

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA

POLIANA ALEXANDRA MARTINELLO

AVALIAÇÃO DAS DISTRIBUIÇÕES DE TENSÕES E DEFORMAÇÕES
GERADAS POR FORÇAS OCLUSAIS EM IMPLANTES, *ABUTMENTS* DE BASE
DE TITÂNIO E NO TECIDO ÓSSEO, SOB CARGA OCLUSAL IMEDIATA E
PRECOCE

PONTA GROSSA

2022

POLIANA ALEXANDRA MARTINELLO

AVALIAÇÃO DAS DISTRIBUIÇÕES DE TENSÕES E DEFORMAÇÕES
GERADAS POR FORÇAS OCLUSAIS EM IMPLANTES, *ABUTMENTS* DE BASE
DE TITÂNIO E NO TECIDO ÓSSEO, SOB CARGA OCLUSAL IMEDIATA E
PRECOCE

Dissertação apresentada como pré-requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia pela Universidade Estadual de Ponta Grossa. Área de Concentração em Clínica Integrada. Linha de pesquisa em Propriedades Físico-químicas e Biológicas dos Materiais.

Orientadora: Prof^a Dr^a Nara Hellen Campanha Bombarda.

Coorientadores: Prof^o Dr^o Emilio Graciliano Ferreira Mercuri.

Prof^a Dr^a Ana Paula Gebert de Oliveira Franco.

PONTA GROSSA

2022

M385 Martinello, Poliana Alexandra
Avaliação das distribuições de tensões e deformações geradas por forças oclusais em implantes, abutments de base de titânio e no tecido ósseo, sob carga oclusal imediata e precoce / Poliana Alexandra Martinello. Ponta Grossa, 2022.
85 f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia - Área de Concentração: Clínica Integrada), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientadora: Profa. Dra. Nara Hellen Campanha Bombarda.

Coorientador: Prof. Dr. Emilio Graciliano Ferreira Mercuri.

Coorientadora: Profa. Dra. Ana Paula Gebert de Oliveira Franco.

1. Implante dentário. 2. Análise de elementos finitos. 3. Carga imediata - implante dentário. I. Bombarda, Nara Hellen Campanha. II. Mercuri, Emilio Graciliano Ferreira. III. Franco, Ana Paula Gebert de Oliveira. IV. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Clínica Integrada. V.T.

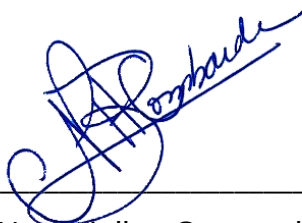
CDD: 617.6

POLIANA ALEXANDRA MARTINELLO

Avaliação das distribuições de tensões e deformações geradas por forças oclusais em implantes, abutments de base de titânio e no tecido ósseo, sob carga oclusal imediata e precoce.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação Stricto sensu em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Clínica Integrada, linha de pesquisa de Propriedades Físico-químicas e Biológicas de Materiais.

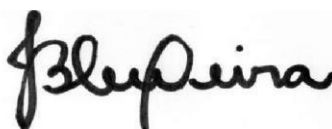
Ponta Grossa, 14 de fevereiro de 2022.



Prof Dra. Nara Hellen Campanha Bombarda
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof. Dra. Carla Castiglia Gonzaga
Universidade Positivo



Prof. Dra. Josete Barbosa Cruz Meira
Universidade de São Paulo

DADOS CURRÍCULARES

POLIANA ALEXANDRA MARTINELLO

NASCIMENTO 28.06.1997	Pato Branco – Paraná – Brasil
FLILIAÇÃO	José Carlos Martinello Leonice Renosto Martinello
2015-2019	Graduação em Odontologia. Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), Ponta Grossa – Paraná – Brasil
2019-2019	Aperfeiçoamento em Estética e Metal-Free. Associação Brasileira de Odontologia (ABO-PR), Ponta Grossa – Paraná – Brasil
2020-Em andamento	Especialização em Dentística e Prótese Dentária, IOA Style, Curitiba – Paraná – Brasil
2020-Em andamento	Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração Clínica Integrada. Nível Mestrado. Universidade Estadual Ponta Grossa (UEPG), Ponta Grossa – Paraná – Brasil

Aos meus pais, Leonice e José, às minhas irmãs, Fernanda, Cristiane, Mariane, Talita e Kethlin, a minha sobrinha, Sophia e ao meu afilhado, João Gabriel. Juntos conseguimos superar qualquer adversidade. Obrigada por estarem comigo e compreenderem as minhas ausências, obrigada por me derem a oportunidade de poder estar com vocês. A família é grande, assim como o coração de vocês!

“A família é um salva-vidas no mar agitado da vida”.

- J.K.R.

AGRADECIMENTOS

A minha orientadora, **Prof^a Dr^a Nara Hellen Campanha Bombarda**, por todo o apoio, dedicação, experiências, ensinamento durante esse período. Obrigada por confiar e em me encorajar cada dia mais na realização desse projeto. Obrigada, na posição de coordenadora do PPGO, pela oportunidade da realização do curso de Mestrado. Só eu sei a imensidão da gratidão que tenho a você!

Aos meus coorientadores, **Prof. Dr. Prof Dr Emilio Graciliano Ferreira Mercuri** e **Prof.^a Dr.^a Ana Paula Gebert de Oliveira Franco**, pela paciência e por terem sido dispostos a ajudar, ensinar e motivar na realização desse projeto.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação Stricto sensu em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, em especial à **Prof^a Dr^a Vanessa Migliorini Urban**, pela minha indicação à Prof^a Nara e a todos os ensinamentos durante a graduação e durante a qualificação. Tenho imensa gratidão e admiração por sua dedicação ao ensino e a pesquisa.

Ao **Prof. Dr. Andrés Felipe Cartagena Molina**, pela sugestão e valiosas contribuições para o desenvolvimento deste trabalho. Sem sua contribuição, não seria possível a realização desta pesquisa.

A **Andressa Picolo**, que há muito tempo sempre tem me dado apoio, suporte e motivação para persistir. Obrigada por me guiar nos altos e baixos, obrigado por todo suporte nesses anos, sem eles jamais estaria percorrendo esse caminho.

A **Prefeitura Municipal de Pato Branco**, em especial a Coordenação da Odontologia, que possibilitou ajustes da jornada de trabalho, e que, juntamente com colegas de trabalho, incentivaram a continuação do curso do mestrado e da carreira acadêmica.

Aos colegas do mestrado, pelo apoio e ajuda durante o período do curso, compartilhando conquistas e dificuldades, e que tornaram este momento mais leve e animado.

A **S.I.N. Implants**, pelo auxílio com os materiais necessários para o desenvolvimento desta pesquisa.

À **Universidade Estadual de Ponta Grossa**, em nome do seu Magnífico Reitor, Prof Miguel Sanchez Neto, pela oportunidade do curso de Mestrado.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

A todos que diretamente ou indiretamente contribuíram para a conclusão dessa etapa de minha vida.

RESUMO

Martinello, P. M. **Avaliação das distribuições de tensões e deformações geradas por forças oclusais em implantes, *abutments* de base de titânio e no tecido ósseo, sob carga oclusal imediata e precoce.** [Dissertação] Mestrado em Odontologia. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2021.

O uso de próteses em implantes com carga oclusal imediata possui as vantagens: apenas um estágio cirúrgico, dispensa da cirurgia de reabertura, melhor conformação do tecido gengival marginal e obtenção do perfil de emergência mais adequado, maior conforto ao paciente pelo restabelecimento funcional da mastigação e manutenção do espaço oclusal. Entretanto, em regiões posteriores unitárias, a carga oclusal imediata não tem sido plenamente indicada devido aos riscos da perda óssea e ocasional insucesso do implante dentário. O objetivo desse trabalho foi comparar a distribuição de tensões e deformações geradas em *abutment* e seu parafuso de retenção, no tecido ósseo e em implantes dentários sob carga oclusal imediata (CI, até duas semanas da colocação do implante) e precoce (CP, de duas semanas a três meses da colocação do implante), submetidos a forças oclusais funcionais, de um primeiro molar inferior, através do Método de Elementos Finitos. Implante *Cone Morse*, com 3,8 mm de diâmetro e 13 mm de altura, e um *abutment* do tipo base de titânio, com 3,5 mm de diâmetro, 4 mm de altura para cimentação e 2 mm de altura de transmucoso foram obtidos pela S.I.N. Implantes. Uma tomografia computadorizada foi realizada para obtenção do tecido ósseo e coroa provisória, esta considerada de polimetilmetacrilato (PMMA), apresentando 8,66 mm de altura ocluso-gengival, 10,01 mm de largura mesio-oclusal e 9,04 mm de largura vestíbulo-lingual. Os modelos foram obtidos após processamento das imagens pelo *software* Mimics Innovation Suite e sua extensão 3-Matic. Para simulação do tecido ósseo, foi utilizado o método de Voigt, e uma superfície de 0,55 mm do alvéolo ao redor do implante dentário teve seu módulo de elasticidade alterado de acordo com valor obtido por esse método, baseado em estudos *in vivo* da concentração de células durante as fases de cicatrização no local da instalação de implantes. O processo de cicatrização do alvéolo recém-extraído também teve seu módulo de elasticidade alterado através da lei das misturas pelo método de Voigt. O contato entre as estruturas do modelo foi considerado unido. Uma carga oclusal de direção axial (em três pontos do dente, na face interna das cúspide mesio-lingual e disto-vestibular e na face externa da cúspide mesio-vestibular, para os grupos CI-DA e CP-DA) e uma oblíqua (45° na face interna das cúspides linguais, para os grupos CI-DO e CP-DO) foram simuladas, através de uma carga funcional de 100 N, com 1 segundo de duração. O risco de perda óssea foi avaliado através do mecanostado de Frost. Houve maior concentração de deformações nas regiões de cicatrização e osseointegração, alvéolo, tecido ósseo cortical próximo à região cervical, com maior concentração de deformações no grupo que sofreu cargas DO. O risco de perda óssea foi maior nos grupos CI-DA e CI-DO na região de alvéolo e região de cicatrização e osseointegração. A carga oclusal imediata em implantes unitários na região posterior pode apresentar um risco de perda óssea, podendo estar relacionada a perda óssea marginal fisiológica.

Palavras-chaves: Implante dentário. Análise de Elementos Finitos. Carga imediata em implante dentário.

ABSTRACT

Martinello, P. M. **Evaluation of stress and strain distributions generated by occlusal forces in implants, titanium base abutment and in bone tissue, under immediate and early loading.** [Dissertação] Mestrado em Odontologia. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2020.

The use of prostheses on implants with immediate occlusal loading has the advantages: only one surgical stage, no need for reopening surgery, the better conformation of the marginal gingival tissue and obtaining the most appropriate emergence profile, greater comfort for the patient due to the functional reestablishment of mastication and maintenance of the occlusal space. However, in single posterior regions, immediate occlusal loading has not been fully indicated due to the risks of bone loss and occasional dental implant failure. The aim of this study was to compare the distribution of stresses and strains generated in abutments and their retaining screws, in bone tissue and in dental implants under immediate (CI, up to two weeks after implant placement) and early (CP, between two weeks and three months after implant placement) occlusal loading. weeks to three months after implant placement), subjected to functional occlusal forces, of a lower first molar, using the Finite Element Method. Morse taper implant, 3.8 mm in diameter and 13 mm in height, and a titanium base-type abutment, 3.5 mm in diameter, 4 mm in height for cementation and 2 mm in transmucosal height were obtained by S.I.N. Implants. A computed tomography scan was performed to obtain the bone tissue and provisional crown, the latter considered of polymethylmethacrylate (PMMA), with 8.66 mm in occlusal-gingival height, 10.01 mm in mesio-occlusal width and 9.04 mm in buccal-occlusal width. The models were obtained after processing the images using the Mimics Innovation Suite software and its 3-Matic extension. To simulate the bone tissue, the Voigt method was used, and a surface of 0.55 mm of the alveolus around the dental implant had its modulus of elasticity altered according to the value obtained by this method, based on in vivo studies of the concentration of cells during the healing phases at the implant site. The healing process of the newly extracted socket also had its modulus altered through the law of mixtures by Voigt's method. The contact between the structures of the model was considered united. An occlusal load in an axial direction (at three points on the tooth, on the inner face of the mesiolingual and distobuccal cusp and on the outer face of the mesiobuccal cusp, for the CI-DA and CP-DA groups) and an oblique load (45° on the inner face of the lingual cusps, for the CI-DO and CP-DO groups) were simulated, through a functional load of 100 N, with a duration of 1 second. The risk of bone loss was assessed using Frost's mechanostat. There was a higher concentration of deformations in the regions of healing and osseointegration, alveolus, cortical bone tissue closes to the cervical region, with a higher concentration of deformations in the group that underwent DO loads. The risk of bone loss was higher in the CI-DA and CI-DO groups in the socket region and region of healing and osseointegration. Immediate occlusal loading on single implants in the posterior region may present a risk of bone loss, which may be related to physiological marginal bone loss.

Keywords: Dental implant. Finite Element Analysis. Immediate loading of dental implants.

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 01 – Modelos geométricos obtidos através da S.I.N. Implantes. Em A, implante cone morse; em B parafuso de retenção do *abutment*; em C *abutment*.....35
- FIGURA 02 – Posicionamento do implante dentário em cinza, no septo inter-radicular. Tecido ósseo cortical em marrom; em azul, região de cicatrização e osseointegração.....36
- FIGURA 03 – Regiões de contato do implante dentário. Em A, tecido ósseo cortical em contato com 26,72% da superfície do implante; em B, tecido ósseo trabecular em contato 43,1% da superfície do implante; em C, alvéolo e região de cicatrização e osseointegração em contato com 18,30% da superfície do implante.....37
- FIGURA 04 – Posicionamento geométrico das estruturas. Em A e B, estrutura completa em corte sagital; em C, estrutura completa em corte coronal. Em marrom, tecido ósseo cortical; em bege, tecido ósseo trabecular; em azul, região de osseointegração do implante; em cinza, implante dentário, *abutment* e seu parafuso de retenção; em vermelho alvéolo; em amarelo, região do cimento provisório; em branco, coroa provisória.....37
- FIGURA 05 – Distância em milímetros da coroa protética em relação ao tecido gengival. Em A, corte sagital, e em B corte coronal. Em marrom, tecido ósseo cortical; em bege, tecido ósseo trabecular; em azul, região de cicatrização e osseointegração do implante; em cinza, implante dentário, *abutment* e seu parafuso de retenção; em vermelho, alvéolo; em amarelo, região de cimento provisório; em branco, coroa provisória.....38
- FIGURA 06 – Dimensões em milímetros obtidas para a coroa provisória do primeiro molar inferior. Em A, vista vestibular, com dimensões da altura cervico-oclusal e largura mesio-distal; em B, vista oclusal, com dimensões da largura mesio-dital e vestibulo-lingual.....38

FIGURA 07 – Dimensões em milímetros obtidas para o cimento provisório de óxido de zinco e eugenol. Em A, vista vestibular, com dimensões da altura cervico-oclusal e largura mesio-distal; em B, vista cervical, com dimensões da espessura do cimento.....	39
FIGURA 08 – Dimensões em milímetros obtidas para alvéolo. Em A, vista lingual, com dimensões da altura cervico-apical, largura mesio-distal inter-radicular; em B, vista oclusal, com larguras mesio-distal e vestibulo-lingual.....	39
FIGURA 09 – Dimensões em milímetros obtidas para a região de cicatrização e osseointegração do implante. Em A, vista vestibular, com dimensões da altura. Em B, vista oclusal, com dimensões da espessura.....	39
FIGURA 10 – Dimensões em milímetros obtidas para tecido ósseo trabecular. Em A, vista vestibular, com dimensões de altura e largura mesio-distal. Em B, vista oclusal, com dimensões da largura mesio-distal e vestibulo-lingual.....	40
FIGURA 11 – Dimensões em milímetros obtidas para tecido ósseo cortical. Em A, vista lateral, com dimensões de altura e largura vestibulo lingual e espessuras da cortical óssea. Em B, vista oclusal, com dimensões da largura mesio-distal e vestibulo-lingual.....	40
FIGURA 12 – Malha obtida após refinamento. Em A, modelo geométrico completo, e em B, detalhe das regiões de interesse – região de cicatrização e osseointegração em azul e amarelo, tecido ósseo cortical em cinza, tecido ósseo trabecular em verde, e alvéolo em verde claro. Malha obtida possui 1171970 nós e 796018 elementos.....	41
FIGURA 13 – Tensões geradas em Mpa no implante dentário (titânio grau IV). Em A grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO	48
FIGURA 14 – Tensões geradas em Mpa no <i>abutment</i> e seu parafuso de retenção (titânio grau V). Em A grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.....	49

FIGURA 15 – Deformações principais máximas (em m) na coroa provisória (PMMA) após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO	51
FIGURA 16 – Deformações principais mínimas (em mm) na coroa provisória (PMMA) após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.....	51
FIGURA 17 – Deformações principais máximas (em mm) no cimento provisório após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.....	52
FIGURA 18 – Deformações principais mínimas (em mm) no cimento provisório após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.....	52
FIGURA 19 – Deformações principais máximas (em mm) no tecido ósseo cortical após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO	53
FIGURA 20 – Deformações principais mínimas (em mm) no tecido ósseo cortical após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.....	53
FIGURA 21 – Deformações principais máximas (em mm) no tecido ósseo trabecular após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.....	54
FIGURA 22 – Deformações principais mínimas (em mm) no tecido ósseo trabecular após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.....	54
FIGURA 23 – Deformações principais máximas (em mm) no alvéolo após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.....	55

FIGURA 24 – Deformações principais mínimas (em mm) no alvéolo após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.....	55
FIGURA 25 – Deformações principais máximas (em mm) na região de cicatrização e osseointegração após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.....	56
FIGURA 26 – Deformações principais mínimas (em mm) na região de cicatrização e osseointegração após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.....	56

LISTA DE TABELAS

TABELA 01 – Módulo de elasticidade (GPa) e Coeficiente de Poisson dos materiais que foram utilizados.....	41
TABELA 02 – Módulo de elasticidade do tecido ósseo dentário para o modelo de oclusal mediata (CI-DA e CI-DO) obtido através das Lei das Misturas pelo Método de Voigt	43
TABELA 03 – Módulo de elasticidade do tecido ósseo ao redor do implante dentário para o modelo de carga oclusal precoce (CP-DA e CP-DO) obtido através das Lei das Misturas pelo Método de Voigt.....	44
TABELA 04 – Módulo de elasticidade do alvéolo recém-extraído para o modelo de carga oclusal imediata (CI-DA e CI-DO) obtida através das Lei das Misturas pelo Método de Voigt.....	45
TABELA 05 – Módulo de elasticidade do alvéolo recém-extraído para o modelo de carga oclusal precoce (CP-DA e CP-DO) obtido através das Lei das Misturas pelo Método de Voigt.....	46
TABELA 06 – Análise do risco de perda óssea na região de cicatrização e osseointegração (0,55 mm a partir da superfície externa do implante),classificado de acordo com o mecanostato de Frost (n= número de nós). Total de nós da região: 27305.....	57
TABELA 07 – Análise do risco de perda óssea na região do alvéolo, classificado de acordo com o mecanostato de Frost. Total de nós da região: 499736.....	58
TABELA 08 – Análise do risco de perda óssea no tecido ósseo cortical, classificado de acordo com o mecanostato de Frost. Total de nós da região: 351398.....	59
TABELA 09 – Análise do risco de perda óssea no tecido ósseo trabecular, classificado de acordo com o mecanostato de Frost. Total de nós da região: 203722.....	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D – Tridimensional

2D – Bidimensional

CAD – *Computer- Aided Design*

CI-DA – Carga Oclusal Imediata Direção Axial

CI-DO – Carga Oclusal Imediata Direção Oblíqua

CP-DA – Carga Oclusal Precoce Direção Axial

CP-DO – Carga Oclusal Precoce Direção Oblíqua

GPa – Gigapascal

MEF - Método de Elementos Finitos

mm – Milímetros

MPa - Megapascal

N – Newton

NHANES – *National Health and Nutrition Examination Survey*

PMMA – Polimetilmetacrilato

TC – Tomografia Computadorizada

LISTA DE SÍMBOLOS

$\mu\epsilon$ – *Microstrain*

ϵ – Módulo de Elasticidade

ϵ_n – Módulo de Elasticidade correspondente

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	17
2 REVISÃO DA LITERATURA	21
2.1 PREVALÊNCIA DA PERDA DO PRIMEIRO MOLAR INFERIOR E SUA SUBSTITUIÇÃO POR PRÓTESE SOBRE IMPLANTE	21
2.2 CICATRIZAÇÃO DO ALVÉOLO PÓS-EXTRAÇÃO.....	22
2.3 CICATRIZAÇÃO AO REDOR DE IMPLANTES DENTÁRIOS.....	23
2.4. CARGA OCLUSAL EM IMPLANTES DENTÁRIOS.....	26
2.5 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	31
3 OBJETIVOS.....	33
3.1 OBJETIVO GERAL.....	33
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	33
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	34
4.1 GRUPOS	34
4.2 MODELOS GEOMÉTRICOS E PROPRIEDADES DOS MATERIAIS.....	34
4.3 CONDIÇÕES DE CONTATO.....	42
4.4 CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO, PROCESSAMENTO E ANÁLISE DE RESULTADOS	46
5 RESULTADOS	48
5.1 CRITÉRIO DE VON MISES.....	48
5.2 DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS MÁXIMAS E MÍNIMAS.....	49
5.3 RISCO DE PERDA ÓSSEA.....	57
6 DISCUSSÃO.....	60
7 CONCLUSÕES.....	67
REFERÊNCIAS.....	68
ANEXO A – PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA (COEP # 4.741.163)	79
ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	84

1 INTRODUÇÃO

A perda de elementos dentários ainda é prevalente na população mundial, com o arco inferior sendo o mais afetado, e o primeiro molar inferior com maior incidência, podendo variar de cerca de 32,5% (YOSHINO et al., 2015) até 54,9% em adultos que apresentam a perda do primeiro molar inferior (BATISTA; RIHS; SOUSA, 2012). A perda de elementos dentários afeta diretamente a qualidade de vida em aspectos psicológicos, sociais e funcionais, tais como baixa percepção estética e dificuldade durante a mastigação de certos grupos de alimentos (GERRITSEN et al., 2010; MUHAMMAD; SRIVASTAVA, 2022).

