto (radiografia digital periapical);

Forma de análise dos dados: Análise de Variância dois fatores para distorção do pilar/implante e teste de impacto e um fator para dureza Shore A. Se houver diferença entre os grupos teste de Tukey com 5% de significância. As tensões foram analisadas de forma qualitativa.

3.2. Confecção das amostras

3.2.1. Simulação da osseointegração

Para simular a osseointegração, e não estabilidade primária foi necessária criar metodologia em que a resina fosse vazada diretamente sobre o implante. Sendo assim, para manter a padronização do posicionamento e inclinação do implante em todas as amostras foi utilizado um modelo guia de maxila, em resina de poliéster (Aerojet, São Paulo, Brasil), já com a perfuração para a instalação do implante. Instalou-se nesse modelo um implante CM (Alvim CM, 3.5x8 mm, NEODENT, Curitiba, Brasil) com a catraca, a 2 mm imerso na resina. Em seguida instalou um munhão universal CM (NEODENT), com altura

protética de 4 mm e cinta 2.5 mm, e com a catraca aplicou o torque de 32 N.cm (torque preconizado pelo fabricante). O modelo de resina com o pilar/implante foi copiado com borracha de silicone Aerojet azul (Aerojet Brasileira de Fiberglass Ltda, São Paulo, Brasil), preparada com 5% de catalisador, de acordo com as recomendações do fabricante. Foi aguardado 24 horas para completa cura do silicone. Após este período, removeu-se o modelo de resina obtendo-se a réplica negativa do modelo, garantindo o mesmo posicionamento e inclinação do implante, em todas as amostras (Figura 1).

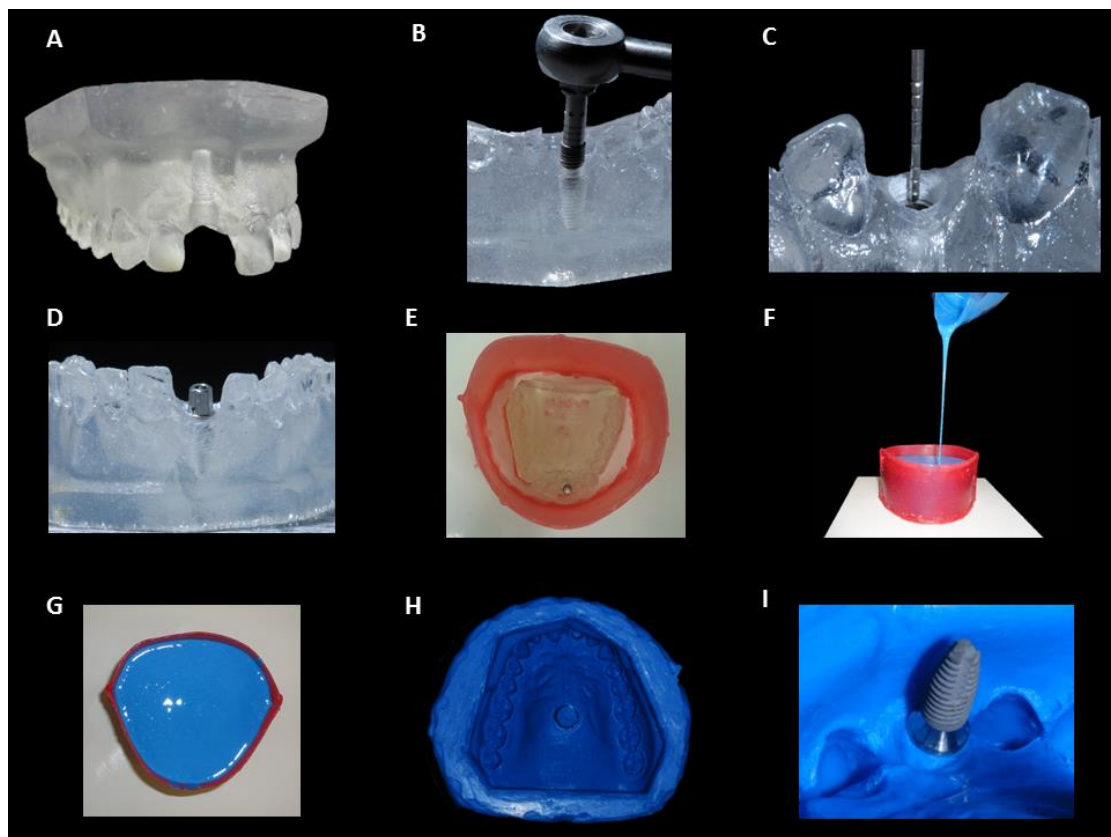


Figura 1: A - Modelo guia de resina com perfuração de implante; B – instalação do implante CM no modelo guia; C – instalação do implante em 2,0mm “infra-ósseo”; D – instalação do munhão universal 4,0mm de altura; E – fixação do modelo e confecção de muralha de cera; F – inserção do silicone de borracha; G – aguardar presa de 24 horas; H – molde de silicone finalizado; I – posicionamento do implante com o munhão universal no molde de silicone.

Resinas tais como, acrílica (Soares et al., 2005), poliestireno (Soares et al., 2005; Soares et al., 2011) ou poliuretano (Moretti Neto et al., 2011), são utilizadas como substitutos de osso natural humano devido suas características biomecânicas similares, tais como rigidez e resistência ao osso humano. Após o teste piloto, a resina selecionada para o ensaio mecânico de impacto, simulando o osso medular, foi a de poliuretano F16 (Axson, Cergy, França). Por meio de dois reagentes: polioli (parte A) e isocianato (parte B) misturados em proporção igual (Moretti Neto et al., 2011), foi feita a amostra, a partir de um copo de medida, quantidade de 16 ml (uma para A parte e o outro para a parte B). Em seguida, a mistura foi inserida no molde de borracha de silicone, já com o implante em posição, e após 30 min, aguardando a presa final do material, as espécimes foram desenformadas (Figura 2).

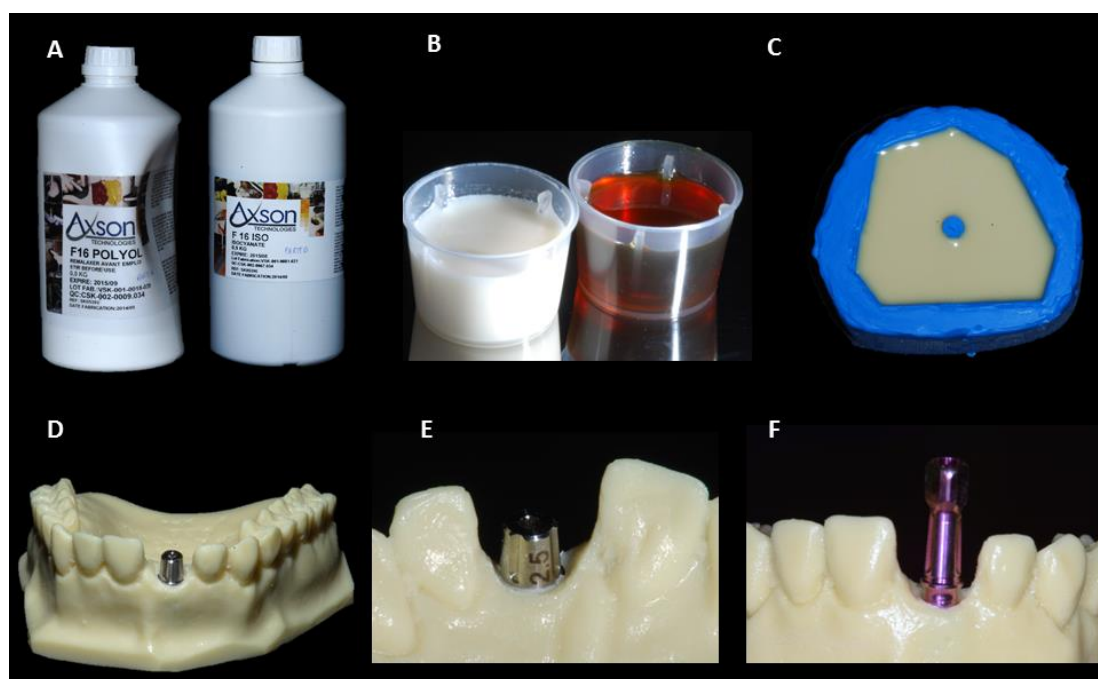


Figura 2: A – Resina de poliuretano F 16, polioli (parte A) e isocianato (parte B) respectivamente; B – proporção 1:1 parte A e parte B; C – inserção da resina no molde, já com o implante e pilar em posição; D – modelo imediatamente após a cura da resina; E – modelo com implante CM Alvim e o pilar; F – modelo com implante HE Smart e o pilar.

O implante de conexão interna utilizada no estudo foi o Alvim CM, com indexador, 3.5x8 mm (NEODENT, Curitiba, Brasil), pilar munhão universal CM – Ø 4.5 (NEODENT), altura protética 4 mm e cinta 2.5 mm, caracterizando 2 mm de aprofundamento do implante na resina. Assim, o implante juntamente com o munhão supracitado era posicionado no molde de borracha para, então, vaziar a resina. A conexão externa foi o implante Alvim Smart, (3.3) 3.5x10 mm (NEODENT). A nomenclatura Smart está diretamente ligada à funcionalidade do montador acompanhar o sistema, sendo utilizado como pilar provisório. Para posicionar o implante HE no molde de borracha removeu-se o montador que veio junto do implante e instalou-se o munhão universal SF – Ø 4.5 (NEODENT), altura protética 4 mm e cinta 1 mm. A proposta da cinta de 1 mm foi do implante ter profundidade mínima e posicionar na altura marginal da resina. Após a presa da resina o munhão universal SF foi substituído retornando ao pilar provisório Smart de origem (Figura 3 e Figura 4).



Figura 3: A – Implante cone Morse Alvim; B – implante hexágono externo Smart.



Figura 4: A – Munhão Universal SF altura protética 4mm e cinta 1mm utilizado para confeccionar o modelo de resina dos implantes HE; B – montador que acompanha o implante hexágono externo Smart e pilar provisório; C – munhão universal CM altura protética 4mm e cinta 2.5mm.

3.2.2 Confeção do provisório

A partir do resultado da análise de elementos finitos foi possível indicar a região de maior acúmulo e tensão. Desta forma, antes da confecção do provisório foi realizado um recorte no cilindro provisório formando uma janela de acesso direto ao pilar na região palatina do modelo (Figura 5).

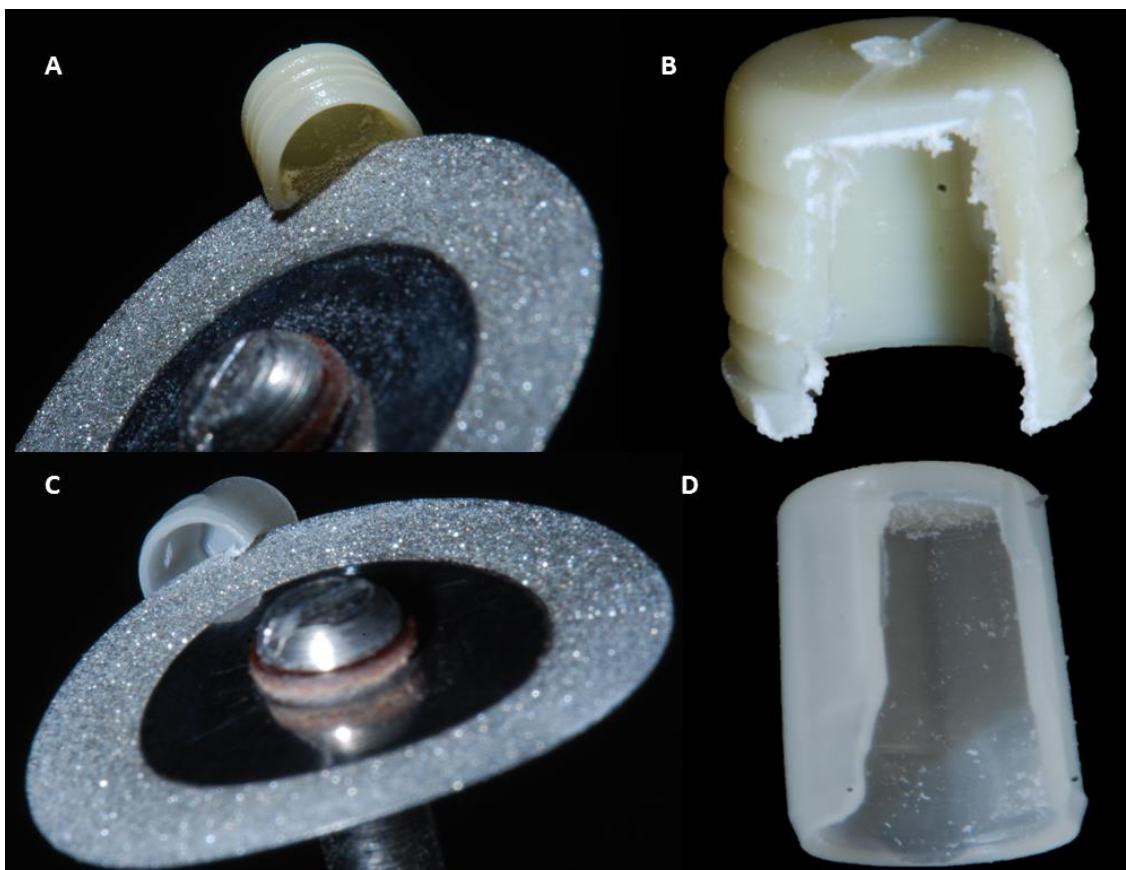


Figura 5: A – Recorte do cilindro provisório do CM; B – janela de acesso para posicionar o extensômetro no CM; C – recorte do cilindro provisório do HE; D – janela de acesso para posicionar o extensômetro no HE.

Como o implante Alvim Smart utilizou o montador para pilar provisório foi feita secção na linha de referência, já estabelecida pelo sistema, com disco diamantado dupla face KG 7020 (K. G. Sorensen Ind. e Com. Ltda, Barueri, Brasil) permitindo assentar o cilindro provisório no pilar (Figura 6).