A reabilitação oral com o uso de próteses implanto-suportadas é a primeira escolha de tratamento para substituição de elementos dentais perdidos devido a elevada taxa de sucesso e restabelecimento da saúde oral e psicológica, da fonética e da função mastigatória, apresentando segurança e longevidade, baseada na osseointegração do implante dentário (BOSSHARDT et al., 2017; CLARK; LEVIN, 2016). Definida como a união entre o tecido ósseo e as superfícies do implante, a osseointegração do implante dentário influencia no seu sucesso, sendo um processo bioquímico contínuo de remodelação e reparo ósseo, com a presença de diversos tipos celulares (BRANEMARK et al., 1977; ELIAS, 2011).

Além da osseointegração, o sucesso dos implantes e das próteses implanto-suportadas também está relacionado a magnitude, direção e duração da carga oclusal à qual são submetidos (KIM et al., 2020; TORCATO et al., 2015). Diz-se que uma prótese sobre implante está em função quando submetida a contatos oclusais fisiológicos durante movimentos funcionais cêntricos e/ou excêntricos (MISCH et al., 2004). Moraschini et al. (2015) observaram que cerca de 70% das perdas dos implantes unitários ou múltiplos ocorrem após a colocação dos intermediários (*abutments*) e das próteses em função, e 30% ocorrem antes do período de carga funcional. O bruxismo pode ser associado a falhas dos implantes e próteses implanto-suportadas após a função, sendo que, de acordo com Chcanovic et al. (2017), em pacientes com este hábito parafuncional, foram observadas 25% de falhas, enquanto para pacientes sem bruxismo, 11% de falhas foram observadas em implantes osseointegrados ou próteses implanto-suportadas (tais como fratura da coroa ou do implante, fratura ou perda de *abutment* ou soltura dos parafusos de fixação) (CHCANOVIC et al., 2017; MORASCHINI et al., 2015).

As próteses sobre implantes podem estar em função em diferentes estágios de cicatrização e osseointegração dos implantes dentários. A carga oclusal imediata é a instalação da prótese em estágio único durante a cirurgia de colocação do implante ou em até duas semanas após; a carga oclusal precoce é a instalação da prótese entre duas semanas a três meses após os implantes; e a carga oclusal tardia é a instalação da prótese após três meses da sua colocação (MISCH *et al.*, 2004).

Em implantes unitários, o uso de próteses com carga oclusal imediata possui como vantagens estágio cirúrgico único, sem a necessidade da cirurgia de reabertura, melhor conformação do tecido gengival marginal e obtenção do perfil de emergência mais adequado. Na região posterior, a carga oclusal imediata também gera maior conforto ao paciente pelo restabelecimento funcional da mastigação e manutenção do espaço interoclusal e mesiodistal (MISCH *et al.*, 2004). A instalação dos implantes unitários imediatamente após a extração dentária associada à carga oclusal imediata também tem sido utilizada, com as vantagens de manutenção dos tecidos moles e duros no local da inserção do implante – principalmente no sentido vestibulolingual – e menores danos psicológicos enfrentados pelo paciente decorrentes do período da perda dentária (GOIATO *et al.*, 2009; MENCHINI-FABRIS *et al.*, 2019; SCHROPP; ISIDOR, 2008).

Esses benefícios são possíveis pelo uso de próteses provisórias durante o período de cicatrização e osseointegração dos implantes, devendo apresentar oclusão sem a presença de contatos prematuros ou interferências durante os movimentos mandibulares (ABBOUD *et al.*, 2005), assim como seriam as próteses definitivas. A carga oclusal imediata possui critérios para o seu uso, como ausência de infecções locais, presença de paredes ósseas para ancoragem do implante, ausência de hábitos oclusais parafuncionais e, principalmente, a presença da estabilidade primária do implante dentário, definida como o travamento do implante dentário em determinado torque – variando para cada marca comercial – imediatamente após a sua inserção (AL-SABBAGH; ELDOMIATY; KHABBAZ, 2019; DUYCK; VANDAMME, 2014; PARVINI *et al.*, 2020; TETTAMANTI *et al.*, 2017).

A carga oclusal precoce tem sido utilizada quando não se obtém os requisitos necessário para a carga oclusal imediata, apresentando taxa de sucesso e perda óssea marginal semelhante a carga oclusal imediata (BENIC; MIR-MARI; HAMMERLE, 2014; SUAREZ *et al.*, 2013). Além disso, estudos indicam que o sucesso dos implantes unitários não é afetado quando utilizada a carga oclusal

imediate em comparação com a carga oclusal precoce, tardia ou a carga imediata não funcional, ou seja, dentes em infra oclusão (MANTENA; SIVAGAMI; GOTTYMUKKALA, 2014; MORASCHINI; PORTO BARBOZA, 2016; PARVINI et al., 2020; SEKAR et al., 2019), inclusive em próteses confeccionadas através do fluxo digital (LEE et al., 2020).

Porém, apesar das vantagens e de estudos indicando o sucesso da carga imediata na região edêntula posterior (AIQUEL et al., 2020; EINI et al., 2021; ESPOSITO et al., 2013), principalmente em reabilitações unitárias (MORASCHINI; PORTO BARBOSA, 2016; MANTENA; SIVAGAMI; GOTTUMUKKLA, 2014), na região de molares a carga oclusal funcional imediata não tem sido utilizada, podendo estar associada a incerteza dos riscos da perda óssea e ao ocasional insucesso do implante dentário, além de aspectos financeiros para a confecção de próteses provisórias (BAHAMMAAM; FAREED, 2019). A alta carga oclusal mastigatória à qual os dentes posteriores podem ser submetidos, e o fato de não ser uma região estética, são fatores que também podem influenciar a não utilização da carga imediata na região posterior.

Dessa forma, torna-se necessário esclarecer e compreender como ocorre a distribuição das tensões e deformações geradas pelos contatos oclusais no implante e no tecido ósseo que recebem implante imediato e carga oclusal imediata, assim como esclarecer quais são os riscos de reabsorção e perda óssea marginal quando o implante dentário é submetido a carga oclusal imediata, portanto, antes do processo de osseointegração ter sido finalizado.

Uma forma de avaliar, *in silico*, as deformações geradas no tecido ósseo e em implantes dentários consequentes das forças oclusais é através do Método de Elementos Finitos (MEF). Esse método possibilita a conformação de modelos complexos e aplicação de uma força em qualquer ponto de uma estrutura, gerando informações sobre tensão e deformação, de forma tridimensional, causada por essa força (GRBOVIĆ; MIHAJLOVIĆ, 2017; LOTTI et al., 2006). Essas informações de tensão e deformação podem ser relacionadas a falhas clínicas em implantes dentários e suas estruturas de suporte, como, por exemplo, forças oclusais aplicadas sobre o implante dentário e as suas possíveis consequências no implante e no tecido ósseo peri-implantar (ADOLFI et al., 2020; ANITUA; IBARRA; ROTAECHE, 2021; PÉREZ-PEVIDA et al., 2021).

O processo de osseointegração do implante é um processo contínuo, com constantes remodelação óssea, apresentando diferentes tipos celulares (BOSSHARDT; CHAPPUIS; BUSER, 2016), porém, não existem estudos que simulem as diferentes fases de cicatrização do tecido ósseo imediatamente após a inserção do implante. Essa característica do tecido ósseo pode ser simulada teoricamente por meio da Lei das Misturas pelo do Método de Voigt, em que para a simulação do tecido ósseo em diferentes estágios de cicatrização, a quantidade de células em cada período de cicatrização irá influenciar no módulo de elasticidade do tecido ósseo e poderá trazer informações sobre o comportamento mecânico do sistema implante/prótese sobre implante (WU, 1970).

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 PREVALÊNCIA DA PERDA DO PRIMEIRO MOLAR INFERIOR E SUA SUBSTITUIÇÃO POR PRÓTESE SOBRE IMPLANTE

A perda de elementos dentários ainda é prevalente na população mundial. Monte-Santo et al. (2018) avaliaram a prevalência da perda precoce dos primeiros molares permanentes em 667 crianças escolares da faixa etária entre 08 e 09 anos em uma cidade do Nordeste do Brasil, assim como o impacto da perda dentária à qualidade de vida. Cerca de 65,1% das crianças avaliadas haviam perdido precocemente pelo menos um dos primeiros molares permanentes. Segundo os autores, a perda precoce dos primeiros molares foi associada negativamente à qualidade de vida das crianças em idade escolar (MONTE-SANTO et al., 2018). Yoshino et al. (2015) verificaram a associação de idade e gênero na perda unitária de elementos dentários em 646 adultos japoneses. O primeiro molar inferior permanente é a perda dentária mais frequente – cerca de 32,5% - seguido do segundo molar inferior – cerca de 14,9% dos entrevistados, com maior prevalência da perda dentária para mulheres, ao qual os autores associam a erupção mais cedo desses dentes nas mulheres (YOSHINO et al., 2015).

Batista, Rihs e Sousa (2012) avaliaram a prevalência da perda dentária em uma população de 386 adultos da região metropolitana de São Paulo. De acordo com os autores, 76,9% dos participantes tinham perda de pelo menos um dente, sendo o fator socioeconômico relacionado a perda dentária. Os primeiros molares inferiores foram a perda dentária mais frequente, com 54,9% dos participantes não apresentando o primeiro molar inferior direito, e 48,8% o primeiro molar inferior esquerdo (BATISTA; RIHS; SOUSA, 2012).

Estes estudos estão de acordo com resultados de Silva-Júnior, Batista e Sousa (2017), que avaliaram a incidência da perda dentária em uma população de 143 adultos de Piracicaba, em que os molares inferiores eram os dentes com maior prevalência de perda dentária (22,3%).

A reabilitação de elementos perdidos utilizando próteses implanto-suportadas possui boa previsibilidade e alta taxa de sucesso a longo prazo, e dessa forma, devem ser a primeira opção de tratamento (HU et al., 2019; MUDDUGANGADHAR et al., 2015), especialmente para elementos unitários

quando os dentes adjacentes são hígidos. Evani et al (2018) verificaram na população do Estados Unidos, através da *National Health and Nutrition Examination Survey* (NHANES) um aumento da colocação de implantes dentários entre os anos 1999 e 2016, em que os implantes inseridos na região posterior representavam maior quantidade, sendo a região do primeiro molar a região mais comum (18% dos implantes dentre todas as regiões da arcada) (EVANI et al., 2018).

Para Bornstein et al. (2008), a perda de elementos dentários unitários, associado a inserção de implantes unitários é o procedimento mais frequente, correspondendo a 56,2% do total de cirurgias para colocação de implantes. Além disso, o local mais frequente para inserção de implantes unitários é na região do primeiro molar inferior (correspondendo a 17,6% dentre todos os dentes na arcada) (BORNSTEIN et al., 2008). Dessa forma, considerando a região com maior prevalência de perda dentária como já descrita anteriormente, existe uma alta demanda na reabilitação com próteses implanto-suportadas de elementos unitários na região posterior, especialmente o primeiro molar permanente.

2.2 CICATRIZAÇÃO DO ALVÉOLO PÓS-EXTRAÇÃO

Quando há a indicação e quando é realizada a extração dentária, considerando-se um indivíduo que não possua comprometimento sistêmico que afete a cicatrização, o alvéolo terá uma atividade de reparo ósseo em 30 dias, por meio de uma remodelação óssea que abrange diversas células ordenadas, através de um processo inflamatório (ARAÚJO et al., 2015; AUKHIL, 2000; GOMES et al., 2019). O processo de cicatrização do alvéolo envolve alterações vasculares, ativação de fatores inflamatórios, migração, proliferação e diferenciação celular, produção de matriz extracelular e neoformação óssea (ARAÚJO et al., 2015), e pode ser dividido em quatro fases: 1. Coagulação e hemóstase, que ocorre nas primeiras 24 horas após a extração dentária; 2. Inflamação, após as primeiras 24 horas até o 14º dia após a extração dentária; 3. Proliferação, que abrange grande parte do processo de cicatrização do alvéolo, entre 14 e 21 dias após extração dentária; 4. Remodelação, com o reparo total do tecido ocorrendo após o 21º dia de extração dentária (AUKHIL, 2000; GOMES et al., 2019).

A primeira fase, coagulação e hemóstase, ocorre em até 24 horas após a extração dentária. Nessa fase, o alvéolo está totalmente preenchido por um coágulo sanguíneo, o qual servirá para hemóstase (prevenção da hemorragia) e formação de

uma rede de fibrinas, para servir de suporte para a agregação de células para os processos subsequentes da cicatrização (GOMES et al., 2019). A presença do coágulo sanguíneo no alvéolo é fundamental para o processo de cicatrização e reparo ósseos, visto que este associado ao agregado plaquetário possui citocinas e fatores de crescimento que irão modular os processos de cicatrização subsequentes (migração celular, proliferação e diferenciação) (BARRIENTOS et al., 2008; GOMES et al., 2019).

Após 24 horas do processo cirúrgico de extração dentária, na fase inflamatória, o coágulo sanguíneo presente no alvéolo terá predominância de células inflamatórias por meio de um exsudato inflamatório, através de processo de reação inflamatória local (GOMES et al., 2019; VIEIRA et al., 2015). Por volta do 7º dia após a extração, há uma redução do coágulo sanguíneo, e aumento da presença de infiltrado inflamatório, presença de um tecido de granulação com formação de vasos sanguíneos, tecido conjuntivo imaturo, com a presença de fibroblastos e fibras colágenas imaturas. É possível observar também a presença de osteoblastos e osteoclastos, indicando processo de proliferação epitelial e formação de tecido ósseo, com aumento da densidade de fibroblastos e vasos sanguíneos, como consequência do tecido de granulação transitório (VIEIRA et al., 2015).

Na fase proliferativa, por volta do 14º dia após a extração dentária, o coágulo sanguíneo já não existe mais, o qual é substituído por fibras colágenas maduras, com três quartos da matriz colagenosa madura. Além disso, há a redução do tecido conjuntivo não mineralizado, redução de fibroblastos e células inflamatórias, paralelamente à neoformação óssea pela migração e consequente grande presença de osteoclastos, e formação de trabéculas ósseas (GOMES et al., 2019; VIEIRA et al., 2015).

Ao 21º dia, há a redução do volume de osteoblastos, e após esse período, é possível observar a fase de remodelação do tecido ósseo, com alteração da arquitetura óssea, através da substituição do osso imaturo por tecido ósseo maduro. Há também a redução dos componentes de tecido granulomatoso e aumento da formação de matriz óssea. Essa fase pode demorar meses para finalizar, com a cicatrização completa do alvéolo pós-extração (ARAÚJO et al., 2015; GOMES et al., 2019).

2.3 CICATRIZAÇÃO AO REDOR DE IMPLANTES DENTÁRIOS

Por muito tempo, foi preconizado o tratamento com implantes dentários em três estágios: 1ª Extração dentária; 2ª Inserção do implante, após completa cicatrização do alvéolo, por volta de 03 meses; 3ª Realização da prótese sobre implante, com carga oclusal funcional após osseointegração do implante dentário, entre 6 e 12 meses da inserção do implante), o que torna longo o tratamento reabilitador (BRANEMARK et al., 1977; SCHROPP; ISIDOR, 2008).

Atualmente, implantes podem ser inseridos em diferentes estágios de cicatrização após a extração dentária. Hämmerle, Chen e Wilson (2004) classificaram os diferentes tempos de inserção dos implantes dentários: Tipo 1, implantes inseridos imediatamente após extração dentária, no mesmo procedimento cirúrgico; Tipo 2, implantes inseridos entre 4 e 8 semanas após a extração, após completo fechamento e cobertura do tecido mole sobre a cicatriz cirúrgica; Tipo 3, implantes inseridos entre 12 e 16 semanas após a extração, quando grande parte do tecido ósseo, conjuntivo e epitélio estão cicatrizados clinicamente e radiograficamente; Tipo 4, implantes inseridos em regiões completamente cicatrizadas (HÄMMERLE; CHEN; WILSON, 2004).

A inserção dos implantes imediatamente após a extração dentária pode e deve ser considerada para os pacientes (GOIATO et al., 2009; HÄMMERLE; CHEN; WILSON, 2004; RAGUCCI et al., 2020; SCHROPP; ISIDOR, 2008). Para os implantes imediatos, inseridos no mesmo tempo cirúrgico da extração dentária, a principal vantagem é a manutenção dos tecidos duros e moles no local da inserção do implante – principalmente manutenção do tecido ósseo no sentido vestibulolingual, e consequentemente manutenção da estética gengival – além da redução de intervenções cirúrgicas e do tempo para ser realizada a reabilitação do elemento dentário perdido, maior sucesso e maior satisfação do paciente comparado a inserção de implantes tardios (RAGUCCI et al., 2020; SCHROPP; ISIDOR, 2008).

Schropp e Isodor (2008) realizaram uma revisão sistemática com 13 trabalhos, verificando os resultados clínicos da inserção de implantes imediatos e tardios, e verificaram que a inserção de implantes imediatamente após a extração dentária deve ser considerada, porém alguns fatores podem aumentar a taxa de sucesso dos implantes dentários. Primeiramente, deve-se obter a estabilidade primária, que é crucial para a osseointegração, e para isso o alvéolo precisa ter uma boa quantidade e qualidade de tecido ósseo. O implante imediato, inserido após a

extração, pode preservar tecidos moles e duros no alvéolo, o que pode aumentar as taxas de osseointegração e consequente sucesso do implante. O espaço entre o implante e paredes ósseas, originadas do espaço ocupado pelas raízes do dente extraído, é passível de cicatrização e dessa forma, os autores não conseguiram concluir se a utilização de enxertos gengivais ou ósseos, influenciam na cicatrização e osseointegração (SCHROPP; ISIDOR, 2008).

Na região posterior, Ragucci et al. (2020) em uma revisão sistemática, avaliaram a taxa de sucesso e sobrevida de implantes na região de molares inseridos imediatamente após a sua extração, com 20 estudos, entre eles ensaios clínicos randomizados, estudos de coorte prospectivos e série de casos, com acompanhamento mínimo de 01 ano. A taxa de sobrevida foi considerada como implantes que permaneceram na cavidade oral, independente de complicações técnicas ou biológicas; a taxa de sucesso foi considerada como implantes sem qualquer complicação. A taxa de sobrevida dos implantes inseridos imediatamente após a extração foi de 97,8%, enquanto a taxa de sucesso foi de 98,1%. Ragucci et al. (2020) também verificaram o uso de materiais de enxerto, onde implantes que não utilizaram enxerto tiveram taxa de sobrevida de 92,2% e taxa de sucesso de 83,8%, enquanto com o uso de enxertos a taxa de sobrevida foi de 97,7% e a taxa de sucesso de 97,9%, não havendo diferença estatística entre as técnicas. Em conclusão, para Ragucci et al. (2020), implantes inseridos na região de molares, imediatamente após a extração dentária, devem ser considerados por conta de sua alta previsibilidade de sucesso.

A taxa de sobrevida e de sucesso está ligada à osseointegração do implante, que é definida como o contato direto entre o tecido ósseo e a superfície do implante, interposta de tecidos moles, na presença de carga funcional (BRANEMARK et al., 1977). Além disso, o titânio, material utilizado em grande parte dos implantes, possibilita a osseointegração, através de superfícies osseocondutivas, proliferação e diferenciação celular (BOSSHARDT et al., 2017).

No momento da inserção do implante, considerando um indivíduo com ausência de condições sistêmicas que afetam o processo de cicatrização, haverá uma lesão nos vasos sanguíneos com a liberação de proteínas e outras células ao redor do sítio de inserção do implante, com a formação do coágulo e da rede de fibrina, resultando em uma região de tecido necrótico. A abrangência dessa região em que ocorre a cicatrização e osseointegração poderá depender do tipo e do

tratamento de superfície do implante, da largura das roscas do implante e da fresagem pré-inserção do implante, porém segundo Kasemo e Lausma (1994), esta apresenta certa de 0,2 milímetros (mm) entre as roscas do implante e o tecido ósseo (KASEMO; LAUSMA, 1994; VANEGAS-ACOSTA; LANDINEZ. GARZÓN-ALVARADO, 2010).

Após 3 dias da inserção dos implantes, a interface tecido ósseo-implante está rodeada pelo coágulo sanguíneo e pelo infiltrado inflamatório, sustentados por uma rede de fibrina, com predominância de células mononucleares, como observado em um estudo em ratos por Bigueti et al. (2018) e descrito também por Bosshardt et al., (2017).

Após 7 dias da colocação do implante, há a redução do coágulo sanguíneo, com aumento da densidade de fibroblastos e vasos sanguíneos, como resultado da formação do tecido de granulação. Também é possível observar a presença de osteoblastos para a produção de uma nova matriz óssea na região, além de osteoclastos presentes na região do tecido ósseo pré-existente, que chegam ao local cirúrgico devido a osseocondutividade do titânio. Nesse período, há pouca concentração de células inflamatórias (BIGUETTI et al., 2018; MARQUES et al., 2013).

Entre o 14º dia e o 21º dia, há a redução do tecido de granulação, com o aumento da quantidade e densidade da matriz óssea próximo a região do implante, porém, com diversas áreas ainda apresentando tecido conjuntivo em contato com o implante. Nesse período, o tecido gengival se apresenta bem-organizado, com a presença de fibroblastos e fibras colágenas, com poucas células inflamatórias. Há formação de tecido ósseo em contato com o implante (BIGUETTI et al., 2018; MARQUES et al., 2013).

Por volta de 30 dias após a inserção do implante, é possível observar formação de uma cortical óssea ao redor do implante, em processo de remodelação, sendo que em locais mais distantes da superfície do implante, há predominantemente tecido ósseo trabecular. Ao final, por volta de 60 dias após a colocação do implante, é possível observar tecido ósseo maduro, em constante remodelação óssea (BIGUETTI et al., 2018; MARQUES et al., 2013).

2.4. CARGA OCLUSAL EM IMPLANTES DENTÁRIOS

O objetivo da inserção dos implantes osseointegrados é possibilitar a reabilitação protética. Por muito tempo, as próteses implanto-suportadas poderiam ser instaladas somente após osseointegração, o que segundo Branemark et al. (1977), levaria em torno de 3 a 6 meses (BRANEMARK et al., 1977).

Atualmente, é possível a instalação de próteses implanto-suportadas em diferentes estágios de cicatrização. Misch et al. (2004) classificaram os diferentes períodos e tipos de carga oclusal as quais implantes podem receber. Os implantes que recebem cargas oclusais funcionais, se referem a próteses em função, ou seja, a prótese é instalada com contatos oclusais durante os movimentos funcionais; enquanto a carga não funcional não apresenta contato oclusal em qualquer movimento. Os implantes podem ainda receber carga oclusal funcional em diferentes estágios de cicatrização. A carga oclusal imediata se refere a instalação da prótese durante a cirurgia de colocação do implante ou em até duas semanas após a colocação dos implantes; a carga oclusal precoce é a instalação da prótese de duas semanas a três meses após a colocação dos implantes; e a carga oclusal tardia se refere a instalação das próteses após três meses da colocação dos implantes (MISCH et al., 2004).

Da mesma forma que a colocação dos implantes imediatamente após a extração dentária, a colocação de próteses com carga oclusal imediata também pode ser realizada, e possui como vantagem a cirurgia em estágio único, sem a necessidade da cirurgia de reabertura, assim como a obtenção de um melhor perfil de emergência pela melhor conformação do tecido gengival marginal. Adicionalmente, na região posterior, a carga oclusal imediata também gera maior conforto ao paciente, através do reestabelecimento da função, principalmente da mastigação, e manutenção do espaço oclusal, evitando movimentações dentárias no sentido cervico-oclusal ou mesio-distal durante o processo de osseointegração do implante (MISCH et al., 2004).

Porém, a carga oclusal imediata possui critérios para o seu uso. Dentre eles, o alvéolo dentário não pode apresentar infecções locais, deve possuir paredes ósseas para ancoragem do implante, o paciente não deve apresentar forças oclusais parafuncionais (i.e., bruxismo), e principalmente, no momento da inserção, o implante deve apresentar estabilidade primária (PARVINI et al., 2020; TETTAMANTI et al., 2017; WANG et al., 2006).

Definida como o travamento em determinado torque do implante dentário no tecido ósseo imediatamente após a sua inserção, a estabilidade primária – também chamada de estabilidade mecânica – é o principal requisito a ser obtido para possibilitar a carga oclusal imediata (AL-SABBAGH;ELDOMIATY;KHABBAZ, 2019; WANG et al., 2006). A estabilidade primária é influenciada por diversos fatores, como o desenho do implante, condição do tecido ósseo – em relação a quantidade e qualidade - e protocolo cirúrgico específico de sistema de implantes (AL-SABBAGH;ELDOMIATY;KHABBAZ, 2019; DUYCK; VANDAMME, 2014; FALCO; BERARDINI; TRISI, 2018).

Monje et al. (2019), em uma revisão sistemática com 37 trabalhos avaliaram a relação da estabilidade primária com a obtenção da estabilidade secundária – *i.e.* osseointegração do implante ou estabilidade biológica. Os autores concluíram que que a obtenção da estabilidade primária no momento da inserção de implantes leva a uma obtenção mais efetiva da estabilidade secundária, e consequente levando a maiores taxas de sucesso do implante dentário (MONJE et al., 2019).

Além disso, inicialmente devem ser utilizadas próteses provisórias para posterior confecção das próteses definitivas, e estas não devem apresentar contatos prematuros ou interferências durante os movimentos mandibulares, da mesma forma que as próteses definitivas, de modo que ocorra de forma adequada a osseointegração do implante (ABBOUD et al., 2005).

Moraschini et al. (2015), em uma revisão sistemática com 23 trabalhos, avaliaram taxas de sucesso e sobrevida de 7711 implantes dentários em região anterior e posterior de maxila em mandíbula, com tempo médio de 13,4 anos de acompanhamento. Os autores verificaram que os implantes osseointegrados tiveram 94,6% de sobrevida, sendo que aproximadamente 70% da perda dos implantes ocorreu após a inserção do *abutment* e da prótese em oclusão, podendo as falhas estarem diretamente relacionadas à carga oclusal à qual são submetidos. Além disso, pode-se verificar que não há diferença estatística do sucesso entre a carga oclusal imediata ou carga oclusal tardia, sendo as complicações biológicas as mais encontradas como causa das falhas dos implantes (MORASCHINI et al., 2015).

Moraschini e Porto Barbosa (2016) compararam, através de uma revisão sistemática com 5 trabalhos, a taxa de sobrevida e complicações entre implantes que receberam a carga oclusal imediata e a carga oclusal tardia na região posterior da mandíbula. Nesse estudo, não houve diferença estatística da taxa de sucesso entre a

carga oclusal imediata e a carga oclusal tardia, onde a taxa de sucesso variou de 91,7% a 100%. Além disso, os autores avaliaram as complicações biológicas e biomecânicas, as quais não tiveram diferença estatística entre as técnicas de carga oclusal, sendo comuns e originadas por outro fato causal (MORASCHINI; PORTO BARBOSA, 2016).

Mantena, Sivagami e Gottumukkla (2014), através de um ensaio clínico randomizado piloto, verificaram diferenças no nível da crista óssea, em implantes que receberam carga oclusal imediata e carga não funcional, na região posterior da mandíbula. O estudo demonstrou que não houve diferença estatística da altura da crista óssea para ambos os grupos, concluindo que a oclusão e o tempo de carga, não é o fator único determinante para o sucesso do implante (MANTENA; SIVAGAMI; GOTTUMUKKLA, 2014).

Estudos indicam o sucesso da carga imediata na região edêntula posterior (AIQUEL et al., 2020; EINI et al., 2021; ESPOSITO et al., 2013), principalmente em reabilitações unitárias (MORASCHINI; PORTO BARBOSA, 2016; MANTENA; SIVAGAMI; GOTTUMUKKLA, 2014). Entretanto, para a região de molares a carga oclusal funcional imediata não tem sido indicada, sendo sugerida a carga não funcional em seu lugar (WANG et al., 2006). O uso da carga funcional imediata pode estar associado a incerteza dos riscos da perda óssea e ao ocasional insucesso do implante dentário, além de aspectos financeiros (BAHAMMAAM; FAREED, 2019).

A magnitude, direção e duração das forças oclusais às quais o implante e as próteses são submetidos também podem estar relacionadas ao seu sucesso (KIM et al., 2020; TORCATO et al., 2015). Ferreira et al. (2021), em um estudo de caso-controle com 282 pacientes para cada grupo, avaliaram a influência das complicações mecânicas nas falhas do implante dentário, em que foram submetidos a carga oclusal imediata na região posterior e anterior. As complicações mecânicas incluídas foram: fratura da prótese, perda do *abutment*, ou do parafuso de retenção do *abutment*, fratura do *abutment* ou do parafuso de retenção do *abutment*, decimentação da prótese. Apenas 1 falha do implante, para ambos os grupos, foi observada. Complicações biológicas também foram observadas, em 90 pacientes, sendo consideradas: peri-implantite, formação de fístula e abscesso. E dessa forma, os autores concluíram que complicações mecânicas não influenciaram na taxa de sucesso do implante, mas impactaram na incidência de complicações biológicas (FERREIRA et al., 2021).

Além disso, de acordo com alguns autores (BORGES RADAELLI et al., 2018; BRUNE et al., 2019; CHANG et al., 2019; CHRCANOVIC et al., 2017; HUANG; WANG, 2019), cargas oclusais excessivas ou contatos prematuros podem aumentar as tensões ao redor do implante, podendo levar a falhas biomecânicas, perda do parafuso de retenção ou a reabsorções e perdas ósseas marginais. Reabsorções ou perdas ósseas marginais podem ser originadas por fatores biológicos (i.e., peri-implantites) ou fatores mecânicos. Por estímulos mecânicos, o tecido ósseo pode se remodelar, manter ou reabsorver a uma sobrecarga ou subcarga (FROST, H. M., 1990).

Pouco se sabe do comportamento do tecido ósseo com a utilização da carga oclusal imediata em implantes inseridos imediatamente após a extração dentária e dessa forma, torna-se necessário esclarecer e compreender como ocorre a distribuição das forças oclusais geradas pelos contatos oclusais em implantes e no tecido ósseo que recebem implante imediato e carga oclusal imediata.

A carga a qual um corpo é submetido pode ser chamada de força, e cargas repetitivas irão gerar uma resposta determinada pela intensidade dessa força – tensões ou deformações no material observado. O Mecanostato de Frost pode ser utilizado para avaliar a influência de forças mecânicas na resposta celular que irão levar a deformação e às alterações de uma morfologia do tecido ósseo (FROST, 1987, 1990, 2003).

Frost (1987) classificou em janelas, de acordo com a deformação e o comportamento da morfologia, às quais o tecido ósseo é submetido, e assim uma deformação entre 0 microtensão ($\mu\epsilon$) e 200 $\mu\epsilon$ é classificada como zona de carga trivial, podendo ocorrer atrofia do tecido por desuso; entre 200 $\mu\epsilon$ e 2500 $\mu\epsilon$, zona de carga fisiológica, faixa de deformação a qual o tecido ósseo apresenta equilíbrio e manutenção do tecido ósseo; entre 2500 $\mu\epsilon$ e 4000 $\mu\epsilon$ zona de sobrecarga leve, gerando aumento da densidade óssea; e acima de 4000 $\mu\epsilon$ zona de sobrecarga patológica, apresentando reabsorções excessivas (FROST, 1987, 1990, 2003; MISCH, 2008). A partir da teoria do Mecanostato de Frost, é possível verificar, teoricamente, o risco de perda óssea a que um tecido ósseo é submetido a partir do conhecimento da deformação à qual está sendo submetido.

Podemos assim avaliar, teoricamente, o risco da perda óssea em implantes imediatos, inseridos imediatamente após perda dentária, submetidos a carga funcional imediata, e assim conhecer e avaliar o risco de reabsorções nesse tipo de implante.

2.5 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

O método de elementos finitos (MEF) se refere a um modelo computacional, onde modelos geométricos bidimensionais (2D) ou tridimensionais (3D) sofrem uma força em determinado local de sua estrutura, e por meio de equações matemáticas, gera informações sobre tensão e deformação de um certo material. Nele, um problema real é transformado em uma representação teórico-computacional, e assim obtemos informações do problema com possibilidades para sua resolução (GRBOVIĆ; MIHAJLOVIĆ, 2017; LOTTI et al., 2006).

Podem ser utilizados dois tipos de modelos geométricos: 2D e 3D. Os modelos 2D são modelos mais simples, menos precisos; já modelos 3D são modelos mais complexos, demandam maior tempo computacional, porém apresentam resultados mais precisos, consequentemente a interpretação dos resultados está mais próxima da realidade (SHETTY et al., 2010).

Na Odontologia, o método de elementos finitos tem sido utilizado para analisar o comportamento dos materiais, principalmente na Implantodontia (AALAEI et al., 2017; BORGES RADAELLI et al., 2018; BULAQI et al., 2015; GRBOVIĆ; MIHAJLOVIĆ, 2017). Nela, através do MEF, as tensões geradas com prótese unitária sobre implante, com diferentes tipos de cimentos, altura *abutment* ou implantes (ELIAS et al., 2020; BORDIN; CURY, FAOT, 2019). As informações sobre tensão e deformação dos materiais e do tecido ósseo podem ser relacionadas a falhas clínicas, como por exemplo, forças oclusais aplicadas sobre o implante dentário e suas possíveis consequências no implante e no tecido ósseo peri-implantar (ADOLFI et al., 2020; ANITUA; IBARRA; ROTAECHE, 2021; PÉREZ-PEVIDA et al., 2021).

Para realização do MEF, inicialmente se deve definir o problema a ser estudado e realizar um levantamento bibliográfico das propriedades dos materiais estudados, como o Módulo de Young – rigidez do material – e Coeficiente de Poisson – deformação do material. Posteriormente, será definido o modelo geométrico, obtido a partir de tomografia computadorizada, escaneamento da geometria externa ou informações da literatura, para obtermos a geometria em CAD (*computer-aided design*) em formato 2D ou 3D. Após a geometria obtida, iremos ter a fase de discretização, através da geração das malhas, dividindo a geometria em diversas pequenas unidades, os elementos. Cada elemento tem pontos críticos para distribuições tensões, chamados de nós. Quanto mais elementos, mais preciso será

o modelo, porém maior será o tempo computacional necessário para realização da análise. Após a discretização e geração da malha, as propriedades dos materiais estudados serão inseridas, e as condições do carregamento e quais serão as forças às quais o material será submetido são incluídas, para processar em um *software* específico para o MEF, e então analisar os resultados obtidos (GRBOVIĆ; MIHAJLOVIĆ, 2017; SHETTY et al., 2010).

Por ser tratar de uma análise mecânica, dificuldades podem ser encontradas para avaliação de resultados biológicos, devendo essa etapa ser realizada com cautela para não superestimar ou subestimar os resultados obtidos. Além disso, não há estudos que simulam as características biológicas do tecido ósseo imediatamente após a inserção do implante. As características das diferentes fases da cicatrização do tecido ósseo podem ser simuladas através da Lei das Misturas pelo do Método de Voigt, onde a fração de volume de cada elemento constituinte de um material influencia na propriedade final do mesmo (WU, 1970). Ou seja, para a simulação do tecido ósseo em diferentes estágios de cicatrização, a quantidade de células em cada período de cicatrização irá influenciar no módulo de elasticidade final do tecido ósseo, e então poderá trazer informações sobre o comportamento mecânico do sistema implante/prótese sobre implante. Não é do conhecimento desta autora a utilização do Método de Voigt para a simulação de alvéolo pós-extração que recebeu implante com prótese com carga imediata.

Akca et al. (2013) em seu trabalho avaliaram as deformações geradas em próteses *overdentures* sob carga funcional imediata, onde o contato entre o tecido ósseo e o implante foi considerado unido (*"bonded"*) para implantes considerados osseointegrados, e contato friccional considerado para simulação da carga funcional imediata, da mesma forma que outros autores (BAHRAMI et al., 2014; CAMARGOS et al., 2016; CHEN et al., 2017; LIU et al., 2019). Entretanto, Atieh e Shahmiri (2013), definiram para ambos os tipos de carga contato friccional. Radi e Elmahrouky (2016), definiram contatos deslizantes entre as estruturas do implante e tecido ósseo em processo de cicatrização, enquanto Winter, Klein e Karl (2013) definiram um contato não-friccional, considerando implantes de carga funcional imediata sem contato algum com o tecido ósseo, e em implantes considerados osseointegrados definiram contato friccional. O contato friccional descrito por esses autores apresentaram diferentes coeficientes de fricção, e dessa forma, não há uma padronização na literatura da simulação do processo de cicatrização de implantes dentários.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Comparar, em modelos tridimensionais, a distribuição de tensões e deformações geradas em *abutment* e seu parafuso de retenção, no tecido ósseo e em implantes imediatos sob cargas oclusais imediata e precoce, submetidos a forças oclusais funcionais, de um primeiro molar inferior, pelo método de elementos finitos (MEF).