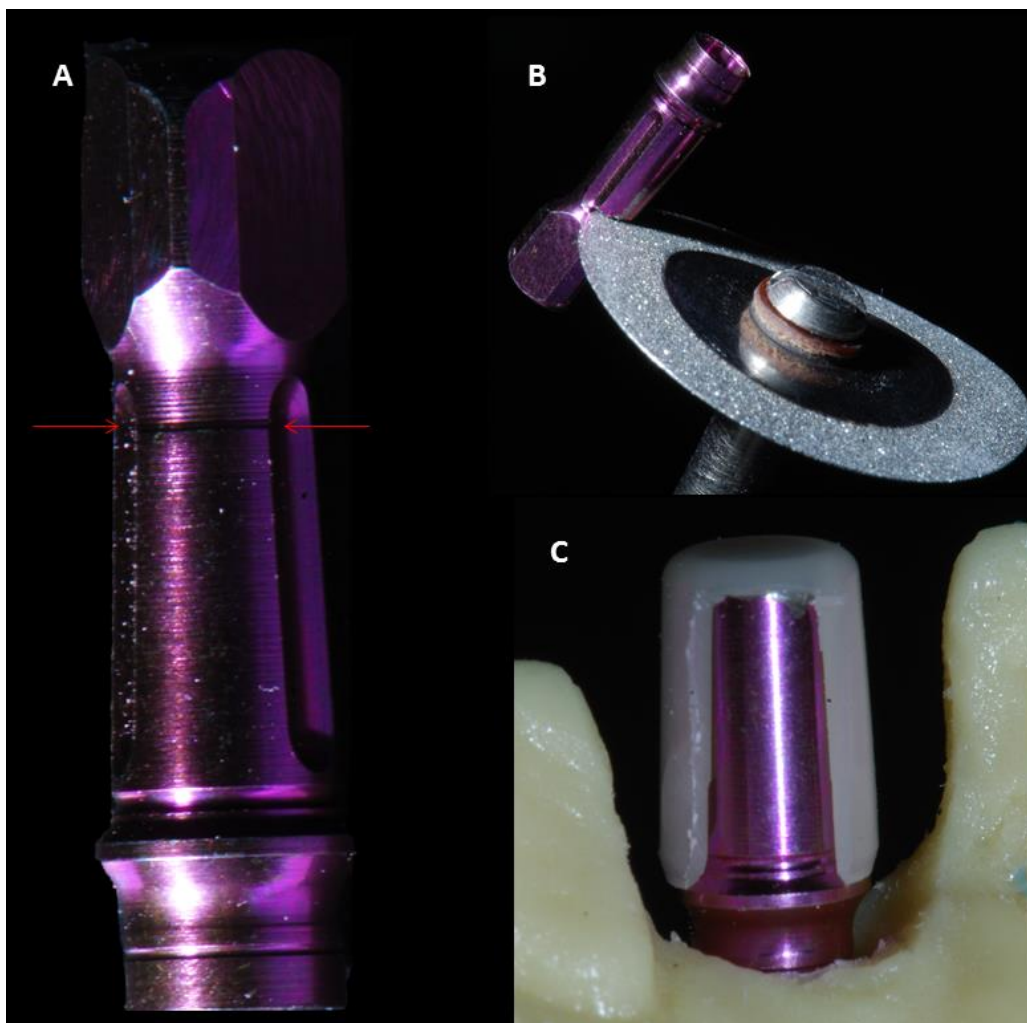


Figura 6: A – Referência de secção do montador do implante Alvim Smart; B – secção para regularizar altura do pilar provisório Ø 3.3, 6.0 x 1.0mm; C – posicionamento do cilindro provisório no pilar.

Em seguida, foi feito enceramento do dente 11 para padronizar o provisório dos modelos em estudo, e realizou-se uma matriz guia com silicone de condensação pesado Perfil (VIGODENT S/A IND. E COM., Rio de Janeiro, Brasil). A matriz era preenchida por resina acrílica Duralexy (Reliance Dental MFG Company, Illinois, EUA) na região do dente 11 e posicionada no modelo, e então era dado o acabamento e polimento do provisório (Figura 7).



Figura 7: A – Enceramento do dente 11; B – silicone de condensação utilizado para fazer a matriz; C – confecção do provisório, em resina acrílica, com a matriz guia de silicone.

É importante ressaltar que antes de cimentar os provisórios foi dado o torque de 32 N.cm no pilar do implante (preconizado pelo fabricante). O local de acesso dos parafusos foi tampado com teflon e, em seguida os provisórios foram cimentados com o cimento resinoso autoadesivo RelyX™ U200 (3M ESPE, St. Paul, EUA) esperando 5 min para a ativação química do material (Pereira et al., 2015), realizou-se a ativação, por meio de luz halógena com intensidade luminosa de 1000 mW/cm² (Optilux 501, Demetron, USA), sendo 40 seg na região incisal, palatina e vestibular, totalizando 120 seg de polimerização (Figura 8).

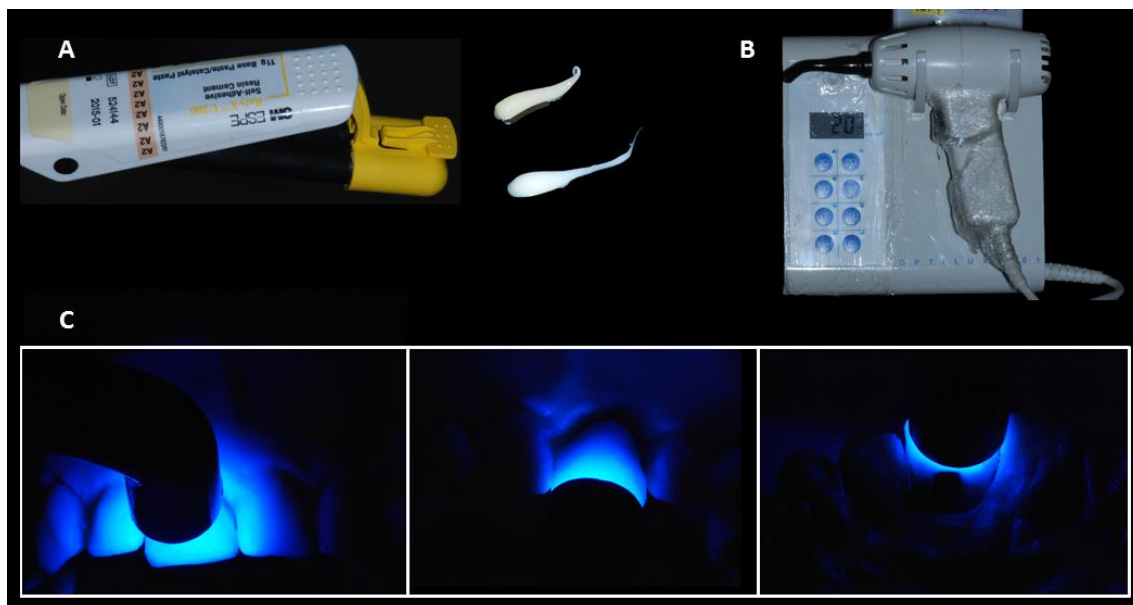


Figura 8: A – Cimento resinoso RelyX™ U200; B – Fotopolimerizador Optilux 501; C – fotoativação do cimento resinoso nas faces vestibular, incisal e palatina respectivamente.

3.2.3. Confecção do protetor bucal

3.2.3.1. Customizado

Foram utilizadas duas placas de EVA na espessura de 3 mm (Bio-art EVA, São Carlos, São Paulo, Brasil) para confecção do protetor personalizado, com objetivo de alcançar a espessura final entre 3 a 4mm. Para padronizar a plastificação da placa, inicialmente aguardou-se 5 min para a plastificadora a vácuo (VRC, Guarulhos, São Paulo, Brasil) regularizar a temperatura. Em seguida, posicionou-se a placa rosa no suporte da plastificadora e aguardou-se 1 min e 50 seg para aquecer o material e ocorrer o escoamento formando uma bolha, de aproximadamente 10 a 12 mm abaixo do suporte. Ao plastificar, descia-se a placa com o suporte da plastificadora até atingir o modelo e acionava-se o vácuo por 50 segundos. Para evitar deformação do material após a primeira plastificação, o modelo foi mantido em água durante 10 minutos (Figura 9).

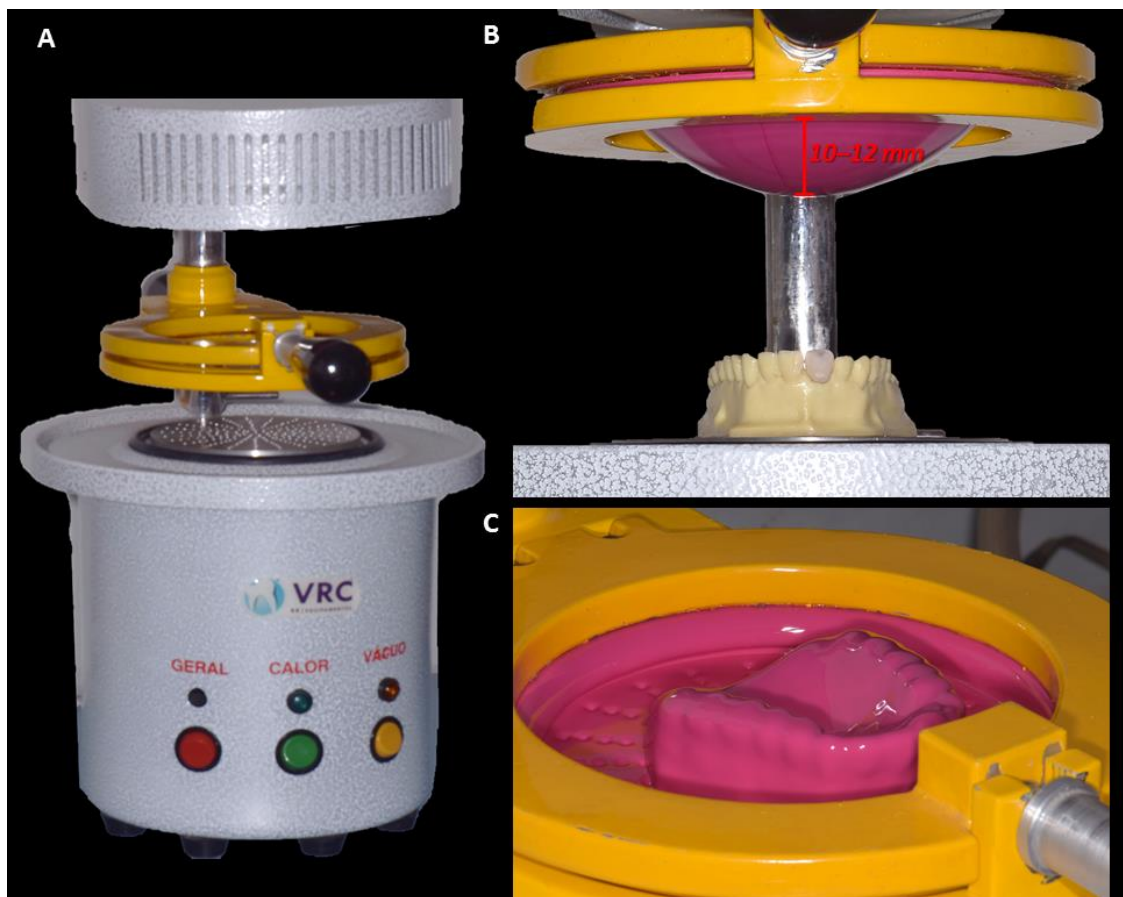


Figura 9: A – Plastificadora a vácuo; B – plastificação da placa; C – acionamento do vácuo.

Removeu-se as extensões da placa plastificada no modelo e delimitou a região da área de recorte com caneta marcador permanente (Pilot, São Paulo, Brasil). A região vestibular seguiu o contorno 2 mm abaixo do fundo de saco de vestibulo e manteve a extensão palatina de 10 mm, além da gengiva marginal. O recorte inicial foi feito com auxílio de uma tesoura reta e os excessos foram removidos com broca Maxicut (Labordental, Indianápolis, Brasil) finalizando com pontas de acabamento e de polimento Exacerapol (Dh Pro, Curitiba, Brasi), montada em peça-reta de baixa rotação permitindo a superfície do protetor ficar arredondada (Figura 10).

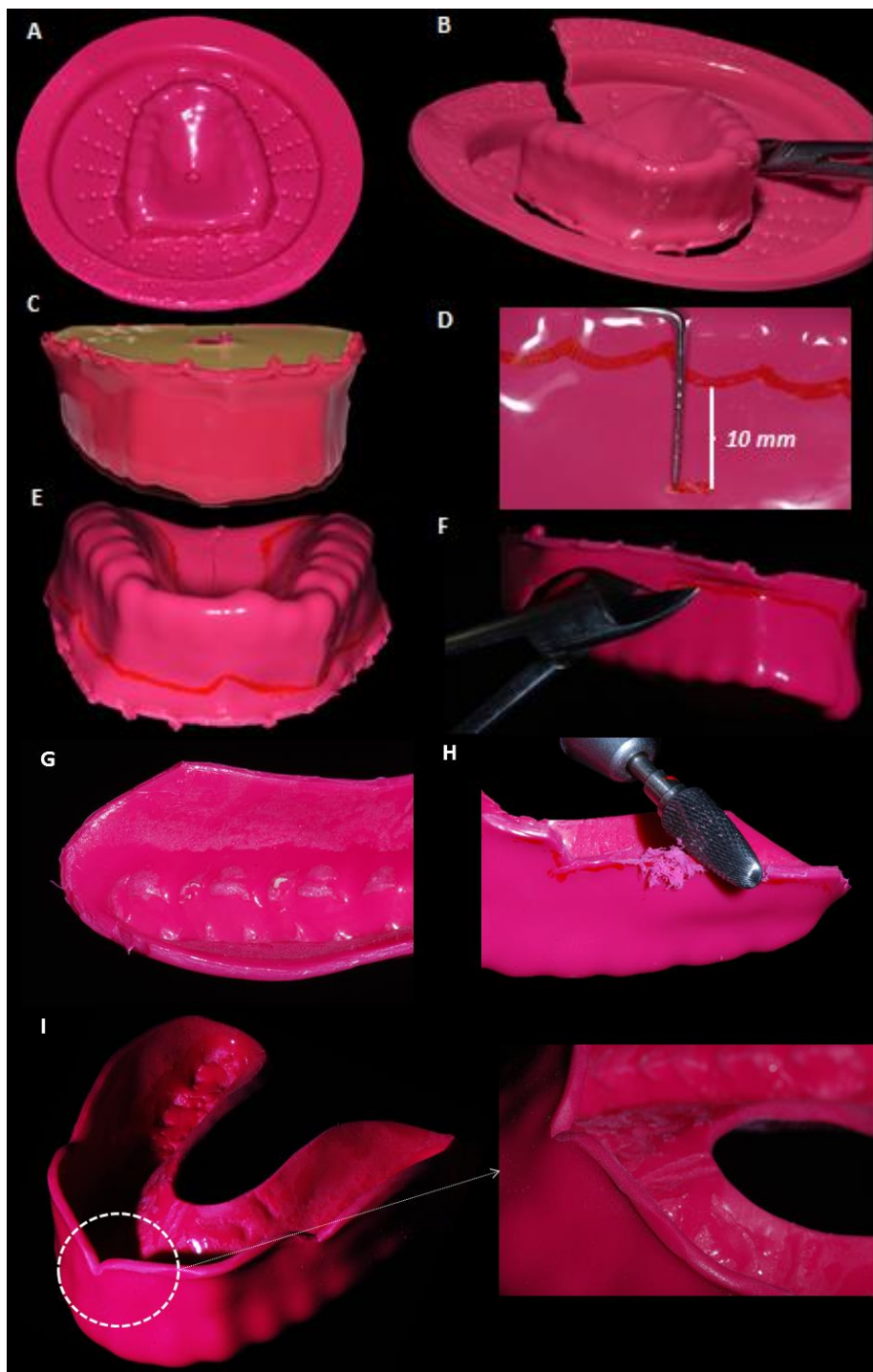


Figura 10: A – Placa de EVA após plastificação no modelo; B – recorte inicial; C – remoção da extensão da placa; D – delimitar 10 mm da cervical do dente na região palatina; E – delimitação do recorte; F – recorte seguindo área delimitada; G – presença de ângulo vivo e rugosidades; H – arredondar extensão do protetor com broca Maxcut e pontas de acabamento e de polimento Exacerapol; I – primeira camada do protetor finalizado.

Em seguida foi realizada a segunda plastificação da placa transparente. O processo de aquecimento e prensagem seguiu o mesmo procedimento da primeira plastificação. Seguiu o recorte da extensão da primeira camada do protetor e os excessos foram removidos da mesma forma como descrito anteriormente. Realizou-se o acabamento nas superfícies de recorte com pontas de acabamento e de polimento Exacerapol em sequência de maior granulação para menor granulação (Dh Pro, Brasil) com objetivo de refinamento das extremidades do protetor bucal. Para promover melhor adaptação do protetor bucal a extensão da margem, com o protetor em posição no modelo, foi aquecida com um mini maçarico e acomodada com a espátula nº 31 (Figura 11 e 12).