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Comparar a distribuição de tensões geradas nos implantes, *abutments* e em seu parafuso de retenção, sob cargas oclusais imediata e precoce, submetidos a forças oclusais funcionais, através da análise 3D do MEF, pelo critério de von Mises.

2. Comparar a distribuição de deformações geradas no tecido ósseo, cimento e coroa provisórias, no alvéolo recém extraído e na região de cicatrização e osseointegração de implantes sob cargas oclusais imediata e precoce, submetidos a forças oclusais funcionais, através da análise 3D do MEF, pelas deformações principais máxima e mínima.

3. Comparar o risco de perda óssea, utilizando o mecanostato de Frost, em implantes sob carga oclusal imediata e precoce, por meio da intensidade de deformação.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 GRUPOS

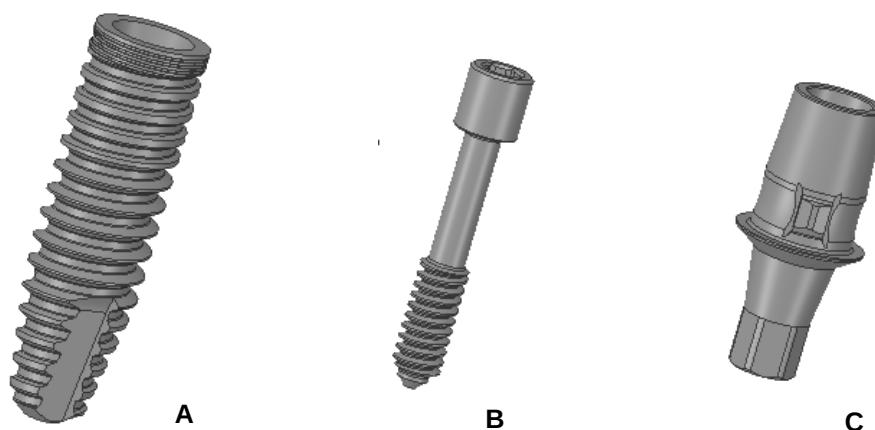
Este trabalho foi formado por quatro grupos, com a simulação de diferentes estágios de cicatrização dos implantes dentários e do alvéolo, segundo a composição celular para cada região. Para a carga oclusal imediata foram simulados a região de osseointegração e cicatrização do implante e do alvéolo 07 dias após extração e inserção do implante sendo aplicadas forças oclusais axiais (grupo CI-DA) e oblíquas (grupo CI-DO). Para a carga oclusal precoce, foram simuladas a região de osseointegração e cicatrização do implante e do alvéolo 21 dias após a extração e inserção do implante, sendo aplicadas forças oclusais axiais (grupo CP-DA) e oblíquas (grupo CP-DO).

4.2 MODELOS GEOMÉTRICOS E PROPRIEDADES DOS MATERIAIS

Os modelos geométricos foram compostos pelas seguintes partes: tecido ósseo cortical, tecido ósseo trabecular, implante dentário, região de cicatrização e osseointegração do implante dentário, alvéolo, *abutment* e seu parafuso de retenção, cimento provisório e coroa provisória. Os modelos geométricos 3D do implante dentário e do *abutment* foram fornecidos pela S.I.N. Implantes (S.I.N. Implants System, São Paulo, Brasil), sendo eles:

- Implante: Cone Morse Linha Strong SW, com 3,8 mm de diâmetro e 13 mm de altura (COD: SWCM 3813), considerado como titânio grau IV (ELIAS et al., 2020) (figura 01 - A);
- *Abutment* base de titânio e seu parafuso de retenção interface S.I.N. Sistema Sirona CEREC compatível com Cone Morse CM SW (COD: ICM 2004 e ATOS) com 3,5 mm de diâmetro, 4,0 de altura para cimentação, e 2,0 mm de transmucoso, sendo considerados como titânio Grau V (ELIAS et al., 2020) (figura 01 – B e C).

Figura 01 – Modelos geométricos obtidos através da S.I.N. Implantes. Em A, implante cone morse; em B parafuso de retenção do *abutment*; em C *abutment*.



FONTE: A autora

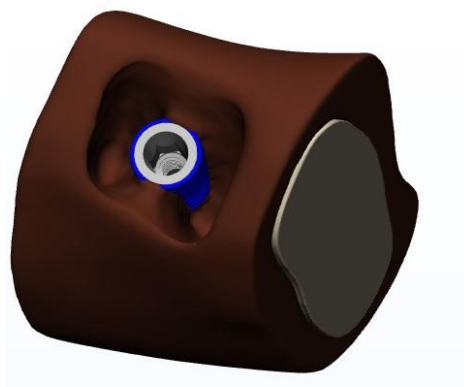
O modelo geométrico do tecido ósseo, com a simulação do alvéolo, foi obtido através da tomografia Cone-Beam (TC) da região de molares inferiores, realizada no Centro Radiológico da Universidade Estadual de Ponta Grossa (CEP #4.741.163, anexo I; Termo de Consentimento Livre Esclarecido, anexo II), contemplando todas as estruturas do primeiro molar inferior. O *software* Mimics Innovaition Suite (Materialise, Leuven, Bélgica) foi utilizado para a processamento de imagens e reconstrução tridimensional, sendo a sua extensão 3-Matic utilizada para obtenção do modelo geométrico do tecido ósseo, com a simulação do alvéolo, e da coroa protética, de acordo com a anatomia obtida pela TC.

Para redução do tempo computacional e de processamento, as imagens da TC obtidas foram restritas a apenas região de interesse – região do primeiro molar inferior. Além disso, apenas a reconstrução e segmentação do tecido ósseo e do elemento dentário foi considerada (descartando a região do canal mandibular), com a mesma finalidade.

Para a simulação, o tecido ósseo foi dividido em tecido ósseo cortical e tecido ósseo trabecular, de acordo com a anatomia da TC utilizada. A região dentária foi subdividida em radicular (com a finalidade de simulação do alvéolo) e coroa (com a finalidade de obter o modelo de coroa provisória). O implante dentário foi simulado posicionado centralizado ao septo ósseo inter-radicular do primeiro molar inferior. Na interface entre o implante dentário e o alvéolo, uma região de 0,55 mm de espessura uniforme acompanhando a anatomia externa das roscas do implante foi considerada como região de cicatrização e osseointegração do implante (figura 02) (VANEGAS-

ACOSTA; LANDINEZ. GARZÓN-ALVARADO, 2010; VANEGAS-COSTA et al., 2011), sendo esta região estando em contato com 18,30% da superfície do implante. O implante dentário foi considerado em contato com o tecido ósseo, estando 43,10% da superfície do implante em contato com o tecido ósseo trabecular e 26,72% com o tecido ósseo cortical (figura 03). O *abutment* foi posicionado, assim como o seu parafuso de retenção.

Figura 02 – Posicionamento do implante dentário em cinza, no septo inter-radicular. Tecido ósseo cortical em marrom; em azul, região de cicatrização e osseointegração.

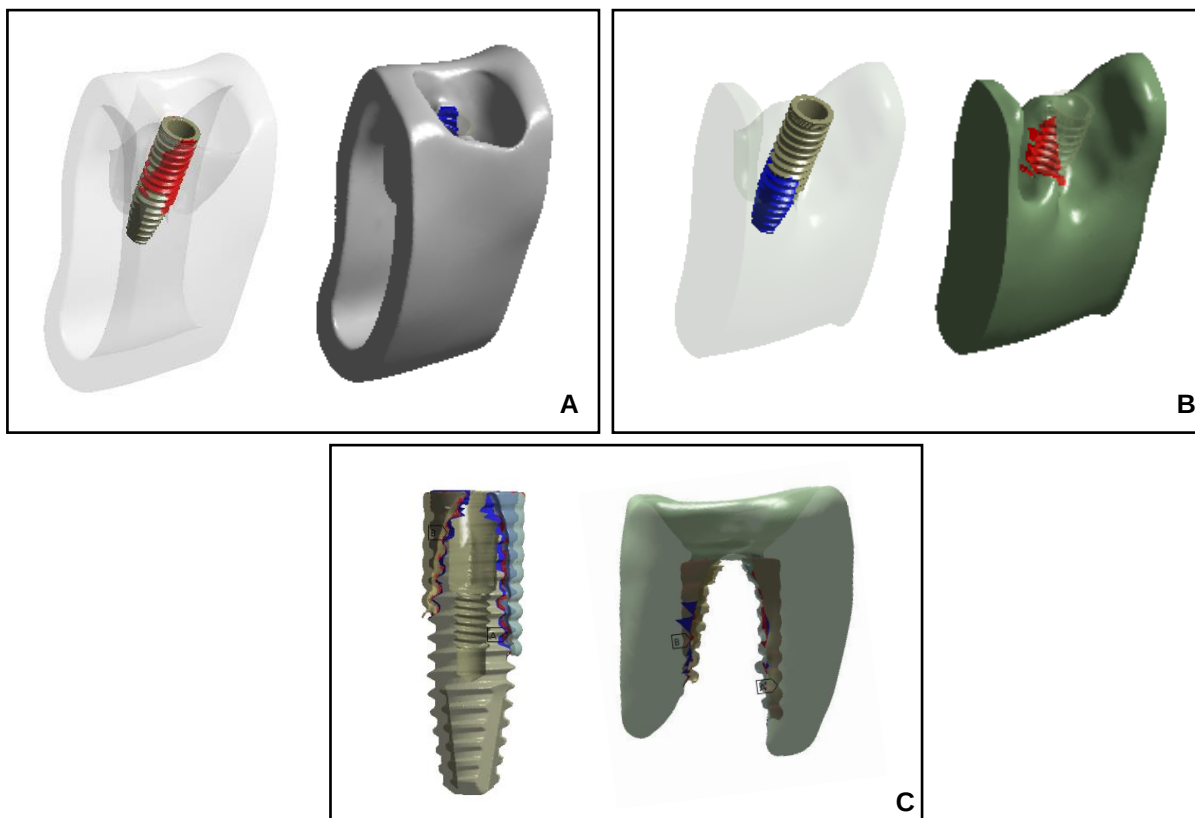


FONTE: A autora.

O modelo geométrico 3D do 1º molar inferior, simulando uma prótese provisória unitária implanto-suportada em polimetilmetacrilato (PMMA), foi obtido da mesma forma através da TC e, uma espessura de até 0,25 mm foi considerada entre a prótese provisória e o *abutment*, simulando o cimento provisório de óxido de zinco e eugenol. A espessura ideal para cimentos provisórios de óxido de zinco e eugenol, segunda a *American Dental Association* (ADA) é de 0,025 mm (*ADA specification* nº 30, 1997), porém os softwares utilizados neste trabalho não reconheciam espessura tão fina como um sólido, não realizado a geração de malha e dessa forma impossibilitando o processamento. Dessa forma, uma espessura 0,25 mm - 10 vezes maior que a recomendada – foi considerada.

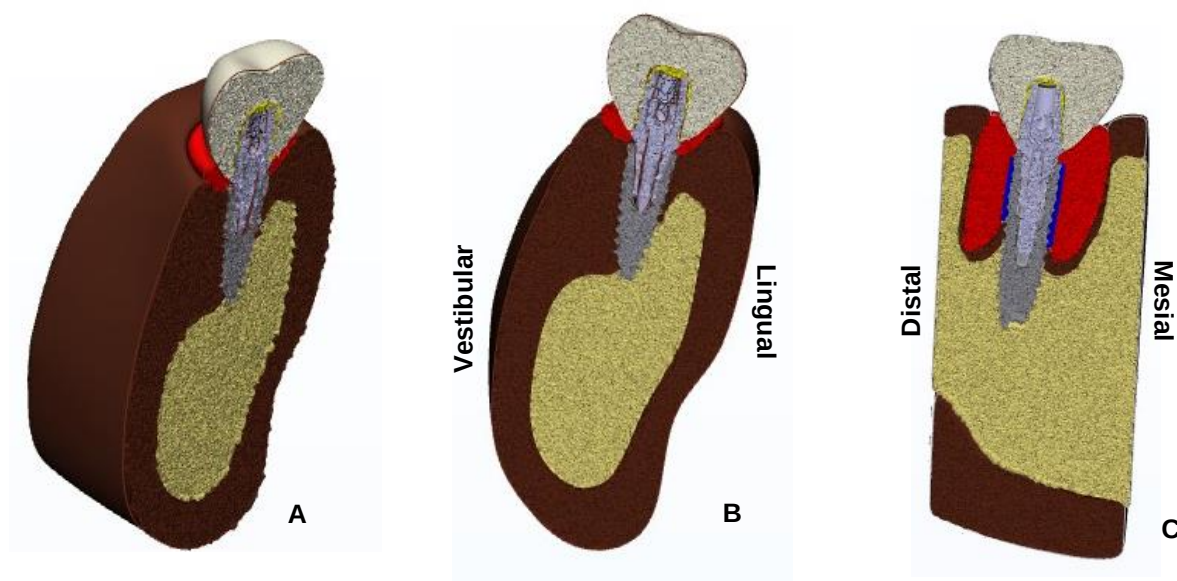
O modelo completo, de acordo com as posições de cada estrutura, está ilustrado na figura 04. O tecido gengival não foi simulado, porém entre a coroa protética provisória e o tecido ósseo foi respeitada a distância do tecido gengival (figura 05) (AMID et al., 2017). As dimensões (em milímetros) de cada região estão ilustradas nas figuras 06 a 11.

Figura 03 – Regiões de contato do implante dentário. Em A, tecido ósseo cortical em contato com 26,72% da superfície do implante; em B, tecido ósseo trabecular em contato 43,1% da superfície do implante; em C, alvéolo e região de cicatrização e osseointegração em contato com 18,30% da superfície do implante.



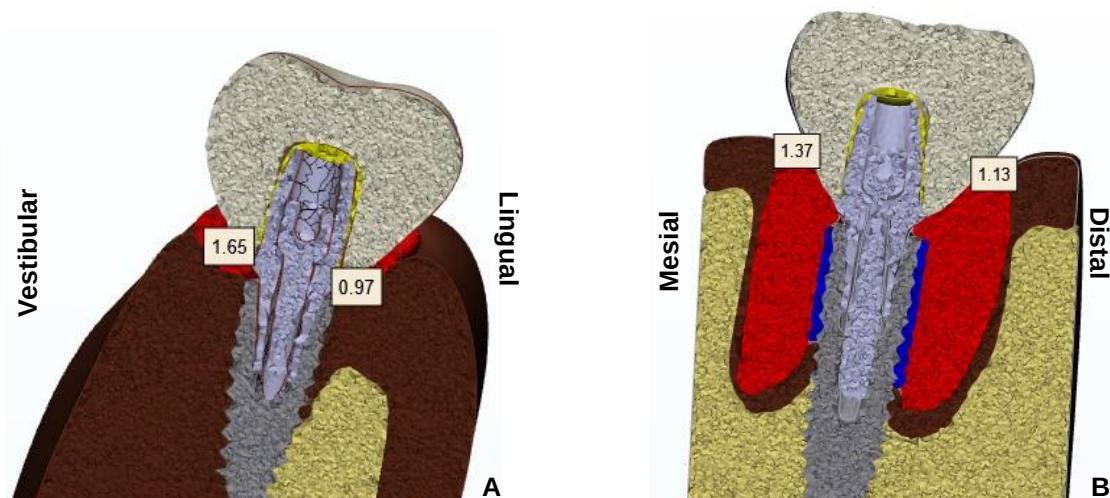
FONTE: A autora.

Figura 04 – Posicionamento geométrico das estruturas. Em A e B, estrutura completa em corte sagital; em C, estrutura completa em corte coronal. Em marrom, tecido ósseo cortical; em bege, tecido ósseo trabecular; em azul, região de osseointegração do implante; em cinza, implante dentário, *abutment* e seu parafuso de retenção; em vermelho alvéolo; em amarelo, região do cimento provisório; em branco, coroa provisória.



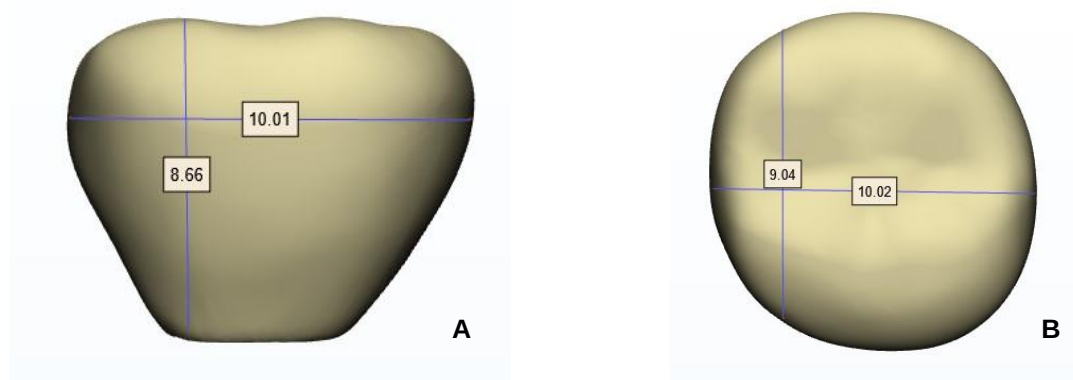
FONTE: A autora.

Figura 05 Distância em milímetros da coroa protética em relação ao tecido gengival. Em A, corte sagital, e em B corte coronal. Em marrom, tecido ósseo cortical; em bege, tecido ósseo trabecular; em azul, região de cicatrização e osseointegração do implante; em cinza, implante dentário, *abutment* e seu parafuso de retenção; em vermelho, alvéolo; em amarelo, região de cimento provisório; em branco, coroa provisória.



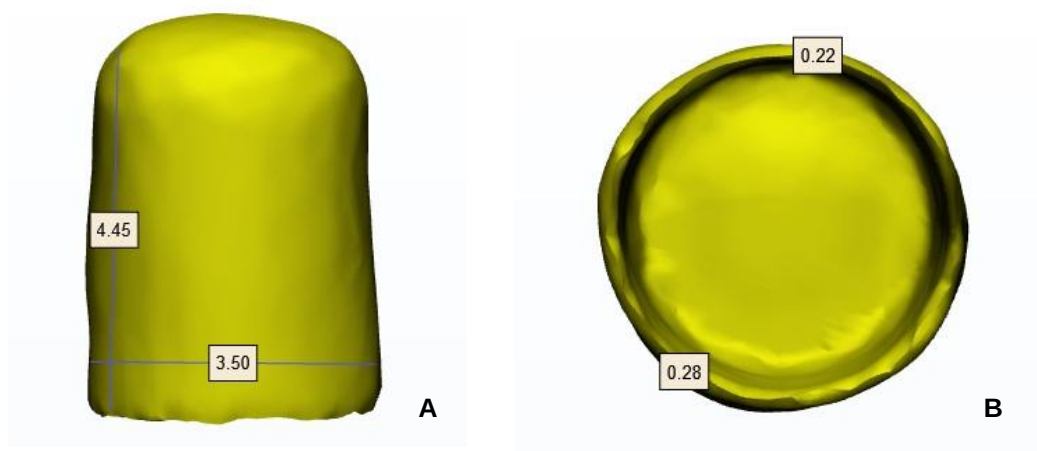
FONTE: A autora.

Figura 06 – Dimensões em milímetros obtidas para a coroa provisória do primeiro molar inferior. Em A, vista vestibular, com dimensões da altura cervico-oclusal e largura mesio-distal; em B, vista oclusal, com dimensões da largura mesio-distal e vestibulo-lingual.



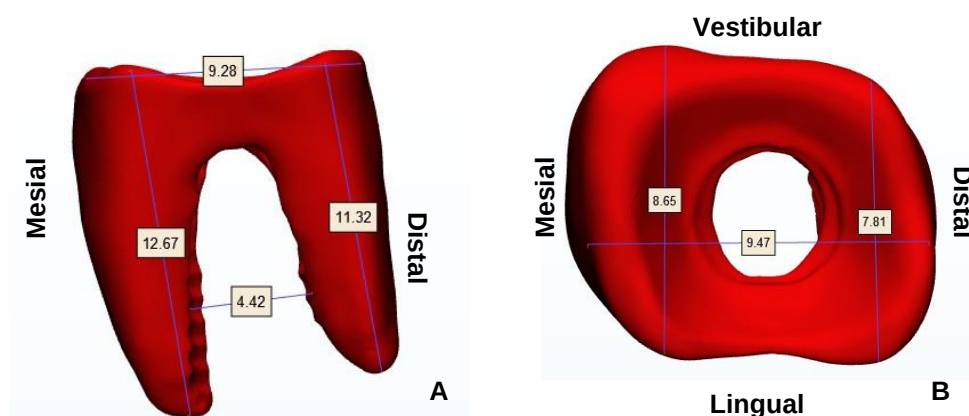
FONTE: A autora.

Figura 07 – Dimensões em milímetros obtidas para o cimento provisório de óxido de zinco e eugenol. Em A, vista vestibular, com dimensões da altura cervico-oclusal e largura mesio-distal; em B, vista cervical, com dimensões da espessura do cimento.



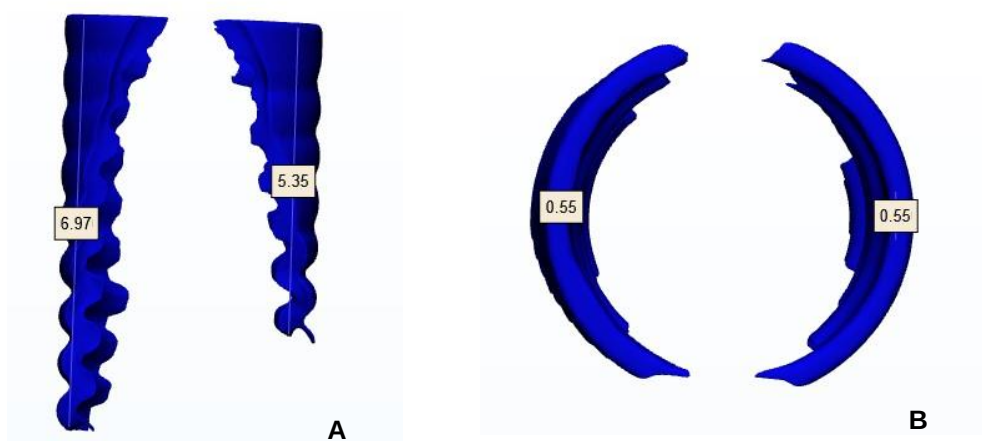
FONTE: A autora

Figura 08 – Dimensões em milímetros obtidas para alvéolo. Em A, vista lingual, com dimensões da altura cervico-apical, largura mesio-distal inter-radicular; em B, vista oclusal, com larguras mesio-distal e vestibulo-lingual.



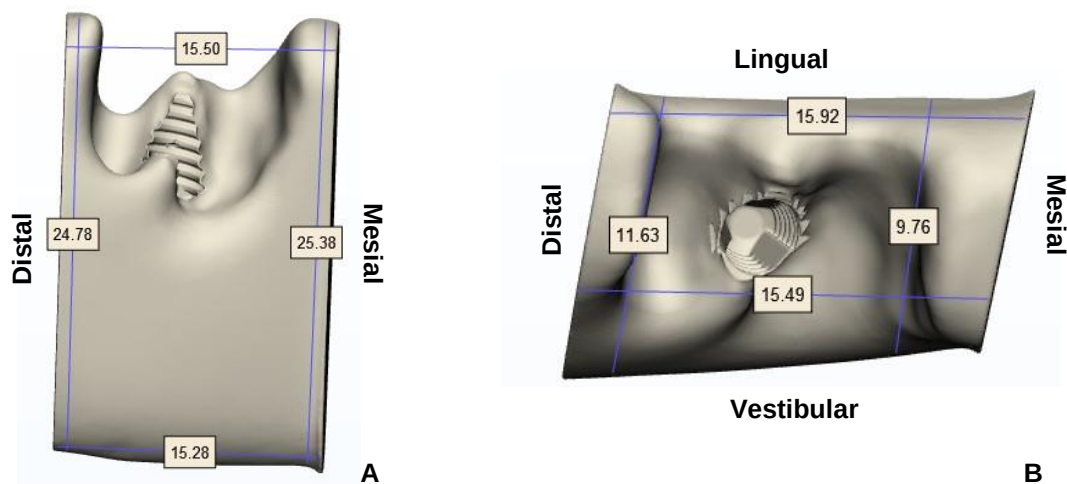
FONTE: A autora.

Figura 09 – Dimensões em milímetros obtidas para a região de cicatrização e osseointegração do implante. Em A, vista vestibular, com dimensões da altura. Em B, vista oclusal, com dimensões da espessura.



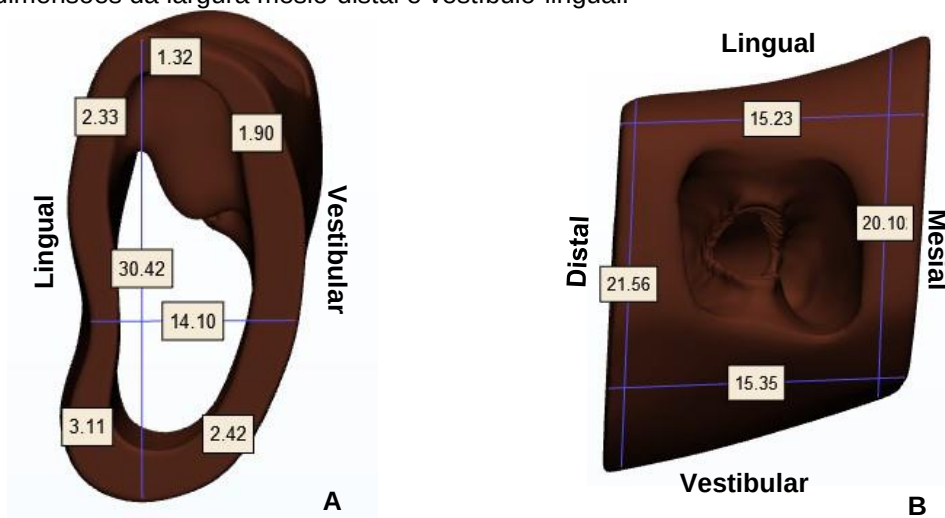
FONTE: A autora.

Figura 10 – Dimensões em milímetros obtidas para tecido ósseo trabecular. Em A, vista vestibular, com dimensões de altura e largura mesio-distal. Em B, vista oclusal, com dimensões da largura mesio-distal e vestibulo-lingual.



FONTE: A autora.

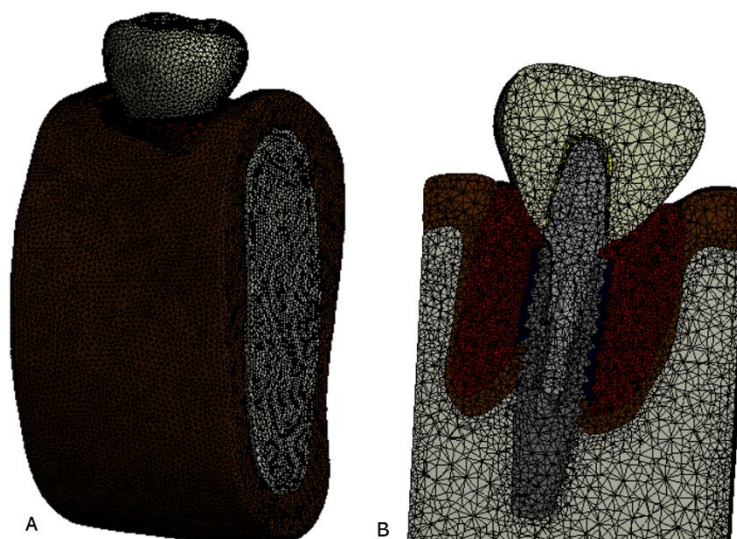
Figura 11 – Dimensões em milímetros obtidas para tecido ósseo cortical. Em A, vista lateral, com dimensões de altura e largura vestibulo lingual e espessuras da cortical óssea. Em B, vista oclusal, com dimensões da largura mesio-distal e vestibulo-lingual.



FONTE: A autora.

Todos os modelos geométricos foram então transportados para o *software* SolidWorks (Dassault Systèmes, Solidworks Corp., EUA), para conformação da geometria final e posteriormente exportados para o *software* Ansys (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA) para realizar a geração da malha com elemento tetraédricos (figura 12), obtendo-se 1171970 nós e 796018 elementos.

Figura 12 – Malha obtida após refinamento. Em A, modelo geométrico completo, e em B, detalhe das regiões de interesse – região de cicatrização e osseointegração em azul e amarelo, tecido ósseo cortical em cinza, tecido ósseo trabecular em verde, e alvéolo em verde claro. Malha obtida possui 1171970 nós e 796018 elementos.



FONTE: A autora.

Os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos, e linearmente elásticos, e suas propriedades de Módulo de Elasticidade e de Coeficiente de Poisson, descritas tabela 1, para cada material, foram obtidas da literatura.

Tabela 01. Módulo de elasticidade (GPa) e Coeficiente de Poisson dos materiais que foram utilizados.

Material/Tecido	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson
Osso Cortical (ELIAS et al., 2020; ESKITASCIUGLU et al., 2004)	13,7	0,3
Osso Trabecular (ELIAS et al., 2020; ESKITASCIUGLU et al., 2004)	1,37	0,3
Titânio Grau IV (CASTOLO et al. 2018)	104	0,37
Titânio Grau V (CASTOLO et al. 2018)	114	0,33
Poli-Metilmetacrilato – PMMA (RIDWAN-PRAMANA et al., 2015; SIRANDONI et al., 2019)	3	0,38
Cimento de óxido de zinco e eugenol (SRIVASTAVA, et al., 2018)	0,000135	0,3

4.3 CONDIÇÕES DE CONTATO

As superfícies de titânio, implante, parafuso de retenção e *abutment*, foram consideradas unidas (“*bonded*”) (FERREIRA et al., 2014)., assim como as estruturas entre o cimento provisório e *abutment*, e entre coroa e cimento provisório também foram consideradas unidas (“*bonded*”). O contato entre o implante dentário, a sua região de cicatrização e osseointegração e o tecido ósseo foram considerados unidos (“*bonded*”) (FERREIRA et al., 2014), entretanto, a região de cicatrização e osseointegração teve o seu módulo de elasticidade baseado na Lei das Misturas.

Para a Lei das Misturas, cada fase, ou fração de volume, dos elementos constituintes de um material influencia em sua propriedade final. Para isso, deve-se considerar que o material não possui espaços vazios, além de haver união perfeita entre os elementos constituintes. Com base nessa lei, o Modelo de Voigt foi aplicado, onde o somatório das frações de volume de cada elemento constituinte multiplicado pelo seu módulo de elasticidade resulta no módulo de elasticidade aproximado de um material (WU, 1970), de acordo com a equação 01, onde, ε é o módulo de elasticidade final; a fração de volume do elemento constituinte e ε_n o seu módulo de elasticidade correspondente:

$$\varepsilon = \sum (\text{frações de volume} \times \varepsilon_n) \quad (1)$$

Dessa forma, a Lei das Misturas e o Modelo de Voigt foram utilizados para estimar o módulo de elasticidade do tecido ósseo ao redor de implantes sob carga oclusal imediata (CI-DA e CI-DO) e carga oclusal precoce (CP-DA e CP-DO), através da concentração de células (elementos constituintes e suas frações de volume) durante esses dois estágios de cicatrização e de osseointegração do implante dentário. Para isso, as concentrações de células no 7º dia após a inserção de um implante, para os grupos CI-DA e CI-DO, e 21º dia após a inserção de um implante, para os grupos CP-DA e CP-DO, de acordo com o estudo *in vivo* de Biguetti et al. (2018) foram considerados para o cálculo, descritos nas tabelas 2 e 3 respectivamente.

A região de cicatrização e osseointegração, a interface entre o implante dentário e o tecido ósseo de 0,55 mm a partir da superfície mais profunda da rosca do implante (VANEGAS-ACOSTA; LANDINEZ. GARZÓN-ALVARADO, 2010; VANEGAS-COSTA et al., 2011), serviram para simulação do local de cicatrização e

osseointegração e dessa forma, o módulo de elasticidade do tecido ósseo foi modificado, sendo para CI-DA e CI-DO = 0,576706196 GPa e para CP-DA e CP-DO = 1,004387135 GPa. O coeficiente de Poisson os quatro grupos de estudo, permaneceu de 0,3 (ELIAS et al., 2020; ESKITASCIOGLU et al., 2004).

Tabela 02. Módulo de elasticidade do tecido ósseo ao redor do implante dentário para o modelo de oclusal mediata (CI-DA e CI-DO) obtido através das Lei das Misturas pelo Método de Voigt.

Composição do tecido mole	Fração de volume*	Módulo de Elasticidade (GPa)	Fração de Volume x Módulo de Elasticidade (GPa)
Coágulo sanguíneo [†]	0,0134	0,00000065 (VANEGAS ACOSTA; LANDINEZ. GARZÓN-ALVARADO, 2010; VANEGAS-COSTA et al., 2011)	$8,71 \cdot 10^{-9}$
Tecido de granulação [‡]	0,2668	0,002 (LACROIX; PRENDERGAST, 2002)	0,0005336
Fibroblastos	0,0903	0,0001 (HAGA et al., 2000)	$9,03 \cdot 10^{-6}$
Matriz óssea	0,0689	1 (LACROIX; PRENDERGAST, 2002)	0,0689
Fibras Colágenas	0,1786	0,002 (CHOU; MÜFTÜ, 2013)	0,0003572
Tecido Conjuntivo [⊥]	0,382	0,7 (VANEGAS-ACOSTA; LANDINEZ. GARZÓN-ALVARADO, 2010; VANEGAS-COSTA et al., 2011;2011)	0,2674
Tecido Mole	0,7681	0,33719983871 [†]	0,259003196
Tecido Ósseo	0,2319	1,37 (ESKITASCIOGLU et al., 2004)	0,317703
Módulo de Elasticidade Final (GPa)			0,576706196

* Valores das frações de volume obtidos de Bigueti et al. (2018).

† Para o coágulo sanguíneo, foram considerados valores da rede de fibrina, formada durante a formação do coágulo sanguíneo.

‡ No tecido de granulação foram consideradas células inflamatórias, vasos sanguíneos neoformados e outros elementos, conforme descrito por Bigueti et al. (2018).

⊥ No tecido conjuntivo, foram incluídas células constituídas do tecido conjuntivo descritas por Bigueti et al. (2018). As células incluídas foram osteoclastos e osteoblastos.

† Valor obtido do somatório das Frações de Volume x Módulo de Elasticidade (GPa) da composição do tecido mole.

CI-DA: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais axiais.

CI-DO: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais oblíquas.

Tabela 03. Módulo de elasticidade do tecido ósseo ao redor do implante dentário para o modelo de carga oclusal precoce (CP-DA e CP-DO) obtido através das Lei das Misturas pelo Método de Voigt.

Composição do tecido mole	Fração de volume*	Módulo de Elasticidade (GPa)	Fração de Volume x Módulo de Elasticidade (GPa)
Coágulo sanguíneo	0	0,00000065 (VANEGAS-ACOSTA; LANDINEZ. GARZÓN-ALVARADO, 2010; VANEGAS-COSTA et al., 2011)	0
Tecido de granulação [‡]	0,0621	0,002 (LACROIX; PRENDERGAST, 2002)	0,0001242
Fibroblastos	0,0245	0,0001 (HAGA et al., 2000)	$2,45 \cdot 10^{-6}$
Matriz óssea	0,5039	1 (LACROIX; PRENDERGAST, 2002)	0,5039
Fibras Colágenas	0,0628	0,002 (CHOU; MÜFTÜ, 2013)	0,0001256
Tecido Conjuntivo [⊥]	0,3467	0,7 (VANEGAS-ACOSTA; LANDINEZ. GARZÓN-ALVARADO, 2010; VANEGAS-COSTA et al., 2011)	0,24269
Tecido Mole	0,5722	0,74684225 [†]	0,427343135
Tecido Ósseo	0,4212	1,37 (ESKITASCIOGLU et al., 2004)	0,577044
Módulo de Elasticidade Final (GPa)			1,004387135

* Valores das frações de volume obtidos de Bigueti et al. (2018).

‡ No tecido de granulação foram consideradas células inflamatórias, vasos sanguíneos neoformados e outros elementos, conforme descrito por Bigueti et al. (2018).

⊥ No tecido conjuntivo, foram incluídas células constituídas do tecido conjuntivo descritas por Bigueti et al. (2018). As células incluídas foram osteoclastos e osteoblastos.

† Valor obtido do somatório das Frações de Volume x Módulo de Elasticidade (GPa) da composição do tecido mole.

CP-DA: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais axiais.

CP-DO: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais oblíquas.

Na região onde estariam localizadas as porções radiculares do alvéolo, também foi aplicada a Lei das Misturas pelo Método de Voigt, considerando o processo de cicatrização e a concentração de células do tecido ósseo após o 7º dia (CI-DA e CI-DO) após o 21º dia (CP-DA e CP-DO) da extração dentária, descrito por Vieira et al. (2015). E, da mesma forma que a região de cicatrização e osseointegração dos implantes, na região do alvéolo, foi simulado o tecido de cicatrização com o módulo de elasticidade de 0,44402318652 GPa para os grupos CI-DA e CI-DO, e de

1,02553155415 GPa para o grupos CP-DA e CP-DO, conforme descrito nas tabelas 4 e 5. O coeficiente de Poisson para ambas as cargas, permaneceu de 0,3.

Tabela 04. Módulo de elasticidade do alvéolo recém-extraído para o modelo de carga oclusal imediata (CI-DA e CI-DO) obtida através das Lei das Misturas pelo Método de Voigt.

Composição do tecido mole	Fração de volume*	Módulo de Elasticidade (GPa)	Fração de Volume x Módulo de Elasticidade (GPa)
Coágulo sanguíneo	0,0489	0,00000065 (VANEGAS-ACOSTA; LANDINEZ. GARZÓN-ALVARADO, 2010; VANEGAS-COSTA et al., 2011)	3,1785.10 ⁻⁸
Tecido de granulação‡	0,1911	0,002 (LACROIX; PRENDERGAST, 2002)	0,0003822
Fibroblastos	0,1323	0,0001 (HAGA et al., 2000)	1,323.10 ⁻⁶
Matriz óssea	0,2535	1 (LACROIX; PRENDERGAST, 2002)	0,2535
Fibras Colágenas	0,2436	0,002 (CHOU; MÜFTÜ, 2013)	0,0004872
Tecido Conjuntivo [⊥]	0,1306	0,7 (VANEGAS-ACOSTA; LANDINEZ. GARZÓN-ALVARADO, 2010; VANEGAS-COSTA et al., 2011)	0,09142
Tecido Mole	0,9041	0,345802662 [†]	0, 3126401867142
Tecido Ósseo	0,0959	1,37 (ESKITASCIOGLU et al., 2004)	0,131383
Módulo de Elasticidade Final (GPa)			0,44402318652

* Valores das frações de volume obtidos de Vieira et al. (2015).