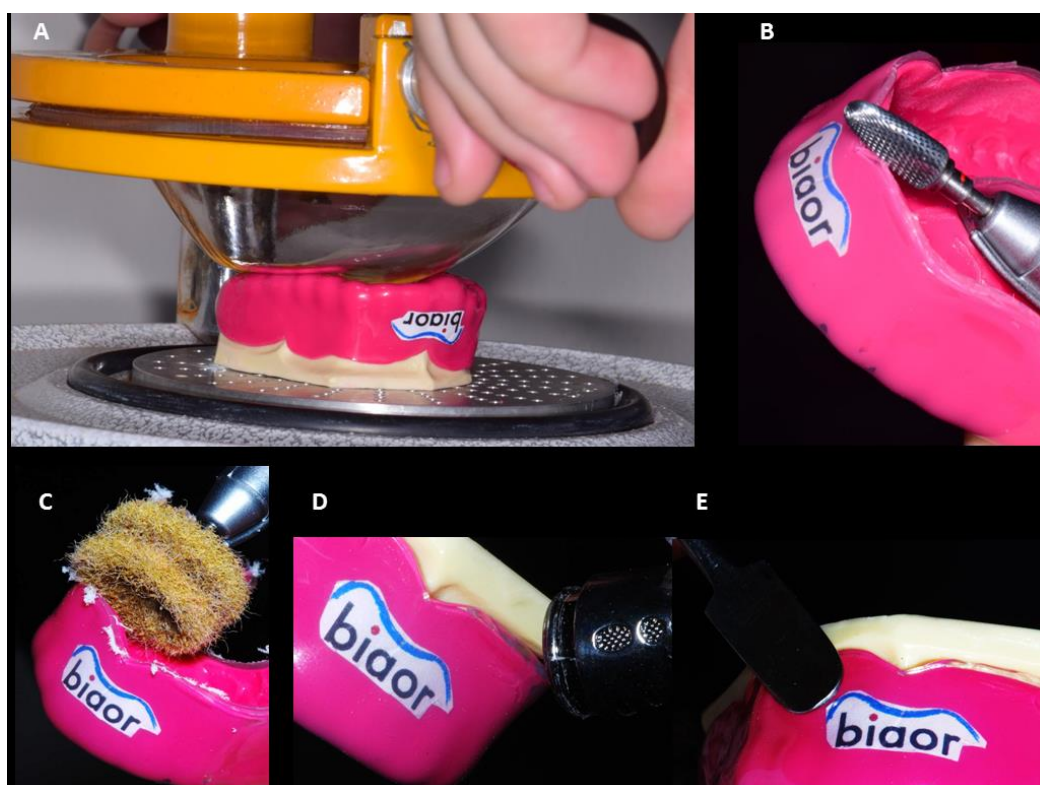


Figura 11: A – Segunda plastificação; B – recorte broca Maxcut; C – Polimento com ponta de acabamento; D – plastificação das extremidades; E –acomodação da superfície com espátula.



Figura 12: Protetor bucal customizado finalizado.

3.2.3.2. Pré-fabricado

O protetor bucal pré-fabricado utilizado foi o Fight Protector Profissional (Dogma Indústria e Comércio de Plásticos Ltda, Jabaquara, São Paulo, Brasil) com características: para arcada dentária superior, feito de EVA, tamanho único e moldável pelo calor. O fabricante indica o produto para atletas de alto nível em esportes de combate.

Para manter a temperatura da água constante entre 99 e 100 °C utilizou-se o aparelho banho maria (Quimis, Diadema, São Paulo, Brasil). Os protetores bucais foram imersos durante 5 segundos em água fervendo. Em seguida os dispositivos foram posicionados nos modelos apoiando o polegar, de cada lado, na região oclusal posterior e os outros dedos na base do modelo pressionados o protetor bucal contra os dentes. Os protetores bucais foram mantidos em posição até retornarem a temperatura ambiente, reduzindo assim, a distorção dimensional (Figura 13).



Figura 13: A – Instruções do fabricante; B – padronização da temperatura; C – Imersão do protetor bucal pré-fabricado em água fervendo; D – aguardar o resfriamento do protetor bucal pré-fabricado; E – protetor Pré-fabricado vista frontal; F – protetor Pré-fabricado vista lateral direita; G – protetor Pré-fabricado vista lateral esquerda.

3.3. Grupos experimentais

Os 60 modelos de resina de poliuretano foram distribuídos aleatoriamente em 6 grupos experimentais (n = 10):

1. Maxila com implante hexágono externo e com uso de protetor bucal customizado;
2. Maxila com implante cone Morse e com uso de protetor bucal customizado;
3. Maxila com implante hexágono externo e com uso de protetor bucal pré-fabricado;
4. Maxila com implante cone Morse e com uso de protetor bucal pré-fabricado;
5. Maxila com implante hexágono externo sem uso de protetor bucal;
6. Maxila com implante cone Morse sem uso de protetor bucal.

3.4. Dureza Shore A

A dureza Shore A é realizada para avaliar dureza de materiais macios, a partir de aparelho com ponta cônica de aço retrátil, que é aplicado sobre o material a ser mensurado, com valores de dureza expressos em unidade Shore A, em uma escala de leitura de 0 a 100. A medida representa dureza inversamente proporcional à penetração da agulha, ou seja, quanto mais rígido o material, mais o penetrador retrai e maior será a dureza Shore A. As placas de EVA e tiras do protetor pré-fabricado foram submetidas ao ensaio de dureza Shore A, em durômetro modelo CV06-113 (CV Instruments Europe BV, Inglaterra, Europa) adaptado a um peso e sistema de movimentação para padronizar a pressão de contato do indentador com a amostra. A movimentação foi realizada por sistema de rosqueamento, sendo o durômetro a estrutura fixa e a placa ou a tira do protetor pré-fabricado, que sofria movimentação para subir até entrar em contato com a ponta.

3.4.1. Dureza Shore A - placas de EVA

Devido à necessidade técnica da amostra ter pelo menos 6 mm de espessura e 12 mm de largura foi empilhado três placas. O indentador foi penetrado aplicando pressão suficiente apenas para obter contato firme na superfície lisa da amostra, em posição vertical, sem choque e aguardou-se por um segundo para estabilizar a medida. Este processo foi realizado em 20 amostras da placa rosa e 20 da transparente. Foram realizadas cinco repetições, em diferentes regiões, para cada placa. Assim foi obtida a média das medições indicando a dureza Shore A do material (Figura 14).

3.4.2. Dureza Shore A - protetor pré-fabricado

Foi feito o recorte do protetor pré-fabricado, na região lisa, obtendo tiras retangulares de 32 x 16 x 6 mm (n=20). O procedimento de medida da dureza Shore A seguiu o mesmo protocolo descrito no tópico 3.4.1 (Figura 14).

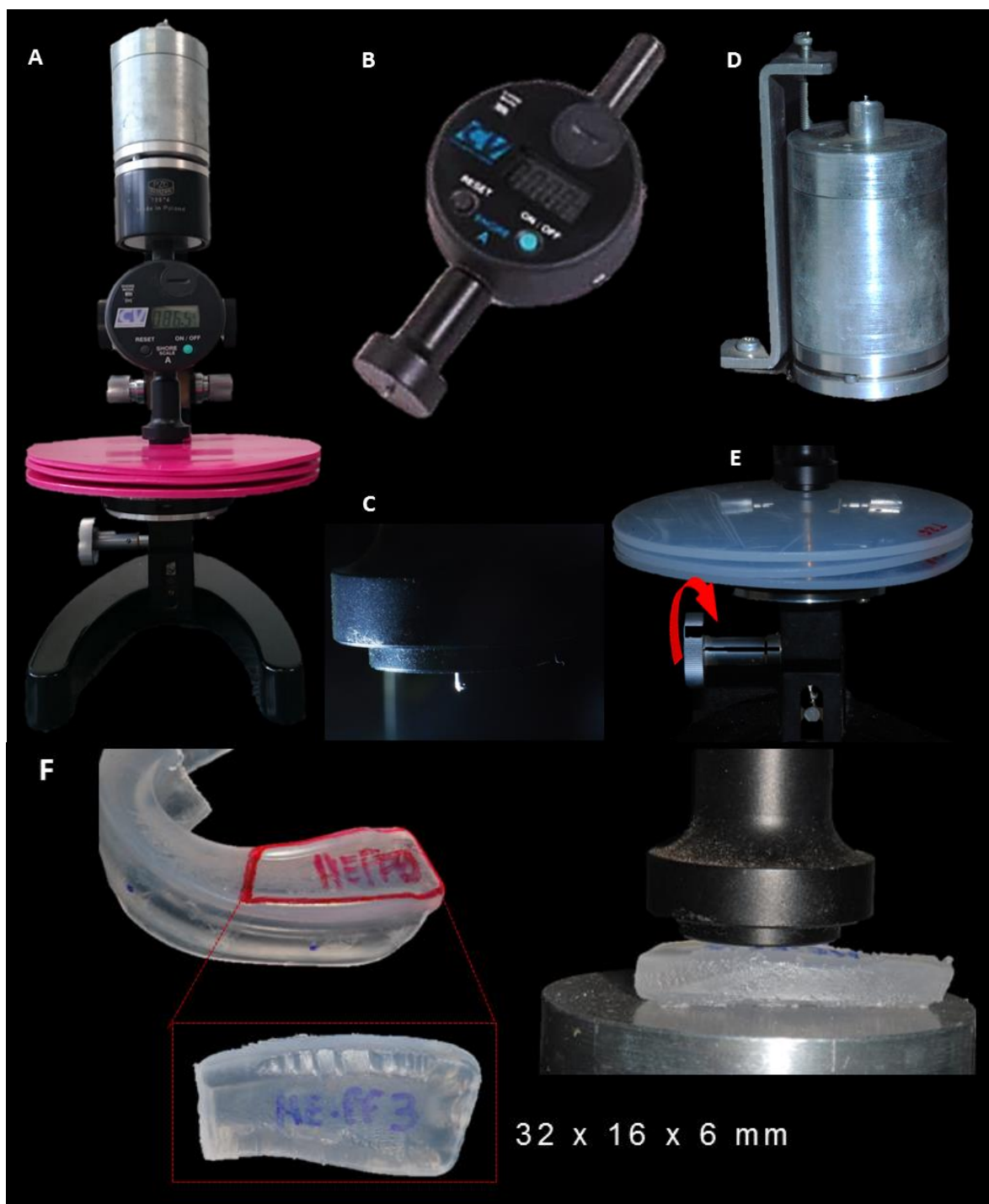


Figura 14: A – Durômetro Shore A adaptado, com a placa de EVA; B – durômetro Shore A modelo CV06-113C; C – identador cônico; D – peso padrão; E – sistema de rosqueamento para movimentar a amostra; F – medida de dureza feita com as tiras retangulares do protetor pré-fabricado.

3.5. Mensuração da espessura das placas de EVA

As 40 placas de EVA (Bio-Art) utilizadas na confecção do protetor bucal customizado, 20 rosas e 20 transparentes, foram medidas as espessuras com auxílio de paquímetro digital (Mitutoyo, Tokyo, Japão). Essa metodologia foi realizada anteriormente à confecção do protetor bucal para verificar a padronização das mesmas, e posteriormente, avaliar a redução de espessura após a confecção do protetor bucal customizado. Para isso, a placa foi dividida em quadrantes e selecionou-se 3 pontos aleatórios para medir a espessura do material. Desta forma, em cada placa foram conferidas 12 pontos distintos (Figura 15).

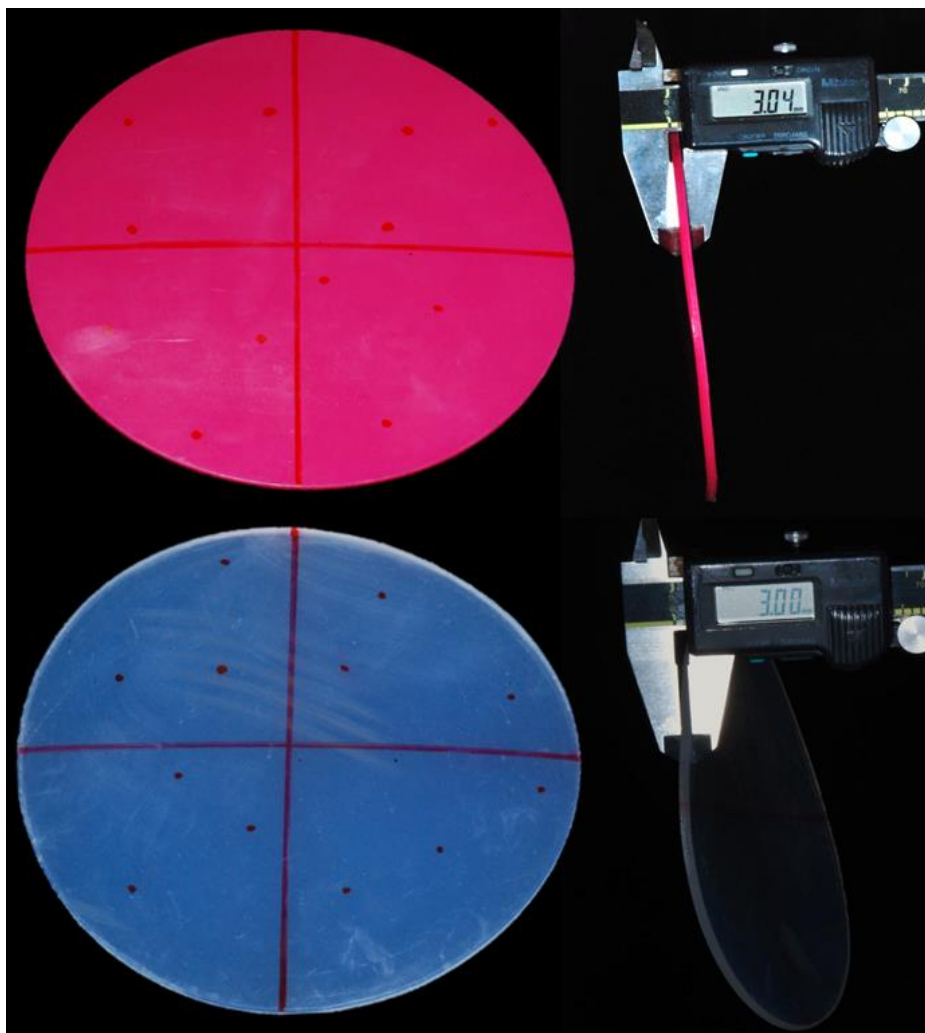


Figura 15: Mensuração da espessura da placa com paquímetro digital.

3.6. Espessura do protetor bucal

O intuito desta metodologia foi de avaliar o quanto o processo de plastificação reduz a espessura do material; e ter a medida do protetor bucal finalizado. Com auxílio do paquímetro digital, a espessura dos protetores bucais foi medida na vestibular do ponto central dos dentes 16, 11, 21 e 26. Nos protetores customizados, essa mensuração foi feita na primeira camada e após a finalização da confecção do protetor bucal. Para os protetores pré-fabricados, a medida foi realizada antes e após o ajuste, em água quente, do protetor bucal no modelo (Figura 16).