‡ No tecido de granulação foram consideradas células inflamatórias, vasos sanguíneos neoformados e outros elementos, conforme descrito por Vieira et al. (2015).

⊥ No tecido conjuntivo, foram incluídas células constituídas do tecido conjuntivo descritas por Vieira et al. (2015). As células incluídas foram osteoclastos e osteoblastos.

† Valor obtido do somatório das Frações de Volume x Módulo de Elasticidade (GPa) da composição do tecido mole.

CI-DA: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais axiais.

CI-DO: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais oblíquas.

Tabela 05. Módulo de elasticidade do alvéolo recém-extraído para o modelo de carga oclusal precoce (CP-DA e CP-DO) obtido através das Lei das Misturas pelo Método de Voigt.

Composição do tecido mole	Fração de volume*	Módulo de Elasticidade (GPa)	Fração de Volume x Módulo de Elasticidade (GPa)
Coágulo sanguíneo	0	0,00000065 (VANEGAS-ACOSTA; LANDINEZ. GARZÓN-ALVARADO, 2010; VANEGAS-COSTA et al., 2011)	0
Tecido de granulação‡	0,3331	0,002 (LACROIX; PRENDERGAST, 2002)	0,0006662
Fibroblastos	0,0718	0,0001 (HAGA et al., 2000)	$7,18 \cdot 10^{-6}$
Matriz óssea	0,396	1 (LACROIX; PRENDERGAST, 2002)	0,396
Fibras Colágenas	0,1029	0,002 (CHOU; MÜFTÜ, 2013)	0,0002058
Tecido Conjuntivo [⊥]	0,0962	0,7 (VANEGAS-ACOSTA; LANDINEZ. GARZÓN-ALVARADO, 2010; VANEGAS-COSTA et al., 2011)	0,06734
Tecido Mole	0,3803	0,46421918 [†]	0,176542554154
Tecido Ósseo	0,6197	1,37 (ESKITASCIOGLU et al., 2004)	0,848989
Módulo de Elasticidade Final (GPa)			1,025531554154

* Valores das frações de volume obtidos de Vieira et al. (2015).

‡ No tecido de granulação foram consideradas células inflamatórias, vasos sanguíneos neoformados e outros elementos, conforme descrito por Vieira et al. (2015).

⊥ No tecido conjuntivo, foram incluídas células constituídas do tecido conjuntivo descritas por Vieira et al. (2015). As células incluídas foram osteoclastos e osteoblastos.

† Valor obtido do somatório das Frações de Volume x Módulo de Elasticidade (GPa) da composição do tecido mole

CP-DA: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais axiais.

CP-DO: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais oblíquas.

4.4 CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO, PROCESSAMENTO E ANÁLISE DE RESULTADOS

Para a simulação, inicialmente foi realizado o pré-torque do implante dentário de 45N e do parafuso de retenção do *abutment* de 20N, de acordo com as recomendações do fabricante S.I.N. Implants. E posteriormente, foi realizada a simulação da carga oclusal axial (em três pontos do dente, na face interna da cúspide mesio-lingual e das cúspides disto vestibular e na face externa da cúspide mesio-

vestibular) e oblíqua (em 45° na face interna das cúspides linguais. Uma carga oclusal funcional de 100 N com 1 segundo de duração, foi aplicada para ambos os tipos de cargas, correspondendo a forças oclusais funcionais, (AALAEI et al., 2017; BORGES-RADAELI et al., 2018).

Foram utilizados para a análise dos resultados: o critério de von Mises para avaliação das distribuições das tensões geradas no implante e no *abutment* e seu parafuso de retenção; as deformações principais máxima e mínima para avaliar as deformações geradas no tecido ósseo cortical e trabecular, região de cicatrização e osseointegração, cimento, prótese provisória e alvéolo.

O risco de perda óssea foi avaliado para o tecido ósseo cortical e trabecular, alvéolo e região de cicatrização e osseointegração, em que dados sobre a deformação em cada ponto de nó da malha foram extraídos através da intensidade de deformação (em $\mu\epsilon$) gerada em cada ponto. A deformação gerada em cada ponto de todos os nós foram tabulados e classificados de acordo com o mecanostato de Frost (FROST 1987; 1990; 2003), em que o tecido ósseo e seu comportamento é relacionado a carga a qual é submetido, sendo dividido teoricamente em: desuso ou atrofia por desuso (deformação até 200 $\mu\epsilon$), equilíbrio ou manutenção óssea (deformação entre 200 e 2500 $\mu\epsilon$), sobrecarga leve (deformação entre 2500 e 4000 $\mu\epsilon$), sobrecarga e reabsorção óssea patológica (deformação acima de 4000 $\mu\epsilon$) (FROST, 1987; 1990; 2003; MISCH, 2008).

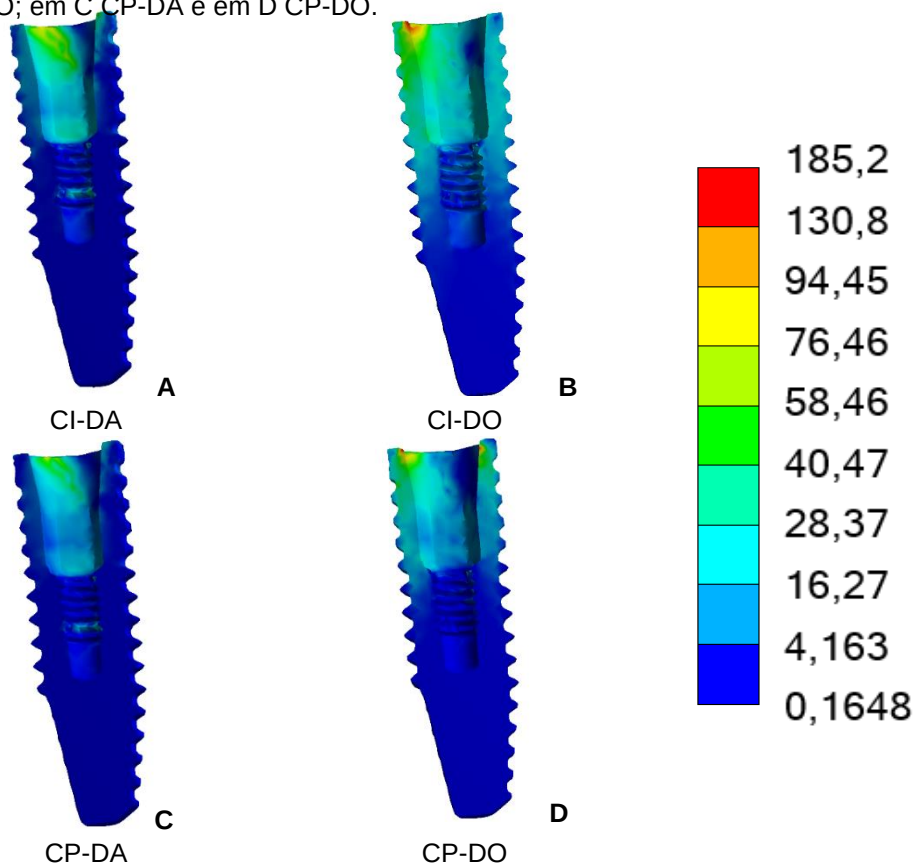
5 RESULTADOS

5.1 CRITÉRIO DE VON MISES

As tensões geradas, em megapascal (MPa), obtidas pelo critério de von Mises estão representados na figura 13 para os implantes dentários (titânio grau IV). Na figura 14 estão representadas as tensões geradas em Mpa, obtidos pelo critério de von Mises para o *abutment* e seu parafuso de retenção (titânio grau V).

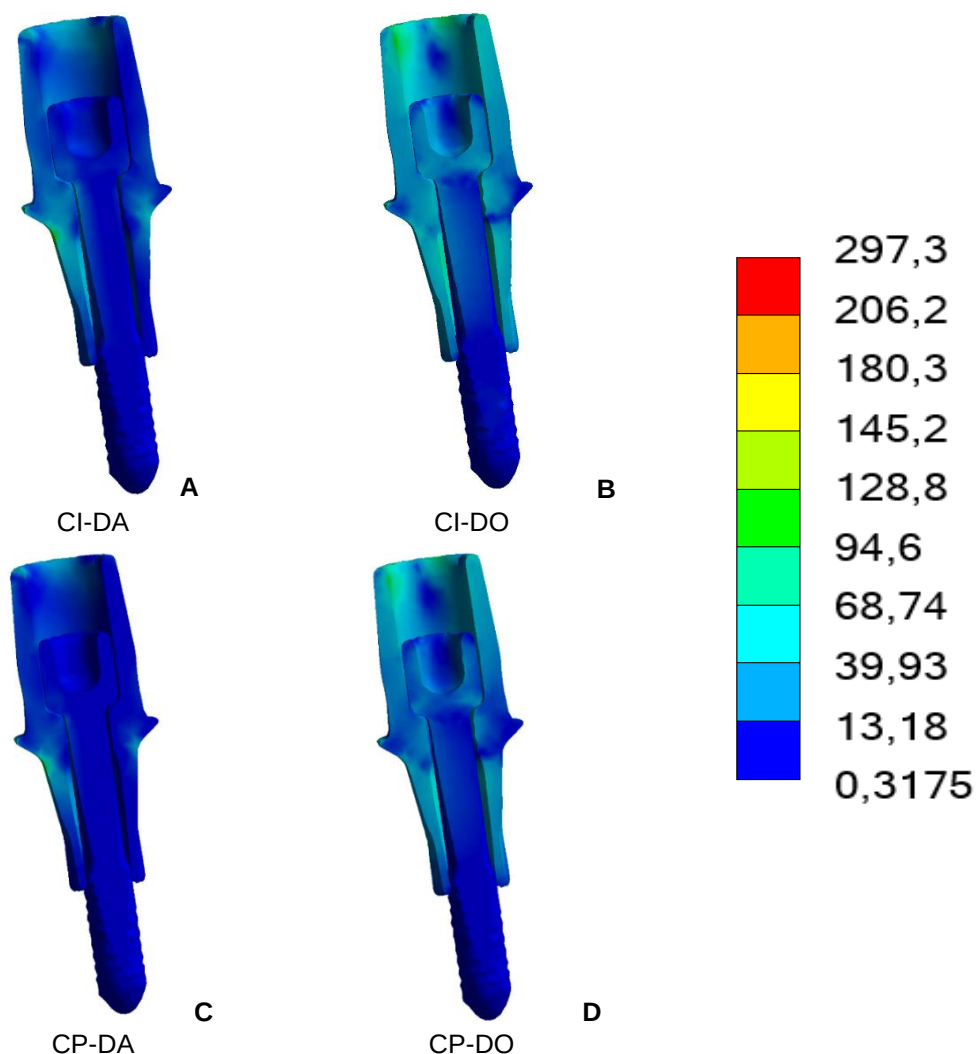
É possível observar comportamento semelhante desses materiais entre os grupos com a mesma direção de força, apresentando pequenas regiões de tensões, com maior intensidade nos grupos com direção oblíqua, visto que esses materiais de titânio sofreram carga semelhante, sem alteração do seu módulo de elasticidade entre os grupos. Para o implante, as regiões de maiores tensão foram localizadas na região cervical, enquanto no *abutment* e seu parafuso de retenção as tensões foram distribuídas por todo o *abutment*.

Figura 13 – Tensões geradas em Mpa no implante dentário (titânio grau IV). Em A grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.



FONTE: A autora.

Figura 14 – Tensões geradas em Mpa no *abutment* e seu parafuso de retenção (titânio grau V). Em A grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.



FONTE: A autora.

5.2 DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS MÁXIMAS E MÍNIMAS

Os resultados obtidos para as deformações principais máxima e mínima – coroa provisória, cimento provisório, região de cicatrização e osseointegração, alvéolo, – estão representados da figura 15 à figura 26. As deformações máximas se referem às forças de tração, quando os valores resultantes são positivos, enquanto as deformações mínimas se referem a forças de compressão quando os valores resultantes são negativos.

Para a coroa protética provisória, maiores deformações de tração (deformação principal máxima) e compressões (deformação principal mínima) podem ser observadas nos grupos de CI-DO e CP-DO. Houve pequena diferença na

distribuição de deformações de tração entre os CI-DA e CP-DA, e nas deformações de compressão entre os grupos CI-DO e CP-DO. Da mesma forma, no cimento provisório, com simulação de um cimento de óxido de zinco, maiores deformações principais máximas e mínimas foram observadas nos grupos que receberam forças oblíquas (CI-DO e CP-DO), com pequena diferença entre os grupos de carga funcional imediata e precoce que receberam a mesma direção de forças.

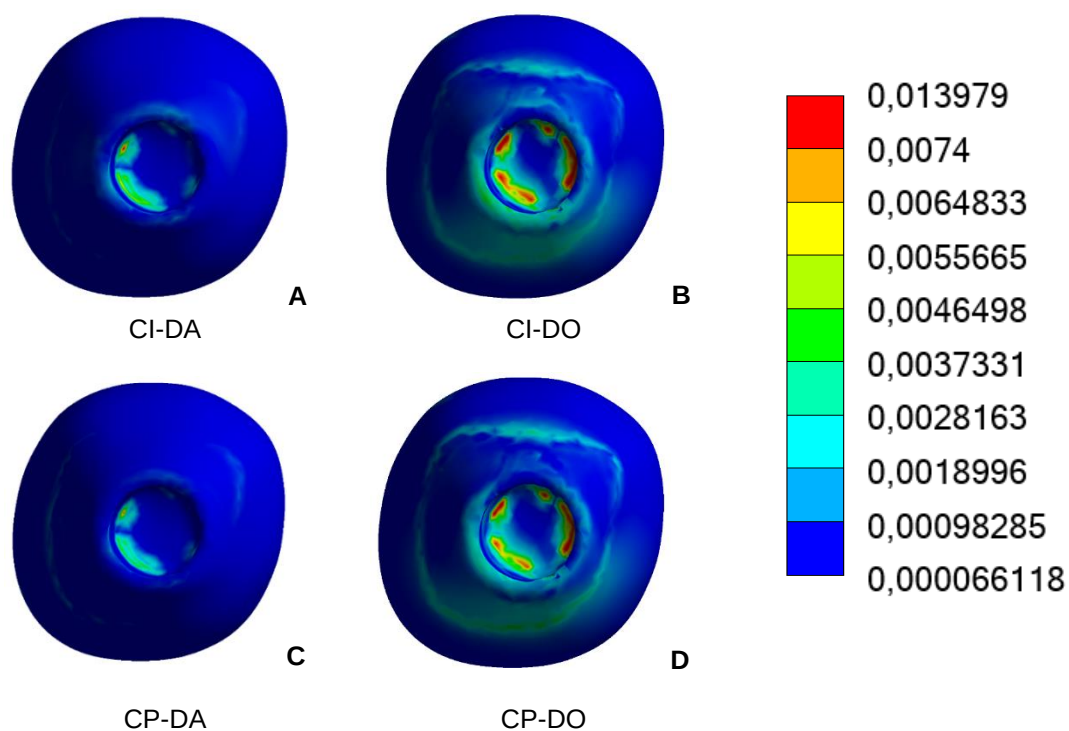
No tecido ósseo cortical, as deformações principais máximas das cargas oclusais imediata e precoce foram semelhantes entre grupos que receberam a mesma direção de carga – axial ou oblíqua. Os grupos que sofreram cargas oblíquas (CI-DO e CP-DO) tiveram maiores deformações em relação a carga axial (CI-DA e CP-DA), sendo essas deformações concentradas na região em contato com o implante dentário. Para as deformações principais mínimas, foram observadas maiores deformações nos grupos que receberam carga imediata (CI-DA e CI-DO), concentradas na região de contato com o implante dentário.

No tecido ósseo trabecular, as deformações principais máximas e mínimas foram maiores para a carga funcional imediata (CI-DA e CI-DO) na região cervical de contato com o implante dentário. Maiores deformações também podem ser observadas na carga funcional precoce para o grupo de forças oblíquas (CP-DO), sendo que para ambos os grupos de forças oblíquas (CI-DO e CP-DO), as deformações estão concentradas no septo-interadicular. Houve maior deformação principal mínima do tecido ósseo trabecular nos grupos que sofreram forças oblíquas, tanto o grupo CI-DO quanto para o grupo CP-DO.

No alvéolo, onde o módulo de elasticidade foi alterado entre os grupos, através da Lei das misturas em que foi considerada a concentração de células, as deformações máximas e mínimas foram maiores nos grupos de cargas oblíquas (CI-DO e CP-DO), com maiores concentrações na região de contato com a coroa provisória e na região de contato com *abutment*, no grupo de carga funcional imediata (CI-DO).

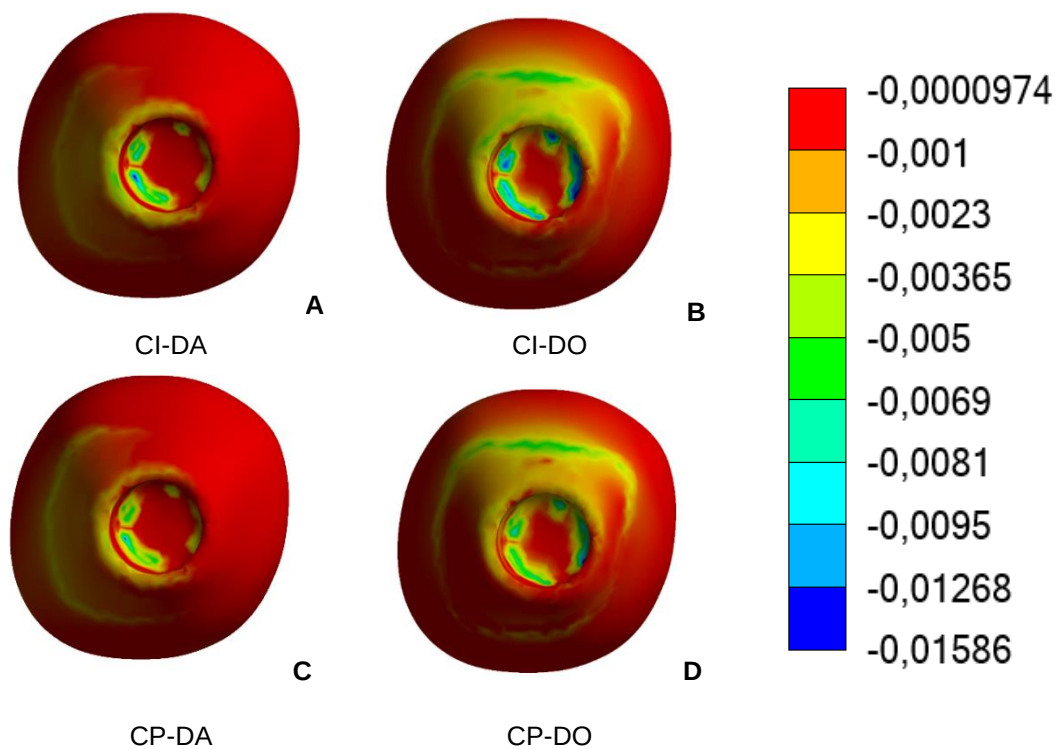
A região de cicatrização e osseointegração, a qual também teve seu módulo de elasticidade alterado pela Lei das Misturas de acordo com a concentração de células, também teve diferenças na distribuição de deformações entre os grupos. No grupo CI-DO e em menor intensidade para o grupo CP-DO, maiores deformações máximas e mínimas podem ser observadas na região cervical da região de cicatrização e osseointegração, e com menor intensidade nos grupos CI-DA e CP-DA.