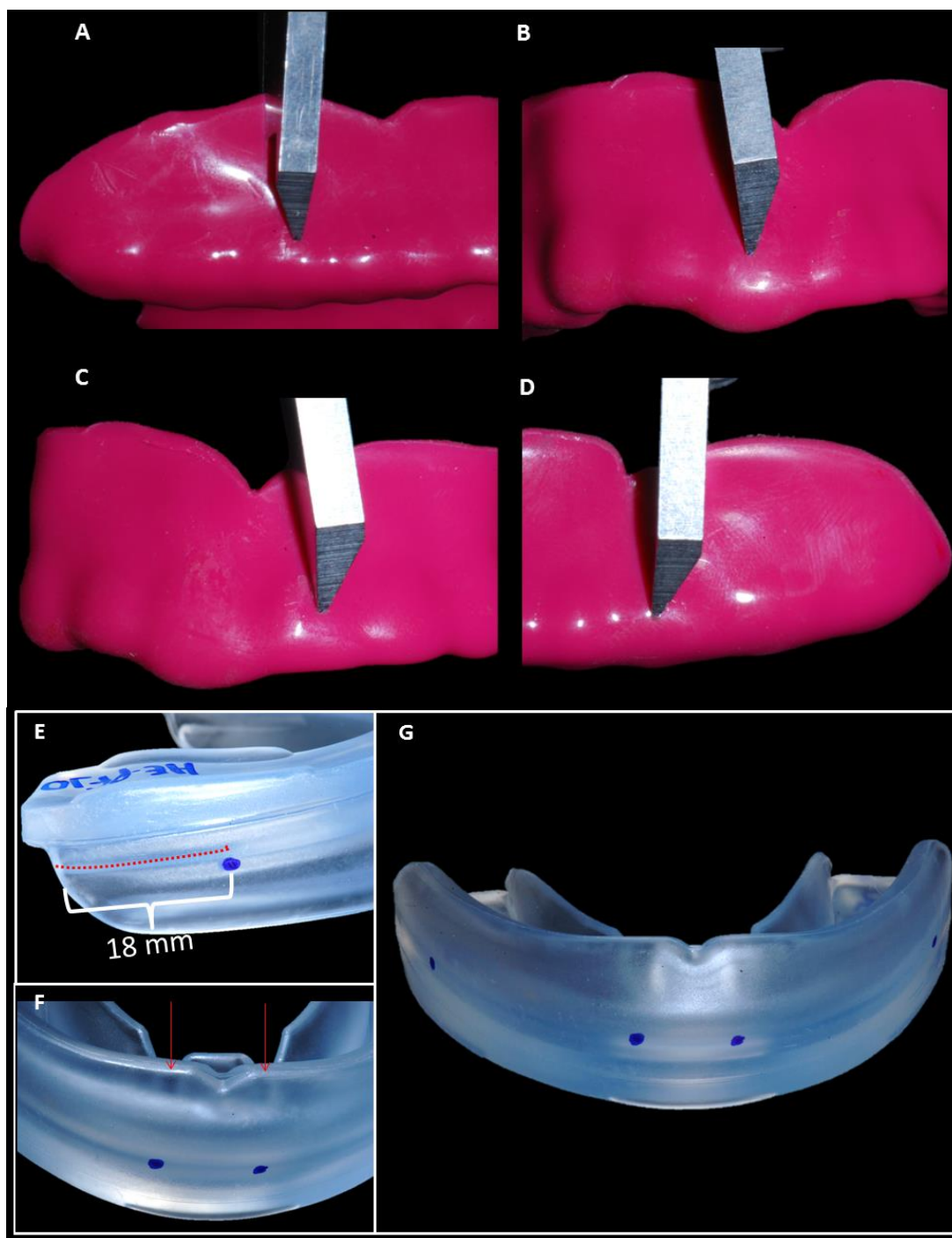


Figura 16: Mensuração da espessura do protetor bucal. A – customizado região dente 16; B – customizado região dente 11; C – customizado região dente 21; D – customizado região dente 26; E – pré-fabricado o ponto à 18 mm do final do protetor, na região do dente 16; F – região dente 11 e 21; G – pontos de medida protetor pré-fabricado.

3.7. Teste de impacto e extensometria

Este método caracteriza-se como ensaio mecânico laboratorial não destrutivo capaz de desenvolver análises da deformação local das amostras, por meio da utilização de extensômetros. Dez amostras de cada grupo foram selecionadas aleatoriamente para serem submetidas ao teste de impacto e ensaio de extensometria. Um dispositivo pendular, semelhante ao de ensaio de impacto Charpy convencional (Verissimo et al., 2015a), foi usado para teste de impacto acoplado a uma esfera de aço (aproximadamente 114 g) e ângulação de 45°. A amostra foi ajustada para a esfera colidir na superfície central da coroa do implante. Um extensômetro unidirecional (PA-06-040AB-120-LEN, Excel sensores, São Paulo, SP, Brasil) com resistência elétrica interna de 120 Ω , grelha de 1 mm² e fator de sensibilidade (gage factor) de 2.18 foi colado à superfície palatal do pilar, com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda., São Paulo, SP, Brasil). O calibre de tensão foi orientado paralelamente ao eixo longitudinal do implante. Os fios dos extensômetros foram conectados ao Sistema de Aquisição de dados com sistema de ajuste automático (ADS2000; Lynx Tecnologia Eletrônica, São Paulo, SP, Brasil) e a um microcomputador (Acer, Taiwan, China). Os extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados com configuração de meia ponte de Wheatstone. Ou seja, um extensômetro conectava-se à amostra que recebia o impacto e outro a uma amostra passiva (fora do processo de análise), servindo como compensação de temperatura e ruídos provocados por variações no ambiente. Os dados foram adquiridos em 500 Hz e gravados usando software de transformação e análise dos dados (AQDADOS 7.02 e AQANALISYS; Lynx). Os valores de deformação foram analisados estatisticamente pela Análise de Variância fatorial 2x3 e teste de Tukey ($\alpha.05$). Foi calculada a absorção de choque alcançado pelo protetor bucal, a partir do pico de deformação de cada amostra (Figura 17).

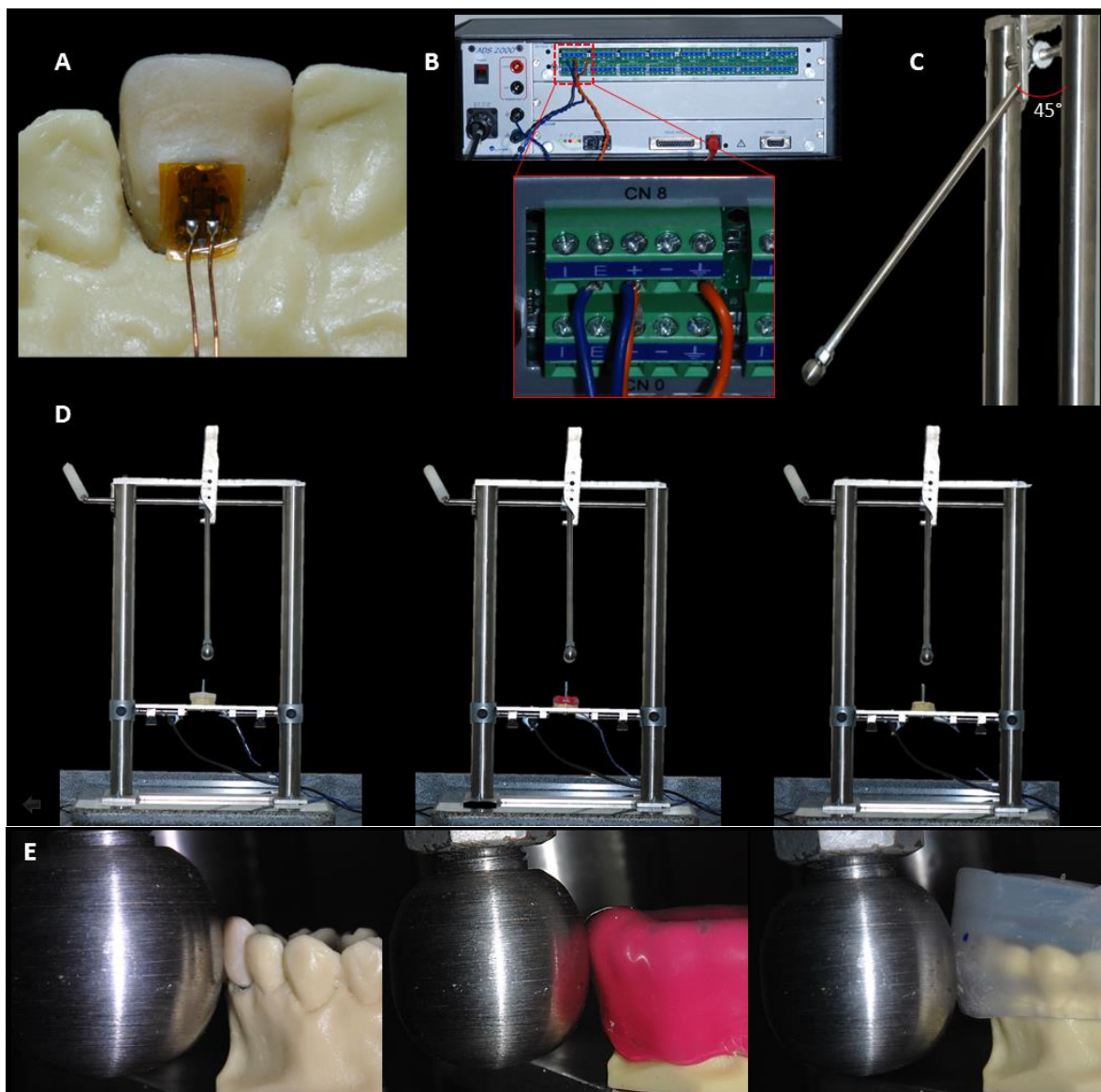


Figura 17. A – Extensômetro colado na palatina do pilar do implante; B – placa de aquisição de dados ligada à $\frac{1}{2}$ ponte Wheatstone; C – dispositivo pendular de impacto com esfera metálica; D – amostra em posição para o teste de impacto e ensaio extensometria; E – esfera tocando a superfície da amostra.

3.8. Avaliação da distorção pilar/implante

Essa metodologia foi idealizada pioneiramente neste estudo para se obter a distorção do pilar/implante frente ao efeito do impacto. Foi realizada a radiografia digital periapical, na região do implante, usando o sensor FONA CDRelite (Schick Technologies, Long Island City, NY, EUA), com tempo de exposição de 0.2 seg. Foram realizadas radiografias de todas as amostras, antes e após o teste de impacto. Para padronizar o posicionamento das imagens radiográficas foi utilizado um dispositivo padrão com tubo metálico fixo, canaleta e bases para posicionamento reprodutivo das amostras. Com as imagens digitais da mesma amostra, antes e depois do impacto, foi feito a sobreposição dessas, no programa DataViwer (Extron Electronics, Anaheim, Estados Unidos). O tubo metálico foi a imagem de referência, já que o mesmo não sofria movimentação com o impacto. No software CTan (versão: 1.14.4.1, SkyScan, Kontich, Bélgica) criou-se imagem binarizada, ou seja, transformada em branca e preta. A região de interesse (ROI), tipo centróide, foi selecionada na região vestibular do pilar do implante e salva para reproduzir o mesmo em todas as radiografias. O processo foi iniciado calculando as posições dos agrupamentos de pixels após a binarização do centróide. A distorção linear axial do pilar/implante foi calculada usando as direções dos eixos cartesiano dos centróides em X e Y, pela fórmula: $\sqrt{[(x_2-x_1)^2 + (y_2-y_1)^2]}$. Em que X1 e Y1 referem à antes do impacto e X2 e Y2 após o impacto (Figura 18).

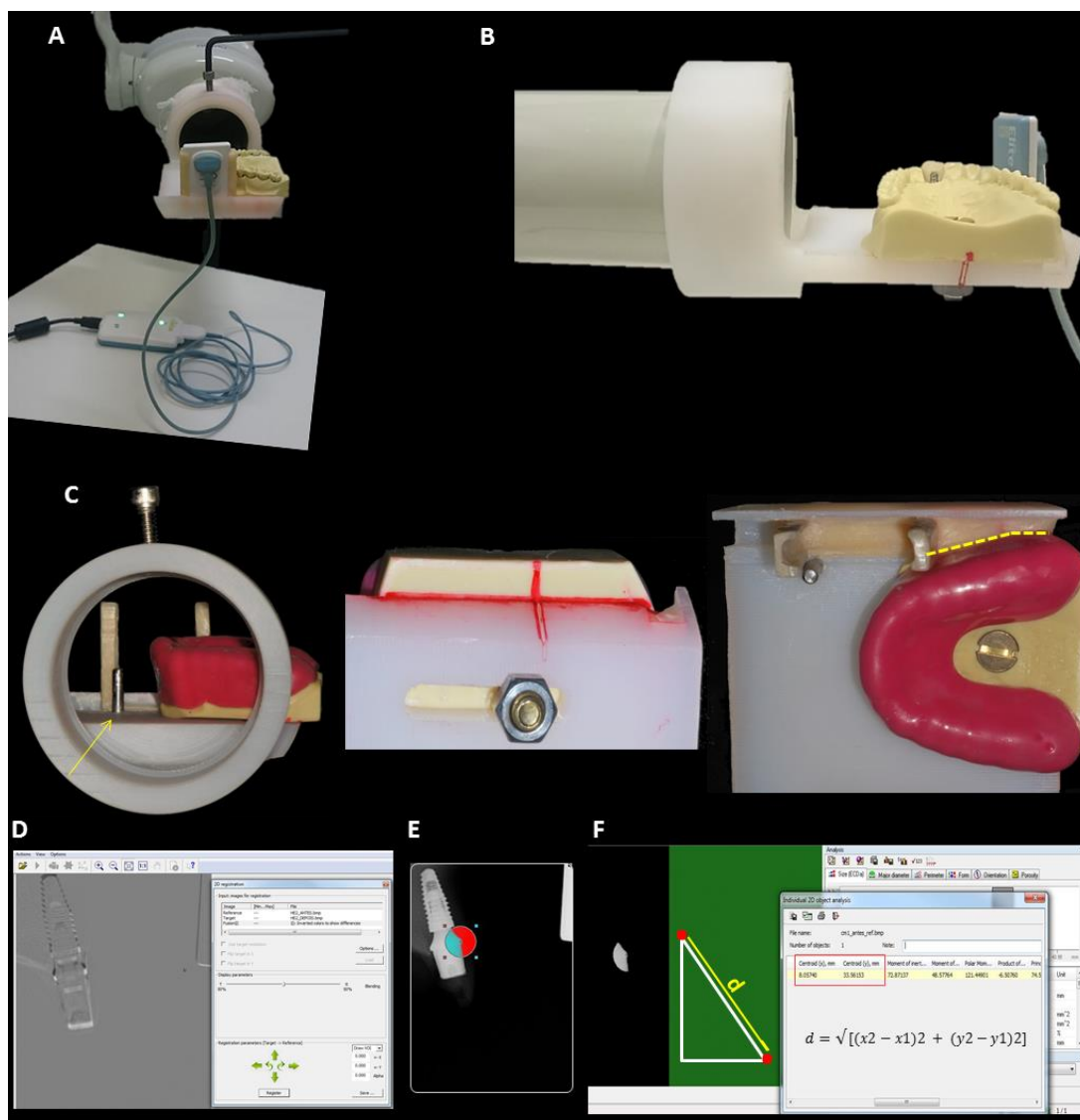


Figura 18. A – Padronização das radiografias digitais; B – encaixe do dispositivo no tubo do raio X; C – acessórios para reproduzir a posição dos modelos; D – sobreposição da imagem antes e após impacto; E – seleção do centróide; F – indicação do centróide em X e Y, e o deslocamento (d).