Figura 15 – Deformações principais máximas (em m) na coroa provisória (PMMA) após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.



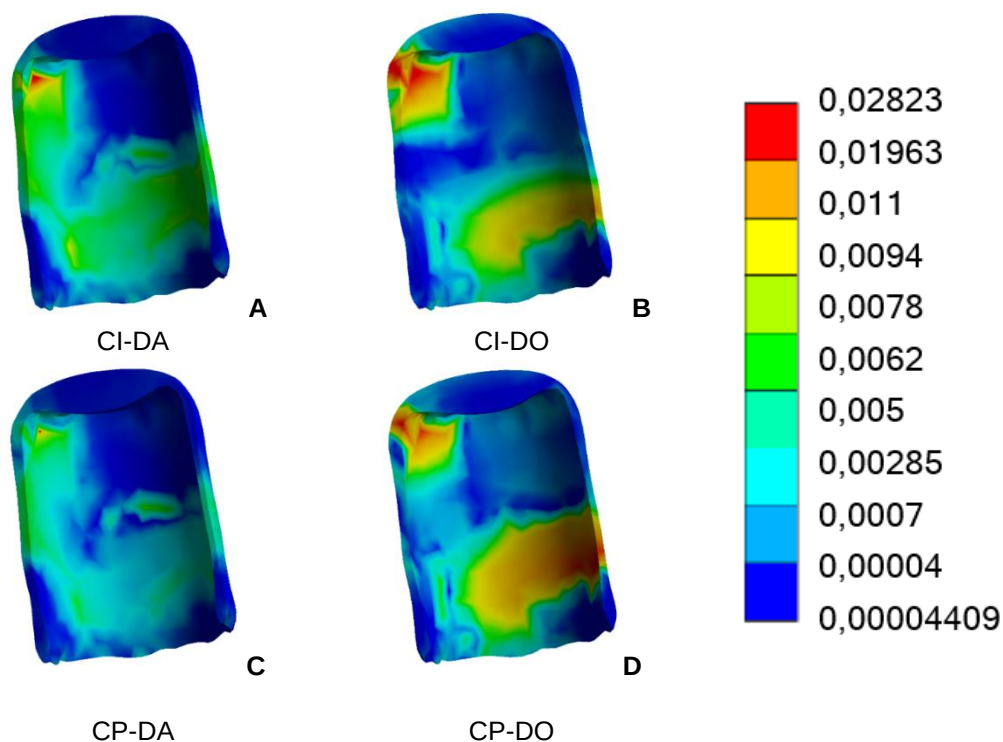
FONTE: A autora.

Figura 16 – Deformações principais mínimas (em mm) na coroa provisória (PMMA) após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.



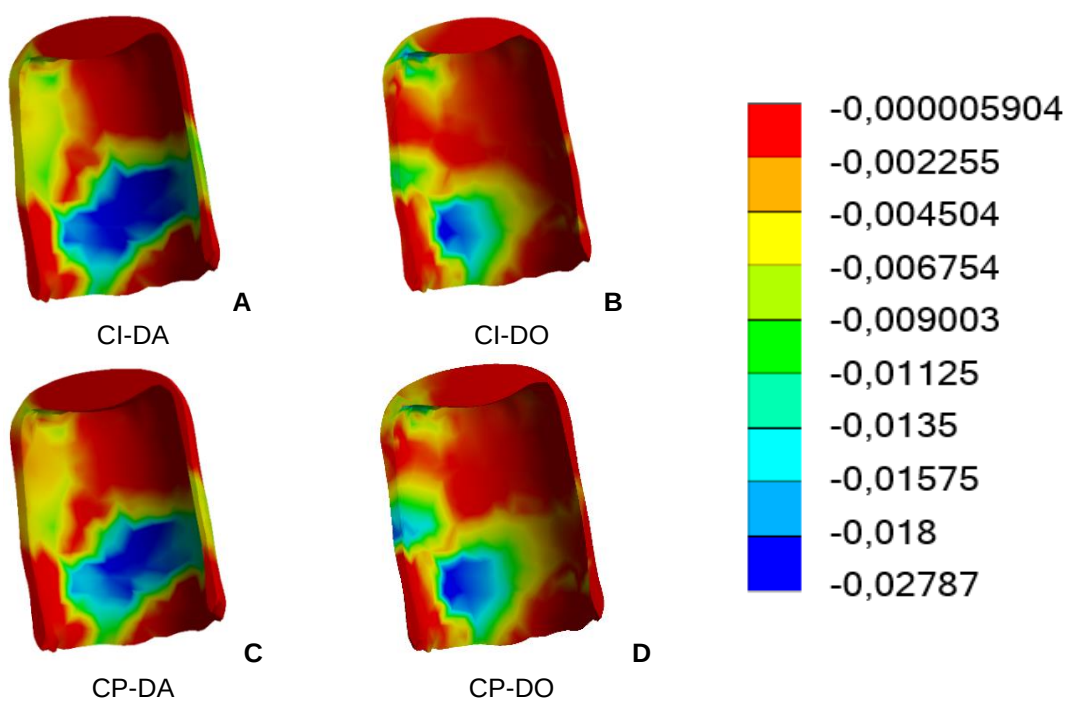
FONTE: A autora.

Figura 17 – Deformações principais máximas (em mm) no cimento provisório após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.



FONTE: A autora.

Figura 18 – Deformações principais mínimas (em mm) no cimento provisório após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.



FONTE: A autora.

Figura 19 – Deformações principais máximas (em mm) no tecido ósseo cortical após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.

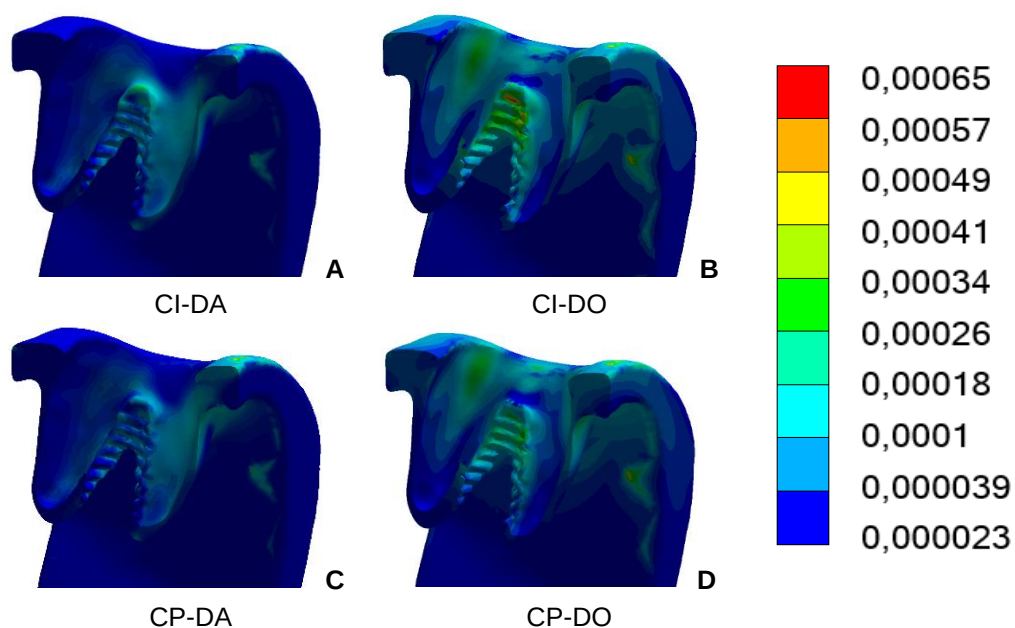
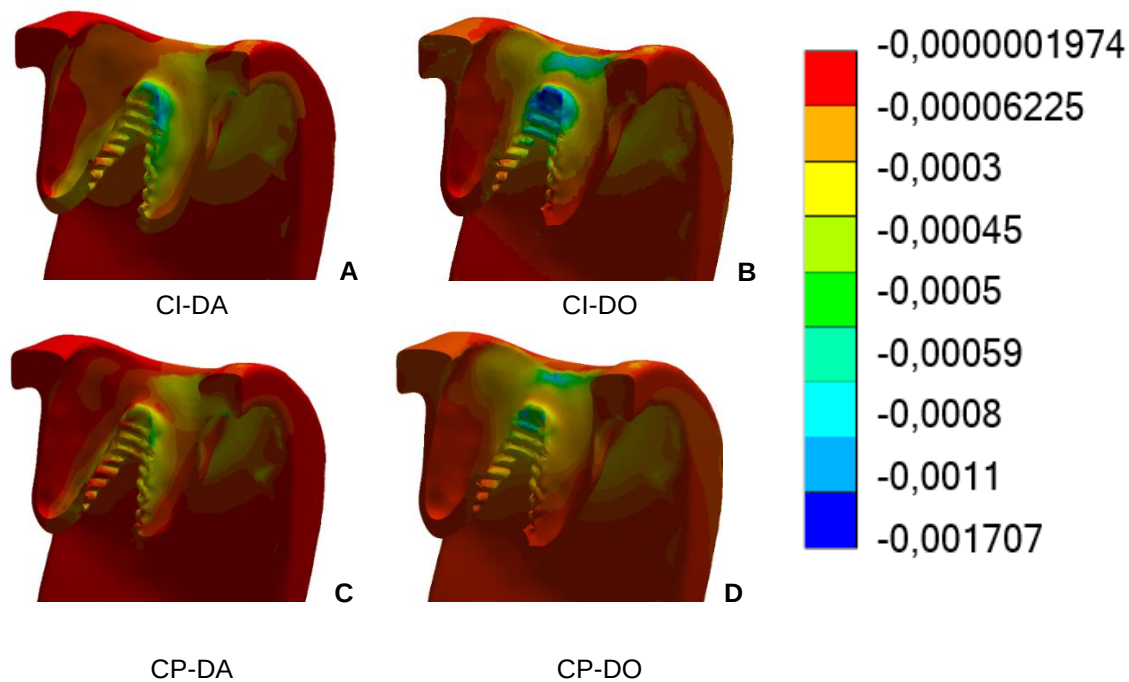


Figura 20 – Deformações principais mínimas (em mm) no tecido ósseo cortical após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.

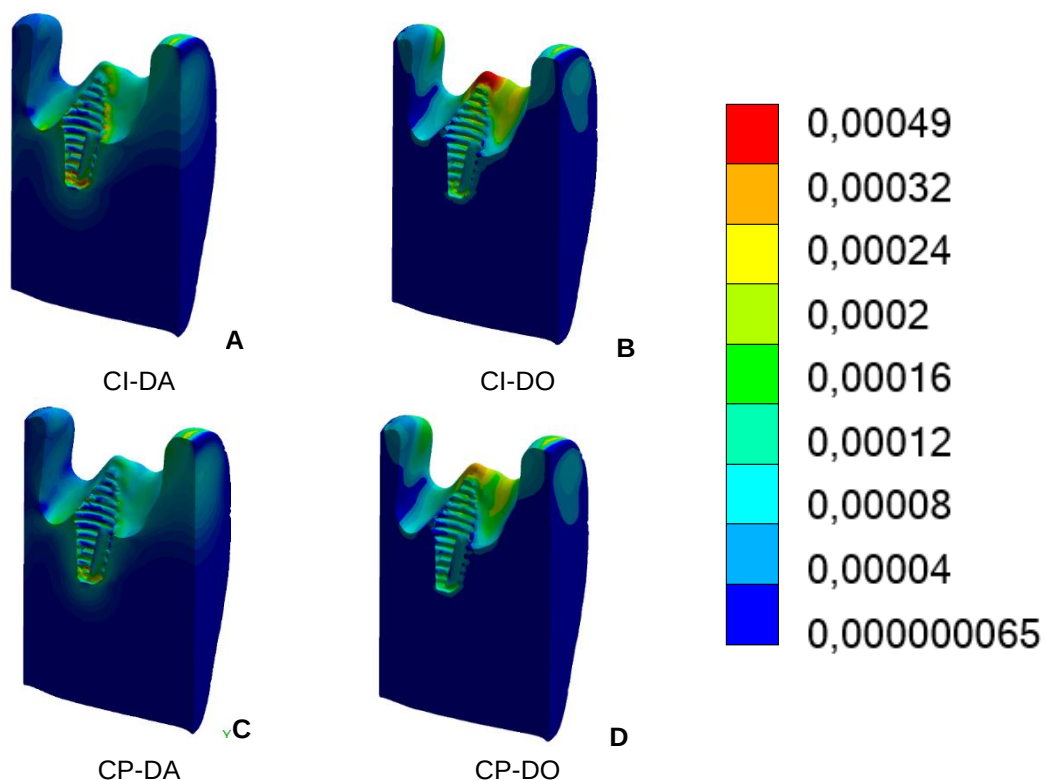


CP-DA

CP-DO

FONTE: A autora.

Figura 21 – Deformações principais máximas (em mm) no tecido ósseo cortical após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.



FONTE: A autora.

Figura 22 – Deformações principais mínimas (em mm) no tecido ósseo trabecular após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.

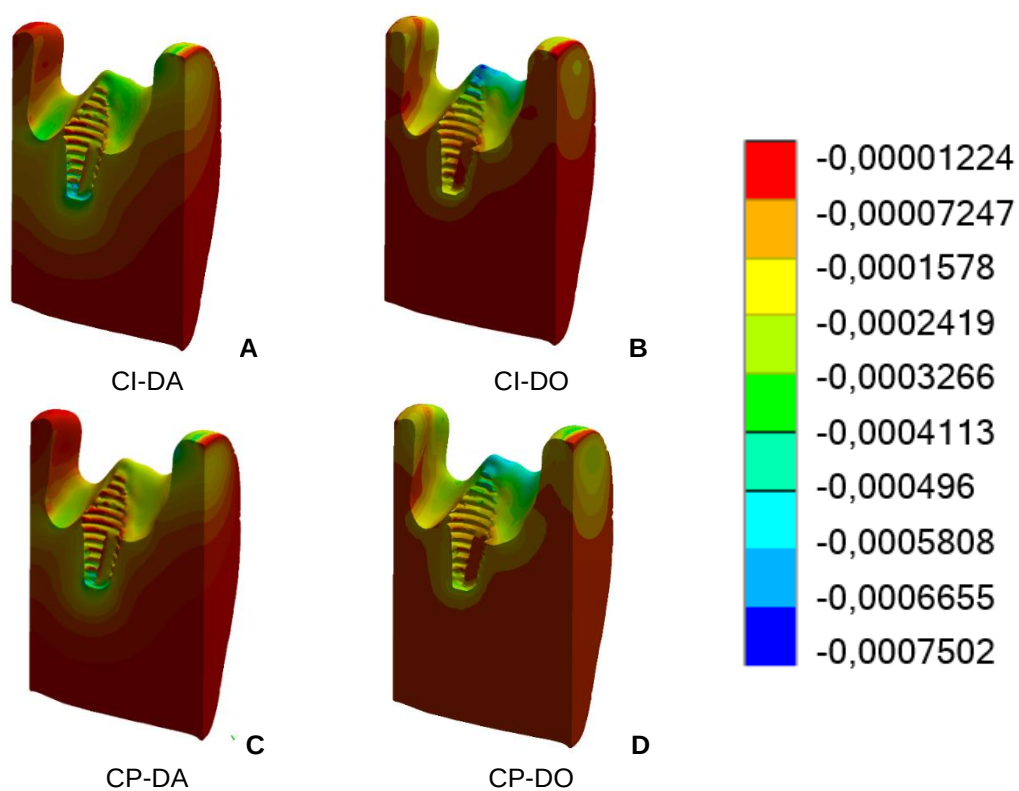


Figura 23 – Deformações principais máximas (em mm) no alvéolo após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.