3.9. Método de elementos finitos (MEF)

Foi realizada simulação bidimensional em elementos finitos para calcular a tensão/deformação gerada durante o impacto, assim como, a absorção deste pelo protetor bucal. Um modelo com protetor bucal customizado,

4 mm, foi criado, a partir de uma imagem sagital da amostra experimental. As imagens foram exportadas para um software de processamento e análise de imagem ImageJ (domínio público, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland), em que os pontos de coordenadas das superfícies das estruturas foram definidas. As coordenadas geradas foram abertas no software de análise de elementos finitos (Marc/Mentat, MSC software, Santa Ana, CA, USA) e curvas foram estabelecidas (Versluis et al., 2004). As coordenadas do pilar/implante, semelhantes as amostras experimentais, foram posicionadas no modelo. Nesse mesmo modelo, foi criado outro substituindo o protetor bucal customizado pelo pré-fabricado. Desta forma, foram gerados seis modelos variando o tipo de conexão de implante (HE e CM) e o protetor bucal (customizado, pré-fabricado e sem protetor). A malha foi criada manualmente usando quatro nós isoparamétrico, elemento *plane strain* com ponto de integração reduzido (um ponto de integração por elemento – elemento tipo 115 no software MSC Marc/Mentat) (Figura 18). Foi criado contato entre a interface do modelo e o protetor bucal, caracterizada por uma análise não linear. O método de Houbolt foi utilizado para criar uma análise dinâmica e calcular a inércia por simular uma velocidade muito rápida (Verissimo et al., 2015a). Sendo assim, realizou-se análise dinâmica não-linear de impacto, em que a esfera metálica rígida colidiu ao modelo em 1 m/s (Verissimo et al., 2015a). Para evitar o deslocamento do modelo durante o teste de impacto foi fixado os nós da base do modelo de resina nos eixos X e Y. Todos os materiais foram estabelecidos como linear, homogêneo e isotrópico, em que as propriedades mecânicas se encontram na Tabela 1. O processamento do modelo foi analisado pelo programa MARC, e além disso, foi criado sub-rotina personalizada (Fortan) selecionando um nó, a partir da deformação no eixo Y, na região palatina do pilar (Verissimo et al., 2015a). Pelo pico máximo de deformação (máximo impacto) foi possível obter a capacidade de absorção de choque do protetor bucal. A sub-rotina também quantificou 10% da máxima tensão no pilar durante o teste de impacto, por von Mises modificado, com base em valores de máxima compressão e resistência à tração dos materiais. Os valores de máxima compressão e tração do Poliuretano

F16 é 33 MPa e 36 MPa, da duraley é 102 MPa e 64 MPa, implante 230 MPa e 220 MPa respectivamente.

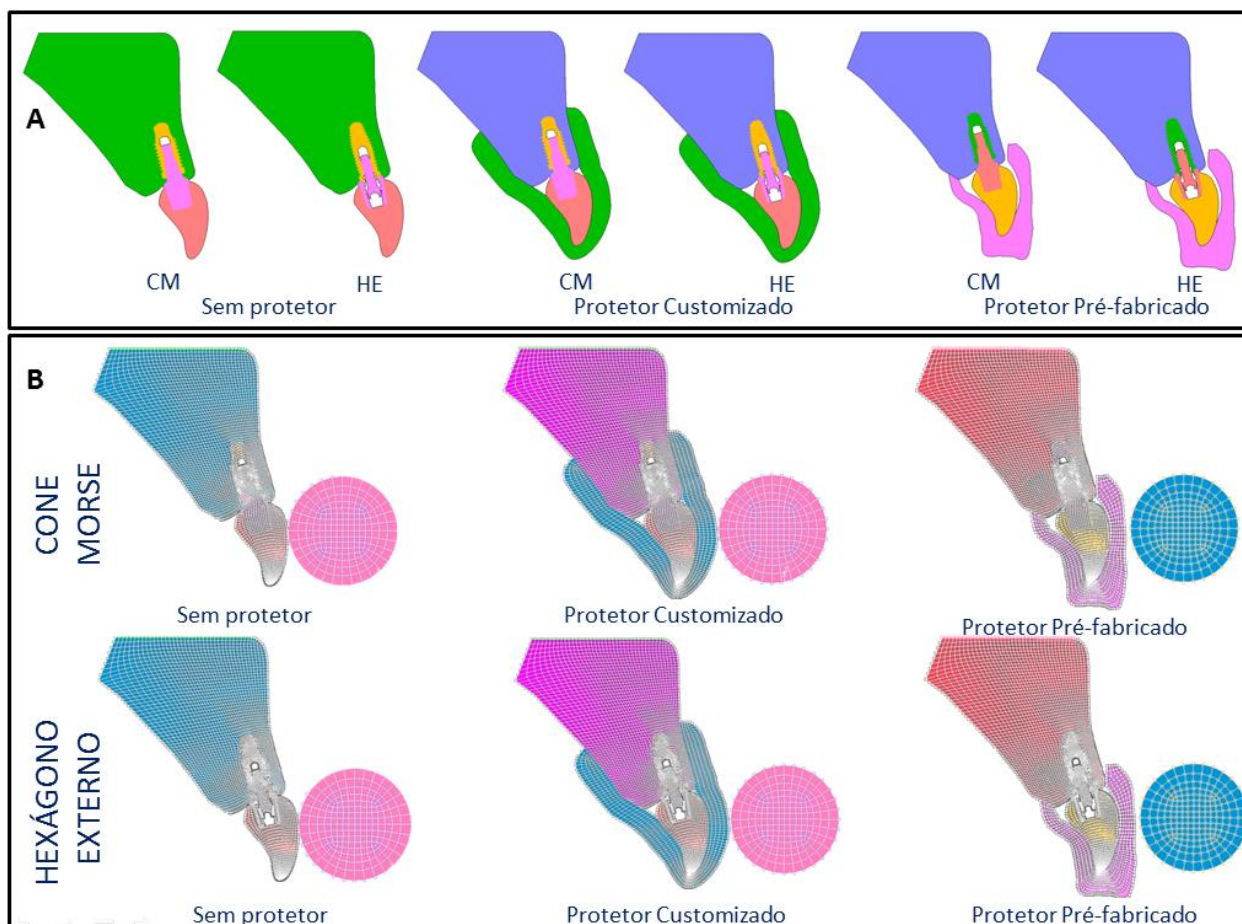


Figura 19: A – Seis modelos feitos para a análise de elementos finitos; B – malha manual do modelo com a esfera de impacto.

Tabela 1: Propriedade mecânica dos materiais para análise de elementos finitos.

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson	Densidade (g/cm³)
Poliuretano F16	1000*	0.25	1.053
Duralay	2700 (Orsi et al., 2012)	0.3	1.247
Implante	110000 (Geng et al., 2001)	0.33	4.50
Protetor bucal (Bioart)	18 (Verissimo et al., 2015a)	0.3	0.95
Metal	200 000 (ASTM-International, 2013)	0.3	7.8

*Dados fornecidos pelos fabricantes.

3.10. Análise estatística

Os dados de dureza Shore A, distorção do pilar/implante e teste de impacto foram testados para distribuição normal (Shapiro-Wilk) e equivalência de variâncias (teste de Levene, seguido por testes estatísticos paramétricos) seguidos de comparações múltiplas usando teste de Tukey. Todos os estes empregados utilizaram nível de significância $\alpha=0,05$ e foram realizadas com o programa estatístico Sigma Plot versão 13.1 (Systat Software Ins, San Jose, CA, USA).

RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1. Dureza Shore A

Os valores médios e desvios padrão da dureza Shore A dos materiais testado estão mostrados na Figura 20. O teste de Análise de Variância simples, referente a dureza Shore A, indicou que não houve diferença significativa entre a placa rosa e transparente ($P=0,796$). Entretanto, houve diferença significativa entre o protetor customizado e pré-fabricado ($P<0,001$), em que os valores do último citado foram mais baixos.

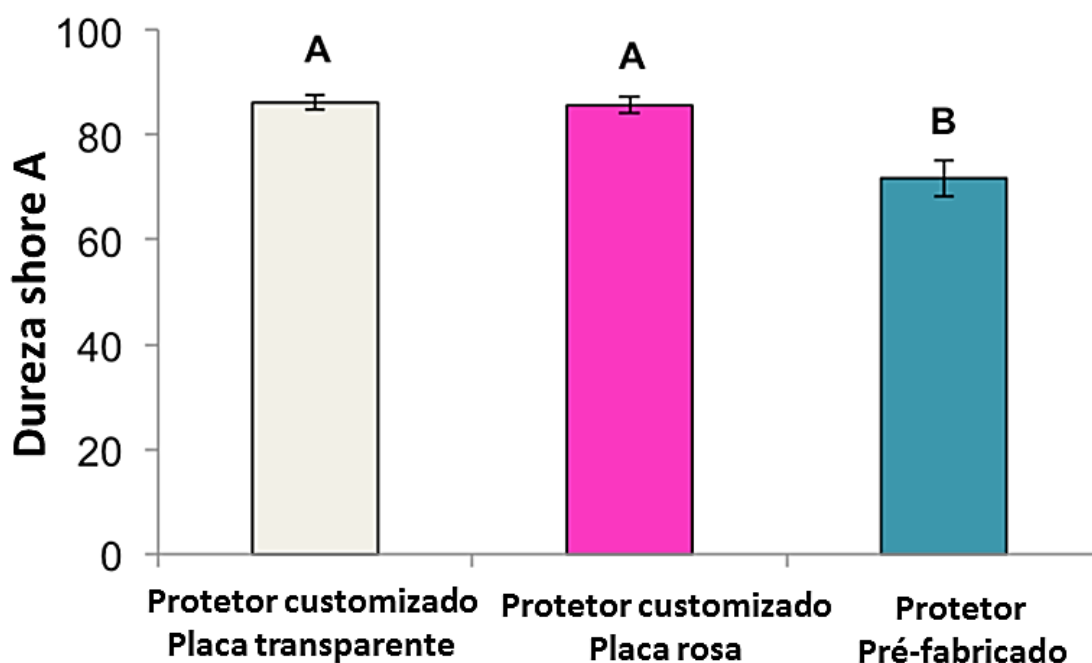


Figura 20. Valores médios e desvios padrão da dureza Shore A dos materiais dos protetores bucais. Letras diferentes indicam diferenças significativas para o teste de Tukey ($P<0,05$).

4.2. Espessura das placas e dos protetores bucais

Os valores médios e desvios padrão da espessura dos protetores pré-fabricados e customizados estão mostrados na Figuras 21 e 22, respectivamente.

As placas de EVA apresentaram espessuras uniformes em locais diferentes e não houve influência da cor das mesmas, se rosa ou transparente. A espessura do protetor bucal customizado reduziu significativamente com o processo de plastificação de calor e a vácuo (Figura 21); por outro lado, a espessura do protetor pré-fabricado não foi alterada com a adaptação no modelo, após a plastificação em água quente (Figura 22).

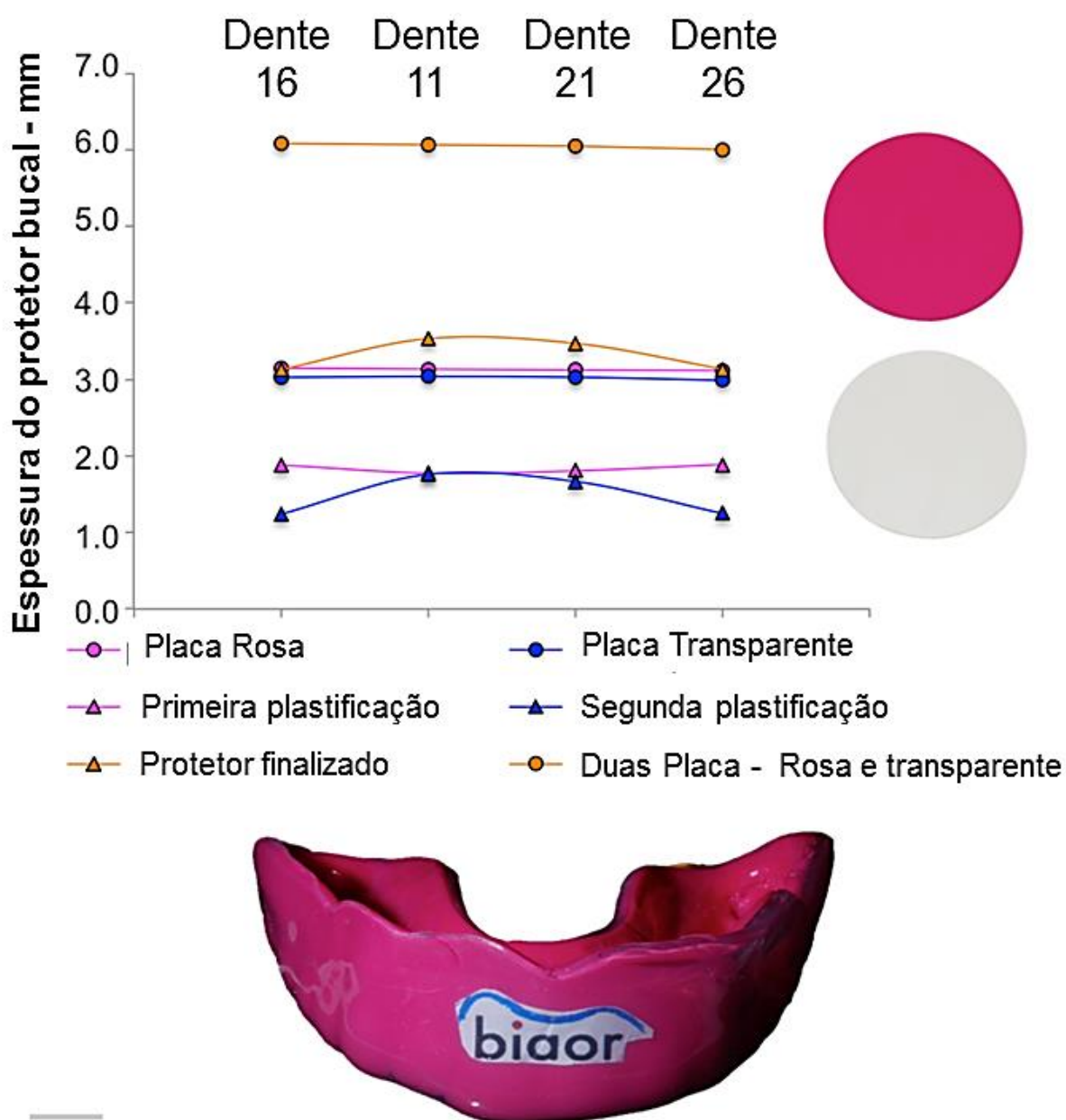


Figura 21. Espessura das placas e do protetor bucal customizado.

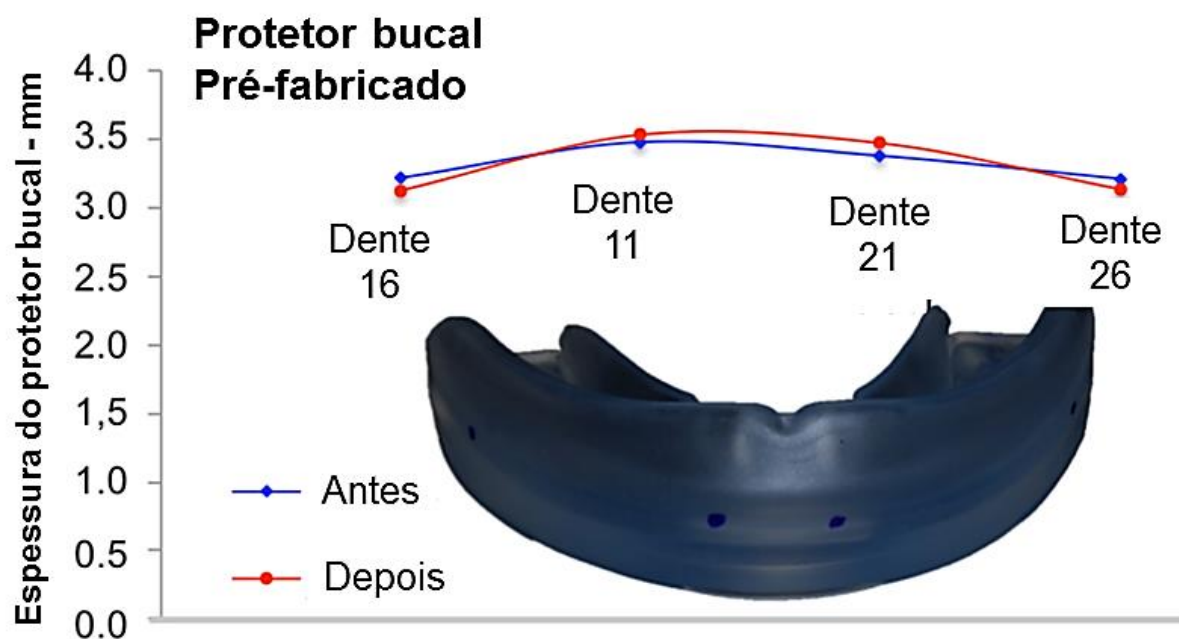


Figura 22. Espessura do protetor bucal pré-fabricado.

4.3. Teste de impacto e extensometria

A média e o desvio padrão da deformação (μS) obtido no teste de impacto com esfera de aço à 45° estão expostos na Tabela 2. A presença de protetor bucal influenciou significativamente os valores de deformação ($P < 0,001$), sendo que o protetor customizado apresentou menores valores de deformação. No entanto, não houve diferença significativa entre o tipo de conexão do implante ($P = 0,547$). A deformação no pico do impacto e a porcentagem de absorção de impacto do protetor bucal estão expostas na Figura 23.

Tabela 2. Média do pico da deformação no impacto \pm desvio padrão (μ S) e os resultados do teste de Tukey da extensometria*

Extensometria		
Protetor	Tipo de conexão	
	CM	HE
Customizado	-88,0 \pm 26,3 ^{Aa}	-103,0 \pm 27,8 ^{Aa}
Pré-fabricado	-147,5 \pm 21,4 ^{Ab}	-145,8 \pm 38,1 ^{Ab}
Sem protetor	-175,4 \pm 46,3 ^{Ac}	-180,1 \pm 29,4 ^{Ac}

*Letras diferentes indicam diferenças significativas para o teste de Tukey ($P < 0,05$). Letras maiúsculas comparam o tipo de conexão de implante (linhas) e letras minúsculas comparam protetor bucal (coluna).

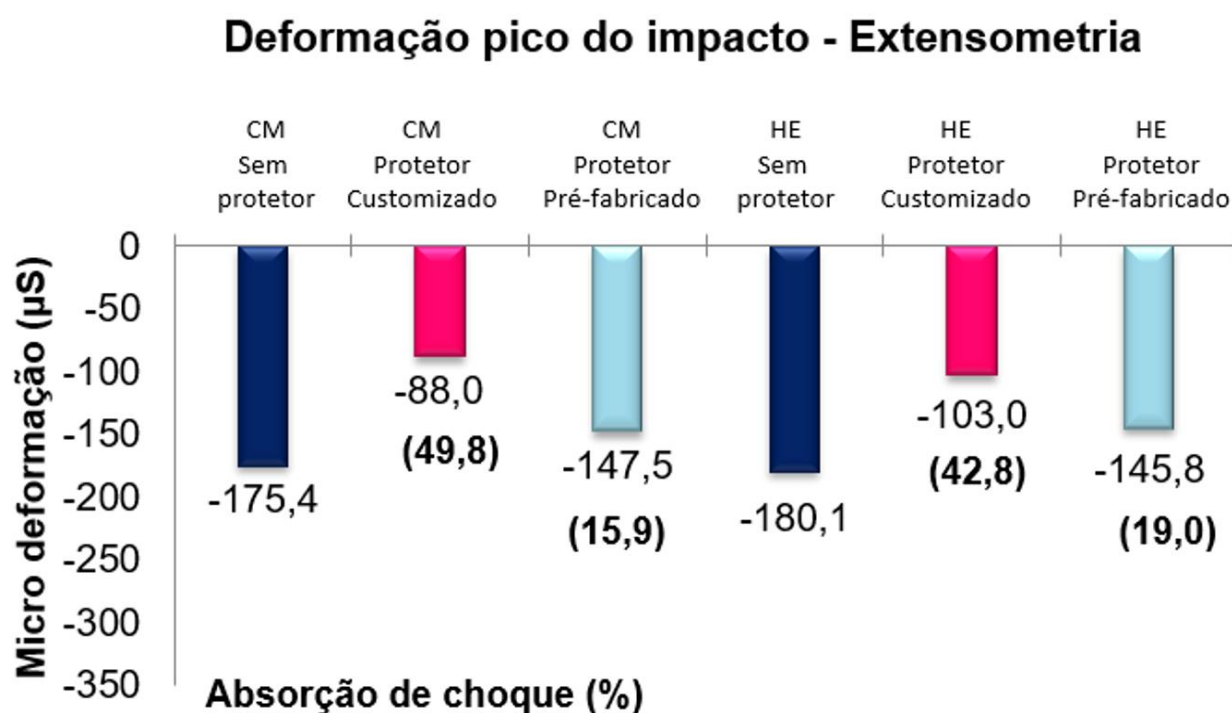


Figura 23. Deformação no pico do impacto na análise de extensometria.

4.4. Avaliação da distorção pilar/implante

Os valores médios e desvio padrão do deslocamento pilar/implante após o teste de impacto para os diferentes grupos experimentais estão mostrados na Figura 24. Evidenciou-se micro deslocamento no pilar/implante após o teste de impacto. O deslocamento foi significativamente maior no grupo sem protetor bucal. Não houve diferença significativa entre o tipo de conexão de implante.

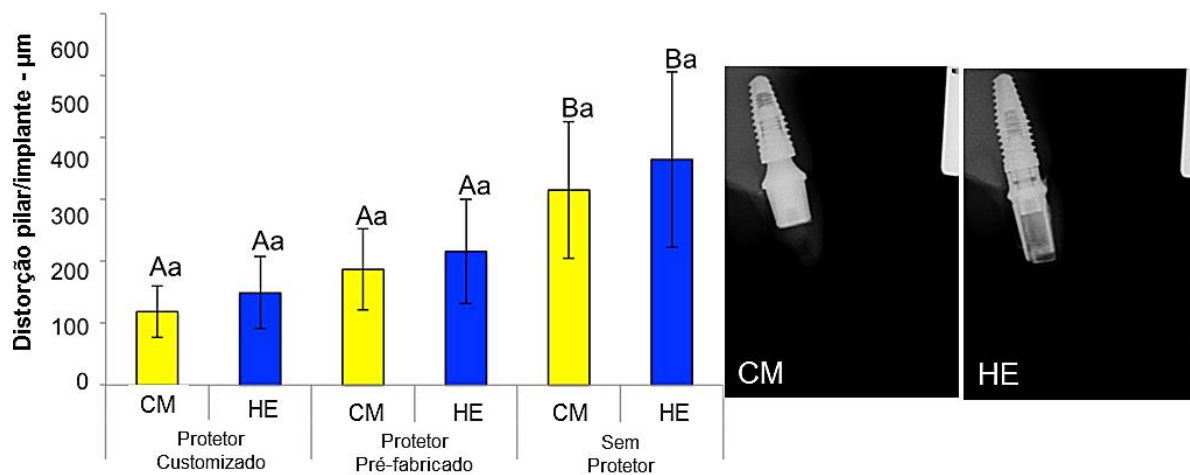


Figura 24. Avaliação da distorção pilar/implante (µm) após o teste de impacto. Letras diferentes indicam diferenças significativas para o teste de Tukey ($P < 0,05$). Letras maiúsculas comparam protetor bucal e letras minúsculas comparam o tipo de conexão de implante.

4.5. Análise de tensões e deformação – Método de elementos finitos

As distribuições das tensões, por von Mises modificado no pico do impacto, nos modelos de HE e CM, e o tipo de protetor bucal estão apresentados na Figura 25. Os valores de tensão, em megapascal (MPa), são visualizados de acordo com escala linear de cor: azul, indicando os valores mais baixos de tensão, e progressão de tons de roxo, amarelo e cinza intensificando os valores de tensão. A média dos 10% de maiores valores de tensão durante o impacto, no pilar e no implante, são mostrados na Figura 26. Pode-se observar que o uso do protetor

aumenta o tempo de dissipação tensão, durante o impacto. O modelo sem protetor bucal teve os maiores valores de tensão e deformação no pico do impacto, concentrados no pilar e parafuso do implante (Figura 25, Figura 26, Tabela 3, Figura 27 e Figura 28). O implante HE resultou em maiores valores de tensão, em comparação ao implante CM. A deformação da região palatina do pilar, juntamente com a porcentagem de absorção de choque do protetor bucal estão expostos no Figura 28. O uso do protetor bucal customizado e implante CM tiveram menores valores de deformação. O protetor bucal teve absorção de impacto entre 40% e 46%. O descolamento do protetor bucal, no final do impacto, foi predominantemente na face vestibular, para o protetor customizado; e na palatina, para o protetor pré-fabricado. Em ambos, o deslocamento do protetor bucal foi maior para o implante HE (Figura 29).

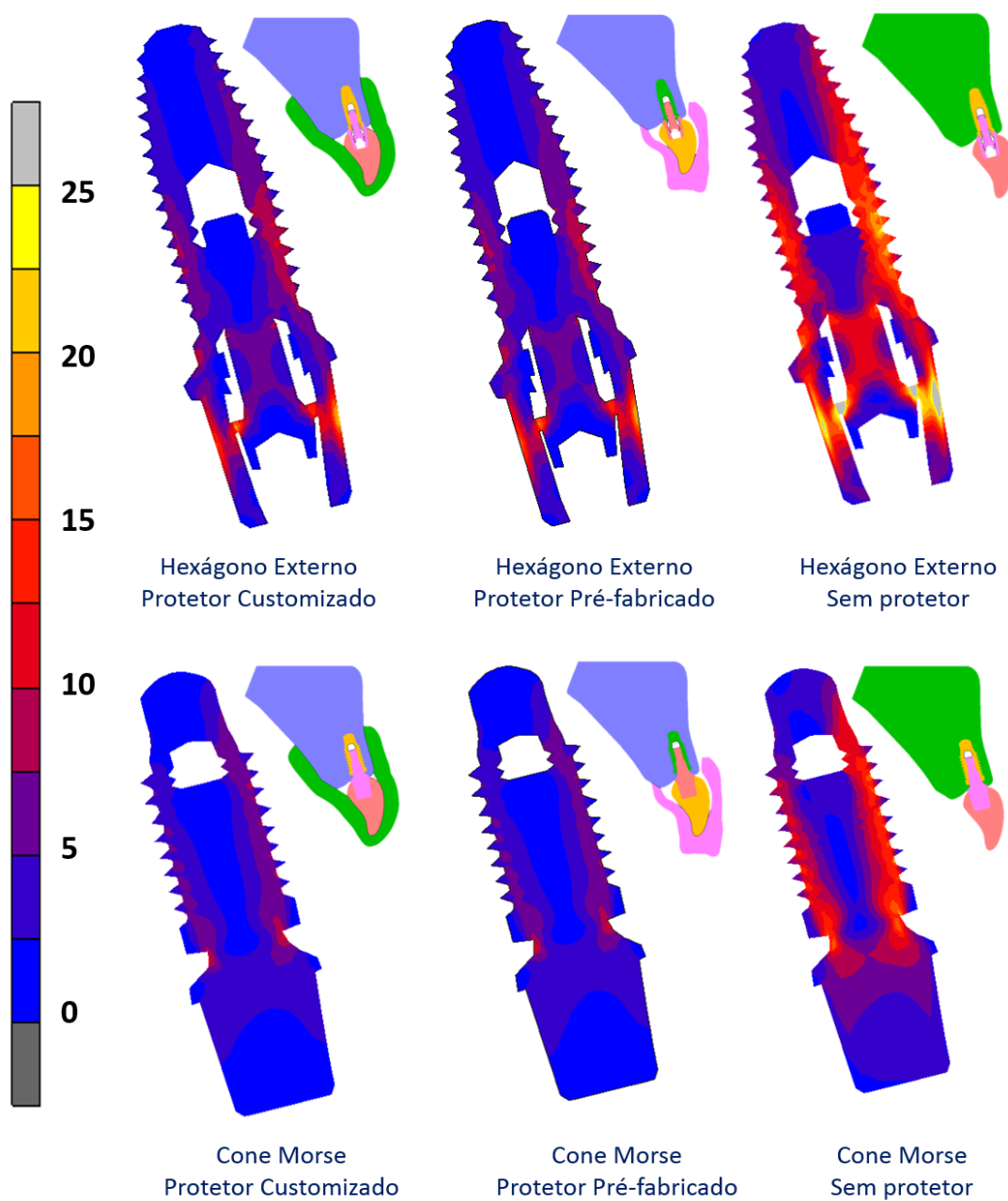


Figura 25: Distribuição das tensões por von Mises modificado, no pico do impacto, pela análise de elementos finitos nos seis tipos de modelos.

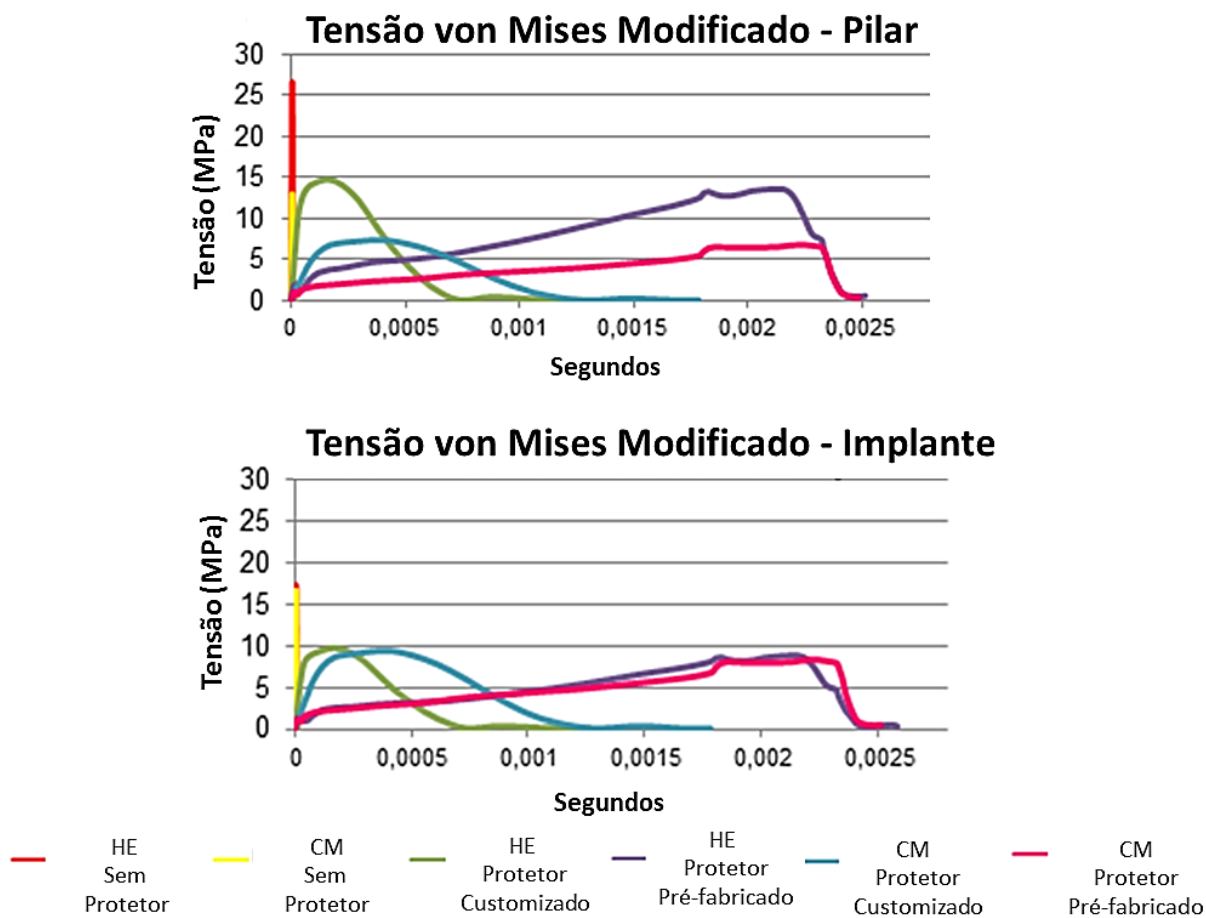


Figura 26. Média dos 10% dos maiores valores de tensão no pilar e no impante.

Tabela 3. Média do pico da deformação (μS) na análise de elementos finitos

Método de elementos finitos		
Protetor	Tipo de Conexão	
	CM	HE
Customizado	-47,2	-191,6
Pré-fabricado	-47,7	-186,7
Sem protetor	-80,0	-347,4

Deformação - MEF

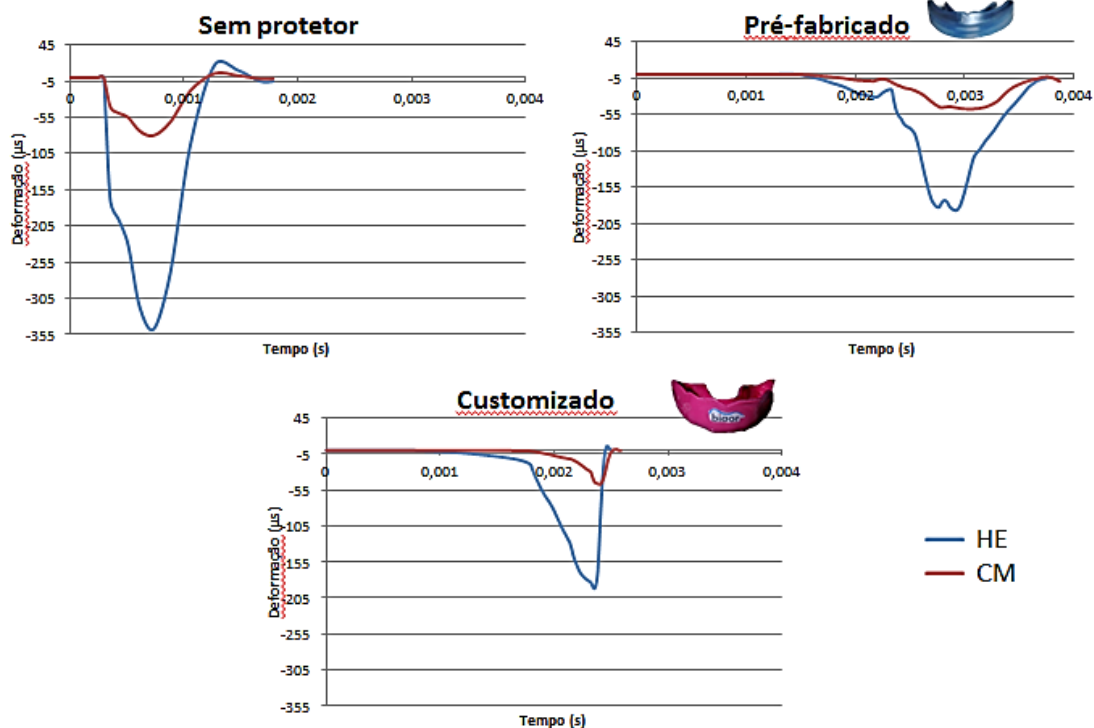


Figura 27. Curva da deformação (μs) registrada no nó da palatina do pilar do implante, durante o teste de impacto.

Deformação no pico do impacto – MEF

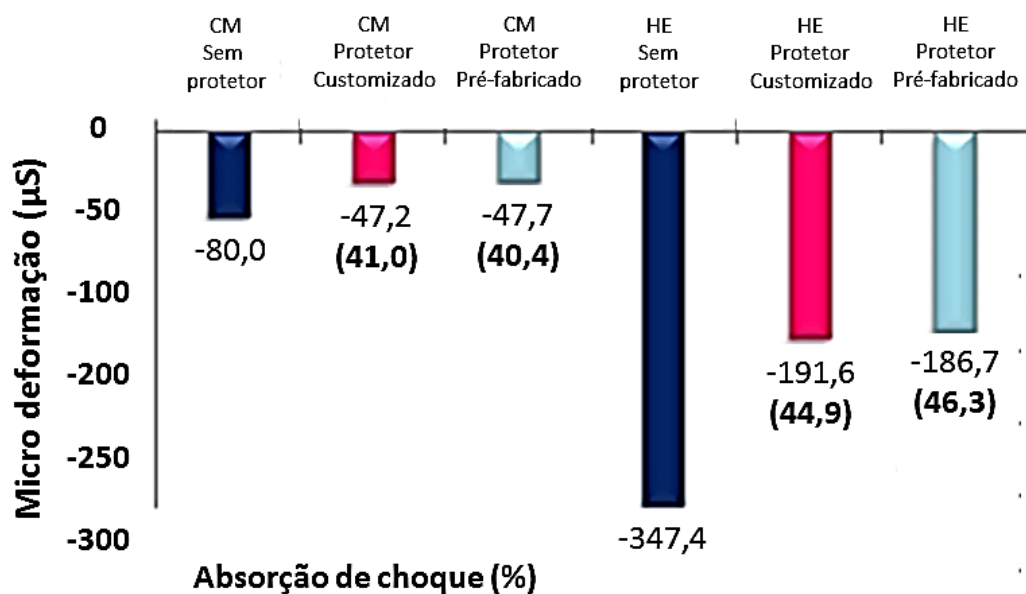


Figura 28. Deformação no pico do impacto na análise de elementos finitos.

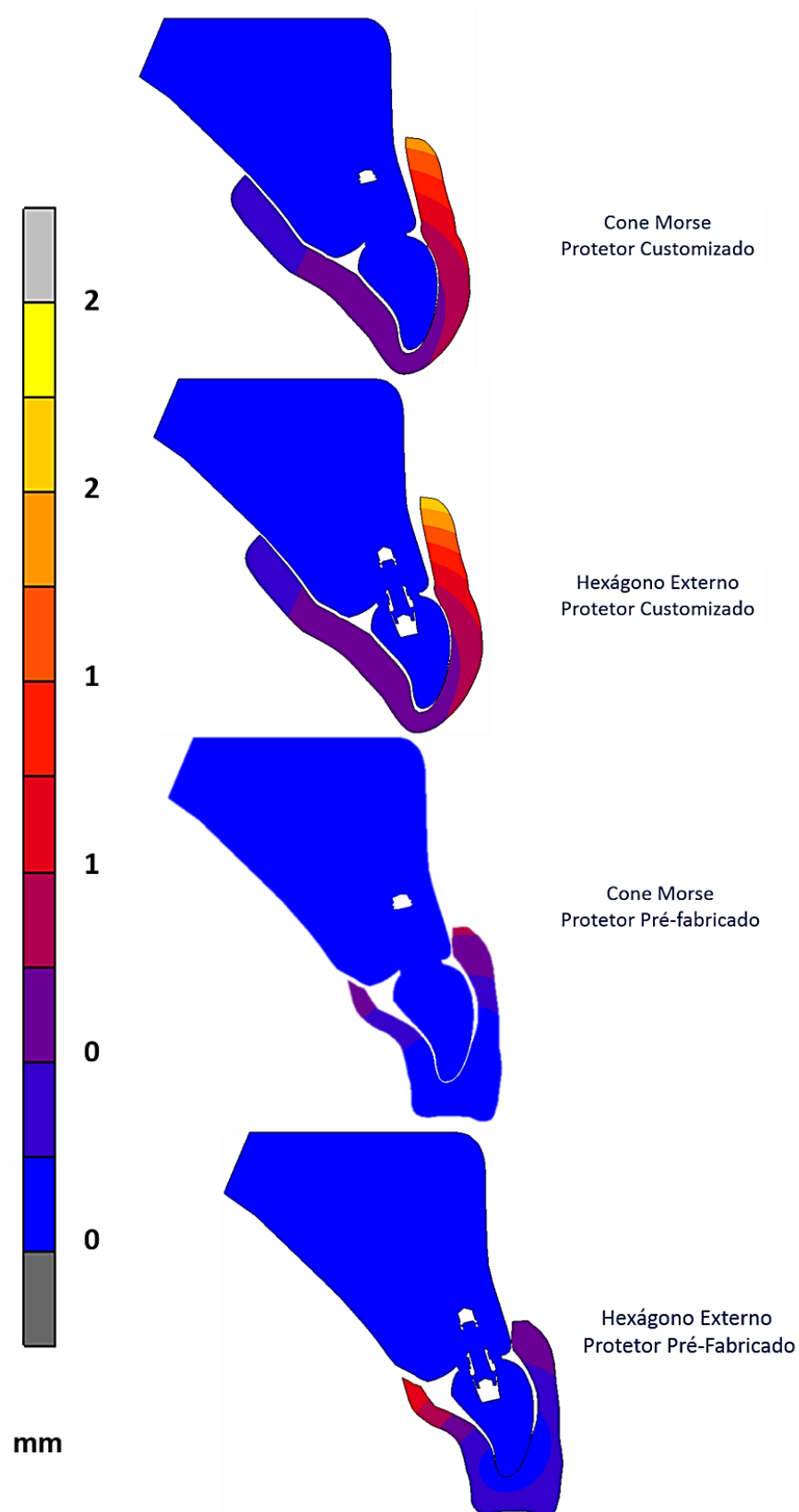


Figura 29: Deslocamento do protetor bucal após o impacto.

DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

A prevenção é um desafio para a ciência da saúde, com o objetivo de economizar recursos financeiros e preservar estrutura do corpo. Este estudo analisou o uso de protetor bucal simulando condição de impacto, em pacientes que apresentam implante dentário, na maxila anterior. Os resultados confirmaram que o uso de protetor bucal reduziu o risco de danos no implante. O pilar HE resultou em maiores concentrações de tensão, quando comparado ao CM.

A interface pilar/implante no HE apresenta maior micro-gap, que intensifica a concentração de tensão, principalmente, sobre o parafuso (Machado et al., 2013; Goiato et al., 2015). Além disso, o CM possui a área do parafuso do pilar mais compacta e com maior massa (Schmitt et al., 2014). A conexão cônica possui alta estabilidade e tende a dissipar melhor a tensão no pilar e estrutura de suporte (Machado et al., 2013). Este aspecto pode explicar a maior concentração de tensão no implante HE, no pico do impacto, e os valores elevados de tensão calculados pelo MEF. No entanto, os resultados desse método podem ter sido intensificados devido à limitação da geometria 2D do modelo de elementos finitos, que apresenta contato reduzido entre o pilar do HE na plataforma do implante. Outro estudo também demonstrou que o implante HE resultou em maior tensão/deformação, quando submetido a força de fadiga (Gehrke et al., 2014). No entanto, todos os estudos aplicaram teste de carga axial e quasi-estática (Machado et al., 2013; Gehrke et al., 2014; Goiato et al., 2015). No presente estudo foi demonstrado o efeito da força de impacto sobre o pilar/implante, em inclinação de 45°.

Por outro lado, vale ressaltar que apesar dos componentes protéticos das conexões HE e CM apresentarem valores de tensão muito diferentes no pico do impacto, no corpo dos implantes os níveis de tensão foram muito similares (Figura 25). Isso é confirmado na comparação dos valores médios (média dos 10% dos maiores valores de tensão) no componente protético e no implante extraído da análise de MEF (Figura 26). Isso ressalta que a região de grande interesse em relação à falhas frente a impactos é sem dúvida a conexão do

implante com o componente protético e o parafuso de estabilidade e fixação deste componente.

Incisivos centrais superiores são os dentes mais acometidos em trauma dental frontal, que pode ter como consequência a perda do elemento dental, sendo esse substituído por implante dentário. Relatos de casos clínicos mostraram que trauma na região anterior, em coroas implanto-suportadas, resultaram em danos na prótese dentária e tiveram o parafuso do pilar encurvado (Flanagan, 2003; Stuebinger et al., 2004; den Hartog et al., 2010). Um caso na literatura apresentou, após traumatismo, movimento palatal do implante representado por uma fratura do processo alveolar (Allen & Allen, 2006), entretanto os autores justificam tal acontecimento devido ao implante não estar osseointegrado quando ocorreu o traumatismo. Os resultados da extensometria e MEF, do presente estudo, podem explicar as situações descritas em relatos de casos clínicos (Flanagan, 2003; Stuebinger et al., 2004; Allen & Allen, 2006; den Hartog et al., 2010). Diante de força traumática a região protética se danifica, porém, a osseointegração do implante é mantida sem danos significativos. O MEF demonstrou que houve concentração de tensão no pilar e também no parafuso da prótese.

O tipo de protetor bucal afeta o desempenho biomecânico e evita danos ao implante dentário e estruturas de suporte. O uso do protetor bucal reduz trauma devido à habilidade de redução de choque. A capacidade de absorção de choque do protetor bucal, em estrutura dental tem sido descrito com variação entre 10% e 98% (Verissimo et al. 2015a). No entanto, estes valores estão relacionados ao uso do protetor bucal em dentes. Até então, não se tinha dados sobre a absorção de impacto do protetor bucal em implantes osseointegrados. Neste estudo, tanto o protetor bucal customizado, quanto o pré-fabricado apresentaram boa habilidade de redução de choque no impacto, em implantes HE e CM, com média de 38%. Clinicamente, sugere que a habilidade de redução de choque dos protetores bucais pode impedir ou minimizar significativamente o dano no pilar/implante diante de um impacto.

O EVA, material dos protetores bucais, tem a função de absorver e redistribuir as forças aplicadas diretamente sobre os maxilares (Takeda et al., 2004; Knapik et al., 2007; Lunt et al., 2010; Farrington et al., 2012; Verissimo et al., 2015a; Verissimo et al., 2015b). Esse efeito foi observado no presente estudo, em que o uso do protetor bucal causou o aumento do tempo de tensão e deformação durante o impacto, evitando que ocorresse um choque pontual na estrutura do pilar/implante. Os resultados expostos em gráficos mostraram esse comportamento, destacando a curva dos modelos sem protetor bucal, que apresentaram picos agudos e com realce ao impacto. A presença do protetor bucal resultou em valores mais baixos de deformação e tensão.

A análise dinâmica não linear de impacto, realizada no MEF, merece destaque, pois foi capaz de simular o comportamento interno do protetor bucal em condições mais realistas, como o atrito e a velocidade em condição de inércia e aceleração (Verissimo et al., 2015a; Verissimo et al., 2015b). A maioria das análises de protetor bucal em MEF, na odontologia, foram realizadas com interfaces perfeitamente colada. Na realidade, os protetores bucais não são colados às estruturas bucais, e tem interação de interface (contato, deslize e separação), que são fundamentais em uma simulação. Foi considerado o atrito entre o protetor bucal e as estruturas: coroa e resina de poliuretano do modelo; além de também ter simulado a má adaptação do protetor pré-fabricado.

A dureza Shore A foi maior no protetor customizado, do que no pré-fabricado. Rigidez está relacionada com dureza, e material de baixa rigidez tem maior deformação sob carga, resultando em aumento do tempo de contato que, por sua vez, reduz as forças de pico (Knapik et al., 2007). Protetor bucal feito de EVA, com dureza Shore A de 80, não há necessidade de ter espessura final além de 4mm (Westerman et al., 2002). Os 4 mm de espessura de protetor bucal foram recomendados, o que é necessário utilizar duas folhas de EVA.

A espessura da placa de EVA não pode ser confundida com a do protetor bucal, pois durante a termoplastificação e acionamento do vácuo ocorre afinamento do material, sendo intensificado pela inclinação do modelo (Kojima et al., 2015). A espessura da(s) placa(s) deve ter pelo menos 5,6 mm para ter na

superfície vestibular anterior dos dentes espessura mínima de 3 mm (Mizuhashi et al., 2014), e este cuidado não pode ser negligenciado, pois a região anterior tem maior risco de traumatismo dentário. Esse efeito pôde ser visto neste trabalho, em que o uso de duas placas de EVA de 3 mm, na confecção do protetor bucal customizado, resultou na espessura final de 3 a 4 mm. Em contrapartida, o protetor bucal pré-fabricado não teve efeito significativo de redução de espessura no procedimento de termo-adaptação na água fervida. Isso provavelmente explique a má adaptação desse dispositivo no modelo. Protetores bucais pré-fabricados são aptos a se deslocarem da boca, pela baixa retenção e dimensões inadequadas (Gawlak et al., 2014). Este aspecto pode explicar o melhor desempenho do protetor customizado (Westerman et al., 2002). No teste de extensometria o protetor pré-fabricado apresentou valores intensificados, em comparação ao MEF, provavelmente devido a sua má adaptação no modelo, ao executar o impacto o protetor pressionou a grelha do extensômetro superestimando os valores de deformação.

Para o protetor bucal exercer sua função, ele deve permanecer na boca, com boa retenção e estabilidade. Ambos os protetores, customizado e pré-fabricado, sofreram pequeno deslocamento, de até 2 mm, após o impacto. O protetor customizado predominou o deslocamento na região vestibular, e o pré-fabricado na palatina. Devido haver maior concentração de tensão no implante HE, provavelmente isso influenciou no deslocamento do protetor bucal, após o impacto. Independentemente do tipo de protetor, o deslocamento final do protetor bucal foi menor no implante CM.

Após o teste de impacto verificou-se micro deslocamento no pilar/implante evidenciado principalmente nos modelos sem protetor bucal, independentemente do tipo de conexão de implante. Ao analisar o gráfico de 10% de maior tensão no implante, nota que a tensão é muito semelhante nos modelos com protetor bucal, independentemente do tipo utilizado. Em contrapartida, a tensão foi elevada, na ausência do protetor bucal. Ou seja, provavelmente o maior acúmulo de tensão nos modelos sem protetor justifique o maior micro-deslocamento do pilar/implante, após o impacto.

Os resultados obtidos neste estudo reforçam a importância do uso do protetor bucal durante a prática de esportes de contato para prevenir danos permanentes em pacientes reabilitados com implantes dentários, por meio da absorção de choque. Sendo esse dispositivo efetivo nos aspectos de reduzir tensão e deformação, pode evitar possíveis danos que o impacto poderia gerar no implante, componente protético e a prótese sobre implante.

CONCLUSÕES

6. CONCLUSÕES

Diante as limitações deste estudo, e baseado nos resultados *in vitro* e computacional, conclui-se que:

- O uso de protetor bucal possui efetividade significativa na absorção de choque, em pacientes reabilitados com implante dental;
- É evidente a redução de espessura na fabricação do protetor customizado, sendo necessário duas placas de 3 mm de EVA para que se atinja a espessura adequado dos protetores;
- A dureza Sore A do protetor customizado foi maior do que o pré-fabricado;
- Apesar dos resultados satisfatórios do protetor pré-fabricado, o customizado é mais indicado;
- O acúmulo de tensão nos implantes CM e HE foram muito próximos, entretanto, na conexão o HE acumulou maior tensão;
- Conexão CM apresentou melhor estabilidade influenciando no menor acúmulo de tensão, além de possuir menor efeito do choque quando associado ao uso do protetor bucal;
- A micro distorção pilar/implante foi maior na ausência do uso do protetor bucal.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS*

1. AAPD. Policy on prevention of sports-related orofacial injuries. **Pediatr Dent.** 2008;30(7 Suppl):58-60.
2. Allen EM, Allen PF. Trauma to an osseointegrated anterior dental implant: a case report. **Dent Traumatol.** 2006;22(1):44-7.
3. Andersson L, Emami-Kristiansen Z, Hogstrom J. Single-tooth implant treatment in the anterior region of the maxilla for treatment of tooth loss after trauma: a retrospective clinical and interview study. **Dent Traumatol.** 2003;19(3):126-31.
4. Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. **J Craniofac Surg.** 2009;20(4):1173-7.
5. ASTM-International. Specification for stainless steel bars and shapes. **A276.** 2013;
6. Bastone EB, Freer TJ, McNamara JR. Epidemiology of dental trauma: a review of the literature. **Aust Dent J.** 2000;45(1):2-9.
7. Brullmann D, Schulze RK, d'Hoedt B. The treatment of anterior dental trauma. **Dtsch Arztebl Int.** 2010;108(34-35):565-70.
8. Cetinbas T, Sonmez H. Mouthguard utilization rates during sport activities in Ankara, Turkey. **Dent Traumatol.** 2006;22(3):127-32.
9. Collares K, Correa MB, Mohnsam da Silva IC, Hallal PC, Demarco FF. Effect of wearing mouthguards on the physical performance of soccer and futsal players: a randomized cross-over study. **Dent Traumatol.** 2014;30(1):55-9.
10. Corbella S, Taschieri S, Samaranayake L, Tsisis I, Nemcovsky C, Del Fabbro M. Implant treatment choice after extraction of a vertically fractured tooth. A proposal for a clinical classification of bony defects based on a systematic review of literature. **Clin Oral Implants Res.** 2014;25(8):946-56.

* De acordo com a Norma FOUFU, baseado nas Normas Vancouver. Abreviatura dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

11. de Paula Reis MV, Moura CC, Soares PB, Leoni GB, Souza-Neto MD, Barbosa DZ, et al. Histologic and micro-computed tomographic analyses of replanted teeth stored in different kind of media. **Journal of endodontics**. 2014;40(5):665-9.
12. den Hartog L, Meijer HJ, Stellingsma K, Santing HJ, Raghoobar GM. Trauma to an implant-supported crown that was saved by the fixation screw: a case report. **Dent Traumatol**. 2010;26(4):366-9.
13. Dhillon BS, Sood N, Sah N, Arora D, Mahendra A. Guarding the precious smile: incidence and prevention of injury in sports: a review. **J Int Oral Health**. 2014;6(4):104-7.
14. Duddy FA, Weissman J, Lee RA, Sr., Paranjpe A, Johnson JD, Cohenca N. Influence of different types of mouthguards on strength and performance of collegiate athletes: a controlled-randomized trial. **Dent Traumatol**. 2012;28(4):263-7.
15. Farrington T, Onambele-Pearson G, Taylor RL, Earl P, Winwood K. A review of facial protective equipment use in sport and the impact on injury incidence. **Br J Oral Maxillofac Surg**. 2012;50(3):233-8.
16. Flanagan D. External and occlusal trauma to dental implants and a case report. **Dent Traumatol**. 2003;19(3):160-4.
17. Gawlak D, Mierzwinska-Nastalska E, Manka-Malara K, Kaminski T. Comparison of usability properties of custom-made and standard self-adapted mouthguards. **Dent Traumatol**. 2014;30(4):306-11.
18. Gehrke SA, Souza Dos Santos Vianna M, Dedavid BA. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. **Clin Oral Investig**. 2014;18(3):715-20.
19. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**. 2001;85(6):585-98.

* De acordo com a Norma FOUFU, baseado nas Normas Vancouver. Abreviatura dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

20. Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EV, Bonatto LD, Dos Santos DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. **Oral Maxillofac Surg.** 2015; 19(3):229-42.
21. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J Prosthet Dent.** 2003;90(2):121-32.
22. Jimbo R, Halldin A, Janda M, Wennerberg A, Vandeweghe S. Vertical fracture and marginal bone loss of internal-connection implants: a finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2013;28(4):e171-6.
23. Karayilmaz H, Kirzioglu Z, Erken Gungor O. Aetiology, treatment patterns and long-term outcomes of tooth avulsion in children and adolescents. **Pak J Med Sci.** 2013;29(2):464-8.
24. 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.
25. Kojima I, Takeda T, Nakajima K, Narimatsu K, Konno M, Ozawa T, et al. Thinning factors influence on custom-made mouthguards thermoforming. **Dent Traumatol.** 2015;31(2):103-12.
26. Kroon J, Cox JA, Knight JE, Nevins PN, Kong WW. Mouthguard Use and Awareness of Junior Rugby League Players in the Gold Coast, Australia: A Need for More Education. **Clin J Sport Med.** 2015;26(2):128-32.
27. Lunt DR, Mendel DA, Brantley WA, Michael Beck F, Huja S, Schriever SD, et al. Impact energy absorption of three mouthguard materials in three environments. **Dent Traumatol.** 2010;26(1):23-9.
28. Machado LS, Bonfante EA, Anchieta RB, Yamaguchi S, Coelho PG. Implant-abutment connection designs for anterior crowns: reliability and failure modes. **Implant Dent.** 2013;22(5):540-5.

* De acordo com a Norma FOUFU, baseado nas Normas Vancouver. Abreviatura dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

29. Marcelo CG, Filie Haddad M, Gennari Filho H, Marcelo Ribeiro Villa L, Dos Santos DM, Aldieris AP. Dental implant fractures - aetiology, treatment and case report. **J Clin Diagn Res.** 2014;8(3):300-4.
30. Miyahara T, Dahlin C, Galli S, Parsafar S, Koizumi H, Kasugai S. A novel dual material mouthguard for patients with dental implants. **Dent Traumatol.** 2013;29(4):303-6.
31. Mizuhashi F, Koide K, Takahashi M. Assessing change in mouthguard thickness according to the thickness of the original mouthguard sheet. **Dent Traumatol.** 2014;30(6):468-71.
32. Moretti Neto RT, Hiramatsu DA, Suedam V, Conti PC, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis--compression tests. **J Appl Oral Sci.** 2011;19(1):47-51.
33. Moura CC, Soares PB, de Paula Reis MV, Fernandes Neto AJ, Zanetta Barbosa D, Soares CJ. Potential of coconut water and soy milk for use as storage media to preserve the viability of periodontal ligament cells: an in vitro study. **Dent Traumatol.** 2014;30(1):22-6.
34. Moura CC, Soares PB, Reis MV, Fernandes Neto AJ, Soares CJ. Soy milk as a storage medium to preserve human fibroblast cell viability: an in vitro study. **Braz Dent J.** 2012;23(5):559-63.
35. Nissan J, Gross O, Mardinger O, Ghelfan O, Sacco R, Chaushu G. Post-traumatic implant-supported restoration of the anterior maxillary teeth using cancellous bone block allografts. **J Oral Maxillofac Surg.** 2011;69(12):e513-8.
36. Orsi IA, Soares RG, Villabona CA, Panzeri H. Evaluation of the flexural strength and elastic modulus of resins used for temporary restorations reinforced with particulate glass fibre. **Gerodontology.** 2012;29(2):E63-E8.
37. 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;30(3):204-10.

* De acordo com a Norma FOUFU, baseado nas Normas Vancouver. Abreviatura dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

38. Pereira RD, Valdivia A, Bicalho AA, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Effect of Photoactivation Timing on the Mechanical Properties of Resin Cements and Bond Strength of Fiberglass Post to Root Dentin. **Operative dentistry**. 2015;40(5):E206-21.
39. Pjetursson BE, Lang NP. Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. **J Oral Rehabil**. 2008 Jan;35 Suppl 1:72-9.
40. Ranalli DN. Prevention of sports-related traumatic dental injuries. **Dent Clin North Am**. 2000;44(1):35-51, v-vi.
41. Reed RV, Jr. Origin and early history of the dental mouthpiece. **Br Dent J**. 1994;176(12):478-80.
42. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J Prosthet Dent**. 1989;61(5):602-9.
43. Rosatto CM, Bicalho AA, Verissimo C, Braganca GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. **Journal of dentistry**. 2015;43(12):1519-28.
44. Ruslin M, Wolff J, Boffano P, Brand HS, Forouzanfar T. Dental trauma in association with maxillofacial fractures: an epidemiological study. **Dent Traumatol**. 2015;31(4):318-23.
45. Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **International endodontic journal**. 2008;41(6):493-501.
46. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Doring H, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. **J Biomed Mater Res A**. 2014;102(2):552-74.
47. Schwartz O, Andreasen FM, Andreasen JO. Effects of temperature, storage time and media on periodontal and pulpal healing after replantation of incisors in monkeys. **Dent Traumatol**. 2002;18(4):190-5.

* De acordo com a Norma FOUFU, baseado nas Normas Vancouver. Abreviatura dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

48. Seibert JS. Treatment of moderate localized alveolar ridge defects. Preventive and reconstructive concepts in therapy. **Dent Clin North Am.** 1993;37(2):265-80.
49. Sepet E, Aren G, Dogan Onur O, Pinar Erdem A, Kuru S, Tolgay CG, et al. Knowledge of sports participants about dental emergency procedures and the use of mouthguards. **Dent Traumatol.** 2014;30(5):391-5.
50. Sigurdsson A. Evidence-based review of prevention of dental injuries. **Pediatr Dent.** 2013;35(2):184-90.
51. Soares CJ, Bicalho AA, Verissimo C, Soares P, Tantbirojn D, Versluis A. Delayed Photo-activation Effects on Mechanical Properties of Dual Cured Resin Cements and Finite Element Analysis of Shrinkage Stresses in Teeth Restored With Ceramic Inlays. **Operative dentistry.** 2016 Jan 21. [Epub ahead of print]
52. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Brazilian oral research.** 2005;19(1):11-6.
53. Soares CJ, Soares PV, Santos-Filho PC, Armstrong SR. Microtensile specimen attachment and shape--finite element analysis. **Journal of dental research.** 2008;87(1):89-93.
54. Soares PB, Fernandes Neto AJ, Magalhaes D, Versluis A, Soares CJ. Effect of bone loss simulation and periodontal splinting on bone strain: Periodontal splints and bone strain. **Archives of oral biology.** 2011;56(11):1373-81.
55. Stuebinger S, Hodel Y, Filippi A. Trauma to anterior implants. **Dent Traumatol.** 2004;20(3):169-71.
56. Takeda T, Ishigami K, Jun H, Nakajima K, Shimada A, Ogawa T. The influence of the sensor type on the measured impact absorption of mouthguard material. **Dent Traumatol.** 2004;20(1):29-35.
57. Tiwari V, Saxena V, Tiwari U, Singh A, Jain M, Goud S. Dental trauma and mouthguard awareness and use among contact and noncontact athletes in central India. **J Oral Sci.** 2014;56(4):239-43.

* De acordo com a Norma FOUFU, baseado nas Normas Vancouver. Abreviatura dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

58. Verissimo C, Costa PV, Santos-Filho PC, Fernandes-Neto AJ, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Evaluation of a dentoalveolar model for testing mouthguards: stress and strain analyses. **Dent Traumatol.** 2015a;32(1):4-13.
59. Verissimo C, Costa PV, Santos-Filho PC, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Custom-Fitted EVA Mouthguards: what is the ideal thickness? a dynamic finite element impact study. **Dent Traumatol.** 2015b; Aug 27. doi: 10.1111/edt.12210. [Epub ahead of print].
60. Verissimo C, Santos-Filho PC, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Modifying the biomechanical response of mouthguards with hard inserts: A finite element study. **American journal of dentistry.** 2015c;28(2):116-20.
61. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. **Dent Mater.** 2004;20(6):554-64.
62. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. EVA mouthguards: how thick should they be? **Dent Traumatol.** 2002;18(1):24-7.

* De acordo com a Norma FOUFU, baseado nas Normas Vancouver. Abreviatura dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).