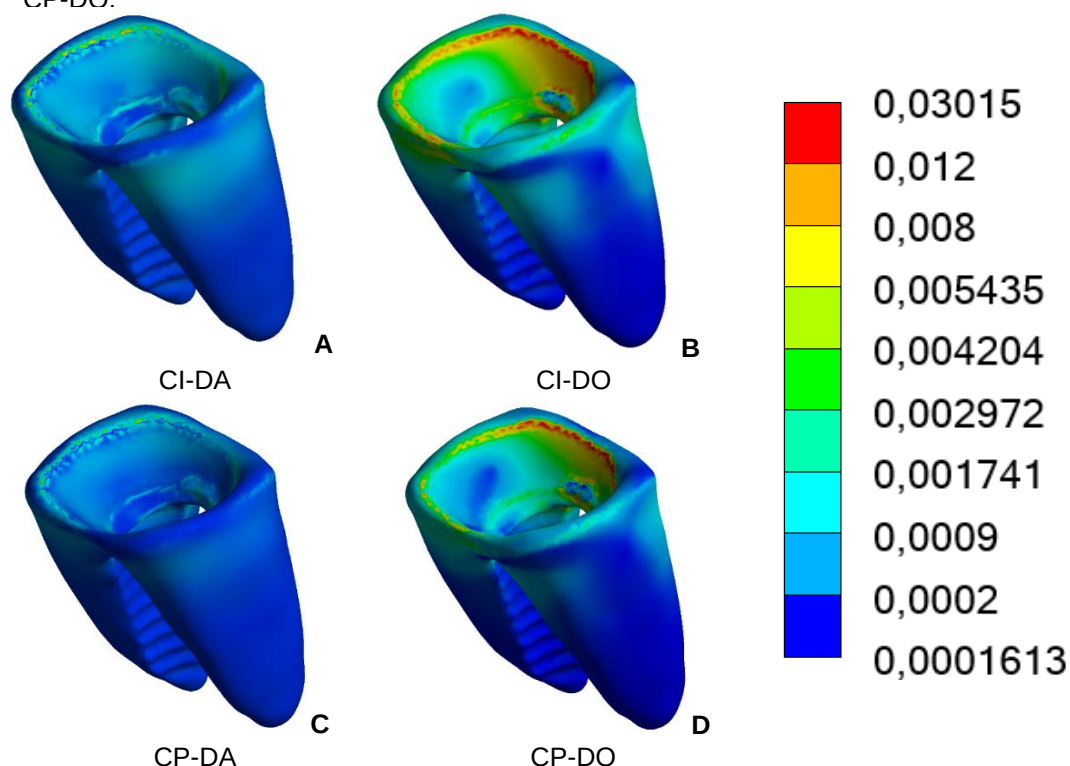
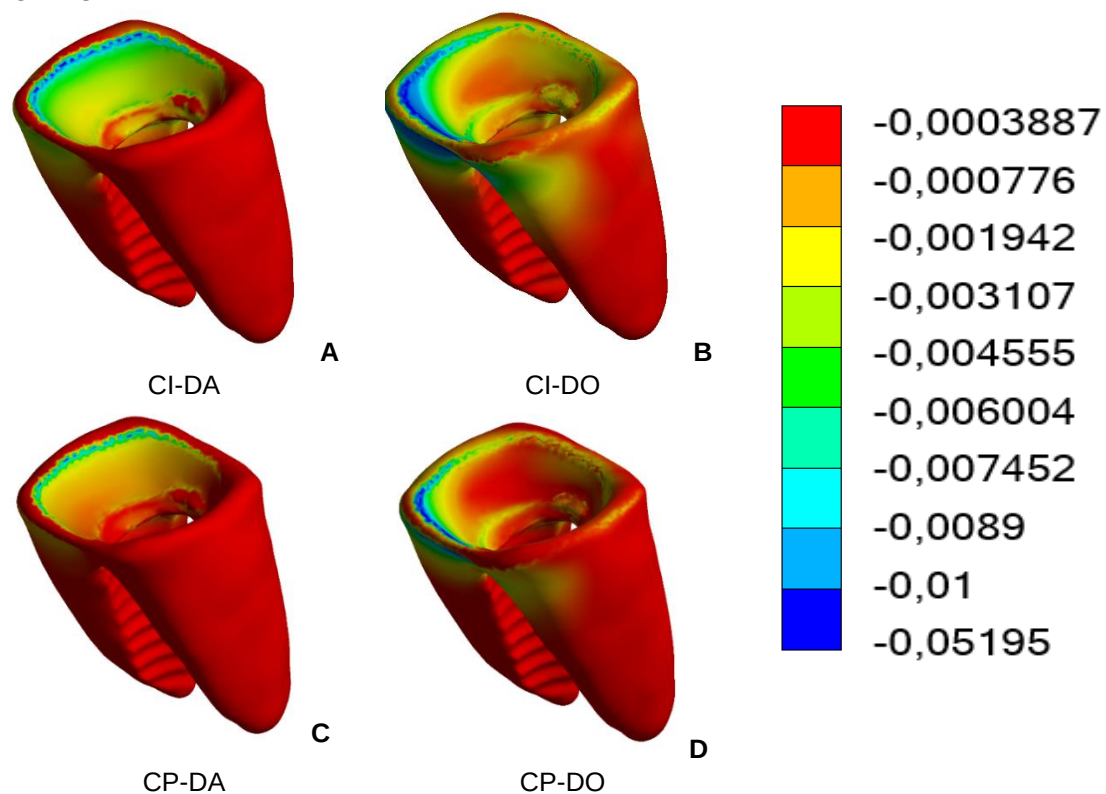
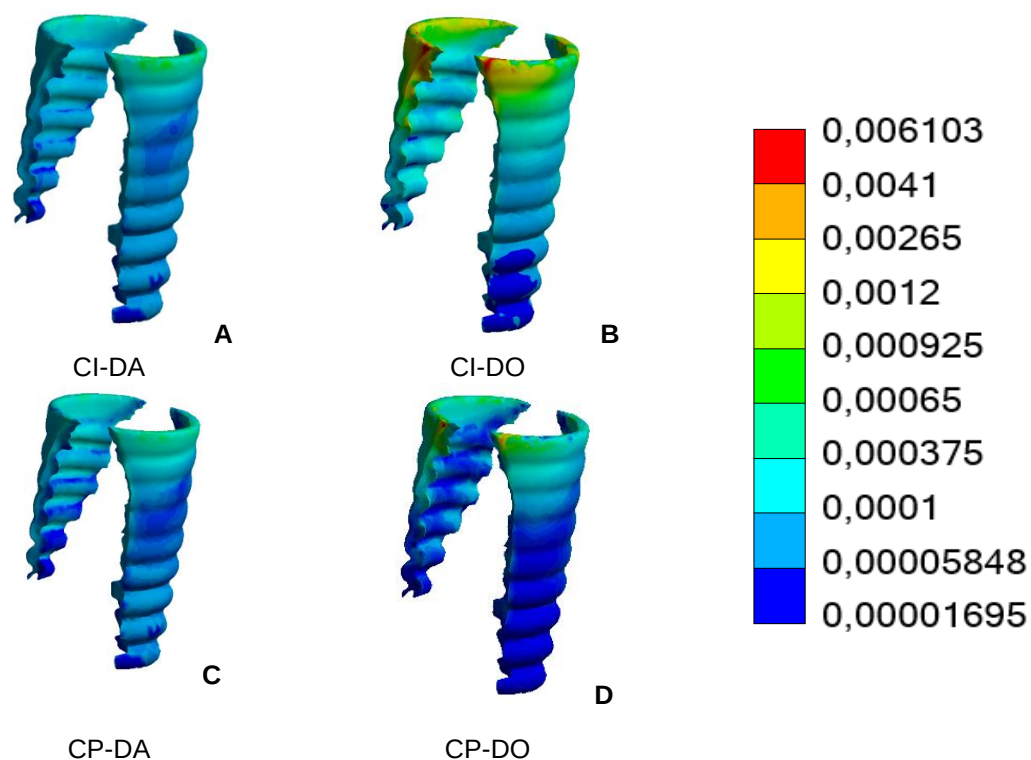


Figura 24 – Deformações principais mínimas (em mm) no alvéolo após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.



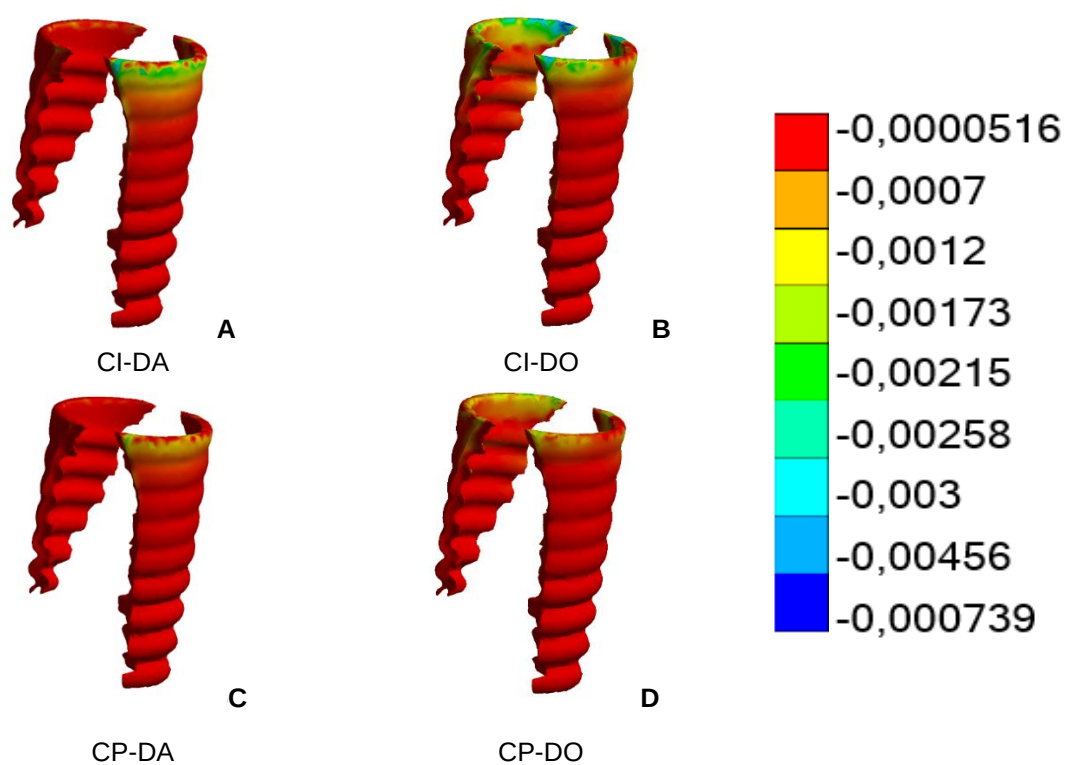
FONTE: A autora.

Figura 25 – Deformações principais máximas (em mm) na região de cicatrização e osseointegração após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.



FONTE: A autora.

Figura 26 – Deformações principais mínimas (em mm) na região de cicatrização e osseointegração após simulação com carga funcional imediata e precoce, axial e oblíqua. Em grupo CI-DA; em B CI-DO; em C CP-DA e em D CP-DO.



FONTE: A autora.

5.3 RISCO DE PERDA ÓSSEA

O risco de perda óssea foi avaliado para o tecido ósseo cortical e trabecular, alvéolo e região de cicatrização e osseointegração, através da intensidade de deformação (em $\mu\epsilon$) gerada em cada nó, classificados de acordo com o mecanostato de Frost (FROST 1987; 1990; 2003) e estão representados com a quantidade e sua porcentagem representativa nas tabelas 6 a 9.

A região de cicatrização e osseointegração do implante dentário (tabela 6), apresentou maior quantidade de nós na zona de carga trivial ou na zona de sobrecarga patológica – faixa de deformação a qual o tecido pode sofrer atrofia ou reabsorção – para os grupos que sofreram cara oblíquas (CI-DO: 38,2%; CP-DO 45,74% dos nós). A manutenção do tecido, nas zonas de carga fisiológica ou zona de sobrecarga leve, apresentou maior quantidade de nós nos grupos de carga axial (CI-DA: 65,05%; CP-DA: 79,78%).

Tabela 06. Análise do risco de perda óssea na região de cicatrização e osseointegração (0,55 mm a partir da superfície externa do implante), classificado de acordo com o mecanostato de Frost (n= número de nós). Total de nós da região: 27305.

	CI-DA		CP-DA		CI-DO		CP-DO	
	n	%	n	%	n	%	n	%
Carga trivial (0-200 $\mu\epsilon$)	609	2,23	919	3,37	467	1,71	666	2,44
Carga fisiológica (200-2500 $\mu\epsilon$)	7822	28,65	13736	50,31	5850	21,42	9084	33,27
Sobrecarga leve (2500-4000 $\mu\epsilon$)	9938	36,40	8046	29,47	5543	20,30	5733	21,00
Sobrecarga patológica (> 4000 $\mu\epsilon$)	8936	32,73	4604	16,86	15445	56,56	11822	43,30

CI-DA: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais axiais.

CI-DO: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais oblíquas.

CP-DA: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais axiais.

CP-DO: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais oblíquas.

Os resultados obtidos do risco de perda óssea na região do alvéolo estão descritos na tabela 7. No alvéolo a maior quantidade de nós na zona carga trivial e na zona de sobrecarga patológica foi para os grupos de carga oclusal imediata (CI-DA: 63,61%; CI-DO: 69,01%). Consequentemente, a manutenção do tecido ósseo, nós localizados nas zonas de sobrecarga leve ou zona de carga fisiológica, foram

observados para os grupos de carga oclusal precoce (CP-DO: 49,5%; CP-DA: 38,54%).

Tabela 07. Análise do risco de perda óssea na região do alvéolo, classificado de acordo com o mecanostato de Frost. Total de nós da região: 499736.

	CI-DA		CP-DA		CI-DO		CP-DO	
	n	%	n	%	n	%	n	%
Carga trivial (0-200 $\mu\epsilon$)	8273	1,66	14657	2,97	12193	2,44	15357	3,07
Carga fisiológica (200-2500 $\mu\epsilon$)	97227	19,46	176667	35,35	114292	22,87	148957	29,81
Sobrecarga leve (2500-4000 $\mu\epsilon$)	84655	16,94	70717	14,15	40565	8,12	43643	8,73
Sobrecarga patológica (> 4000 $\mu\epsilon$)	309581	61,95	237695	47,56	332686	66,57	291779	58,39

CI-DA: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais axiais.

CI-DO: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais oblíquas.

CP-DA: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais axiais.

CP-DO: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais oblíquas.

O risco de perda óssea do tecido ósseo cortical e trabecular estão representados na tabela 8 e 9, respectivamente. No tecido ósseo cortical, as zonas de manutenção de tecido ósseo foram semelhantes para os diferentes grupos (CI-DA: 56,65%; CI-DO: 59,87%; CP-DA: 54,64%; CP-DO: 59,68%), assim como as zonas de perda óssea – zona de carga trivial e zona de sobrecarga patológica (CI-DA: 43,35%; CI-DO: 40,13%; CP-DA: 45,36%; CP-DO: 40,32%).

No tecido ósseo trabecular, menor quantidade de nós ficaram na faixa de perda óssea, com maiores concentrações nos grupos que sofreram carga oclusal oblíqua (CI-DO: 36,21%; CP-DO: 37,58%). Uma maior concentração de nós foi observada nas zonas de manutenção de tecido ósseo – zona de carga fisiológica e zona de sobrecarga leve – para os grupos de carga oclusal axiais (CI-DA: 76,27%; CP-DA: 74,7%).

Tabela 08. Análise do risco de perda óssea no tecido ósseo cortical, classificado de acordo com o mecanostato de Frost. Total de nós da região: 351398.

	CI-DA		CP-DA		CI-DO		CP-DO	
	n	%	n	%	n	%	n	%
Carga trivial (0-200 $\mu\epsilon$)	152055	43,27	159354	45,35	134679	38,33	137311	39,08
Carga fisiológica (200-2500 $\mu\epsilon$)	196065	55,80	191439	54,48	193413	55,04	192793	54,86
Sobrecarga leve (2500-4000 $\mu\epsilon$)	2998	0,85	558	0,16	16985	4,83	16923	4,82
Sobrecarga patológica (> 4000 $\mu\epsilon$)	280	0,08	47	0,01	6321	1,80	4371	1,24

CI-DA: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais axiais.

CI-DO: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais oblíquas.

CP-DA: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais axiais.

CP-DO: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais oblíquas.

Tabela 09. Análise do risco de perda óssea no tecido ósseo trabecular, classificado de acordo com o mecanostato de Frost. Total de nós da região: 203722.

	CI-DA		CP-DA		CI-DO		CP-DO	
	n	%	n	%	n	%	n	%
Carga trivial (0-200 $\mu\epsilon$)	44025	21,61	49217	24,16	67556	33,13	71857	35,27
Carga fisiológica (200-2500 $\mu\epsilon$)	140373	68,90	140673	69,05	118726	58,28	117057	57,46
Sobrecarga leve (2500-4000 $\mu\epsilon$)	15009	7,37	11518	5,65	11234	5,51	10104	4,96
Sobrecarga patológica (> 4000 $\mu\epsilon$)	4315	2,12	2314	1,14	6206	3,05	4704	2,31

CI-DA: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais axiais.

CI-DO: grupo carga oclusal imediata com forças oclusais oblíquas.

CP-DA: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais axiais.

CP-DO: grupo carga oclusal precoce com forças oclusais oblíquas.

6 DISCUSSÃO

O objetivo deste trabalho foi, através do método de elementos finitos (MEF), esclarecer como ocorrem as distribuições das forças oclusais axiais e oblíquas ao longo do tecido ósseo, quando realizados implantes imediatos associando-se carga oclusal imediata, cujos resultados sugerem um risco moderado de perda óssea na região cervical dos tecidos de cicatrização (alvéolo e região de cicatrização e osseointegração). Esses resultados parecem corroborar que os riscos da perda óssea e de ocasional insucesso do implante dentário, além de aspectos financeiros (BAHAMMAN; FAREED, 2019) têm sido relatados como motivos para se evitar a utilização de implantes imediatos na região de molares, associados a carga oclusal imediata (WANG et al., 2006). A inserção de implantes unitários imediatamente após a extração dentária associada a carga oclusal imediata tem sido descrita na literatura com taxa de sucesso semelhante à inserção de implantes convencionais e a carga oclusal convencional (precoce ou tardia) (AIQUEL et al., 2020; EINI et al., 2021; ESPOSITO et al., 2013; MORASCHINI; PORTO BARBOSA, 2016; MANTENA; SIVAGAMI; GOTTUMUKKLA, 2014). Vantagens têm sido relatadas, como a redução de tempo clínico para o cirurgião dentista, conforto ao paciente e manutenção de tecidos moles e duros (GOIATO et al., 2009; MENCHINI-FABRIS et al., 2019; MISCH et al., 2004; PARVINI et al., 2020; SCHROPP; ISIDOR, 2008; TETTAMANTI et al., 2017).

No implante dentário, no *abutment* e em seu parafuso de retenção, a distribuição de tensões foi semelhante entre os grupos de carga imediata (CI) e precoce (CP), tendo sido aplicadas carga de direção axial (DA) ou oblíqua (DO). Os valores encontrados de tensões geradas nas estruturas de titânio grau IV e V não indicam falha do sistema de implantes, visto que as forças incididas não superam a resistência à fratura descritos na literatura para esses dispositivos – 269,6 N segundo Foong et al. (2013).

Deformações de compressão e tração puderam ser observadas no cimento provisório – óxido de zinco e eugenol – e na coroa provisória – polimetilmetacrilato (PMMA). Os resultados sugerem que pode haver maiores deformações nas forças oblíquas, independente do momento da carga, entretanto as deformações geradas possuem baixa intensidade (0,02823 para o cimento provisório, e 0,013979 para coroa). Considerando que um limite de deformação para fratura é de 0,6 para coroa

provisória (VAIDYANATHA; VAIDYANATHAN; ARGHAVANI, 2016) e de e de 0,1 para o cimento provisório (ANDERSON; MYERS, 1966), os resultados de deformação obtidos podem não haver relevância clínica.

Maiores valores das deformações principais máxima e mínima também foram observados no tecido ósseo cortical e trabecular, alvéolo e região de cicatrização e osseointegração para as forças oblíquas para ambos os momentos de carga oclusal – imediata ou precoce, sendo que as deformações estão concentradas na região cervical de todas essas áreas.

As forças oclusais oblíquas simulam as forças mastigatórias sobre os dentes e implantes dentários, em que a força incide obliquamente acima de 45° sobre o dente ou prótese sobre implante (ZMUDZKI; CHLADEK; KASPERSKI, 2015). A simulação de forças oclusais oblíquas é fundamental para avaliação condizente ao que ocorre clinicamente nos movimentos excursivos, quando há contatos dentais, além de que diferentes direções das forças oclusais resultam em diferentes distribuições de tensões e deformações (HSU et al., 2012; GOIATO et al., 2012). Neste trabalho, as forças oblíquas tiveram maiores deformações nas estruturas em relação as forças axiais, independentemente do momento da carga oclusal – imediata ou precoce, assim como observada por outros trabalhos (ANITUA; IBARRA; ROTAECHE, 2021; LEE; JO; NOH, 2021; MORAES et al., 2018; SANTIAGO-JUNIOR et al., 2016). Os maiores valores de deformações encontradas para a carga oblíqua podem contribuir para aceleração do processo de reabsorção óssea, e dessa forma, o ajuste oclusal deve ser realizado rigorosamente a fim de reduzir ou eliminar os contatos oclusais oblíquos e permitir as forças oclusais ao longo do eixo do implante (MORAES et al., 2018; SANTIAGO-JUNIOR et al., 2016).

Os dados obtidos do risco da reabsorção óssea, através da intensidade de deformação, apresentaram risco de perda óssea moderado na região de cicatrização e osseointegração e no alvéolo, com maior risco encontrado para os grupos que sofreram cargas oblíquas. A carga oclusal imediata, quando comparada com a carga oclusal precoce, também apresentou maior risco de perda óssea.

As zonas de carga trivial e sobrecarga patológica podem levar a reabsorções por desuso ou por sobrecarga, respectivamente (FROST, 1987, 1990, 2003; MISCH, 2008). Como visto nas figuras 25 a 28, as deformações principais máximas e mínimas estão concentradas na região cervical da região de cicatrização e osseointegração e na região cervical do alvéolo. Associado aos resultados de risco de perda óssea,

maiores reabsorções patológicas podem estar presente nestas regiões, assim como demonstrado por diferentes estudo clínicos (AALAEI et al., 2017; ARADYA; KUMAR; CHOWDHARY, 2016; BONFANTE et al., 2013; TALLARICO et al., 2022).

Deve-se considerar ainda que o tecido ósseo sofre, além das forças oclusais simuladas, outros vetores de força, os quais não foram simulados. E dessa forma, as deformações de intensidade da zona de carga trivial podem apresentar deformações presentes nas janelas de carga fisiológica ou sobrecarga leve se considerar as forças não simuladas.

Em uma revisão sistemática, com 163 estudos, Ibrahim e Chrcanovic (2021) verificaram a perda marginal óssea, na região cervical dos implantes, entre implantes inseridos imediatamente após a exodontia ou após cicatrização completa do alvéolo sendo que o momento da inserção dos implantes não influenciou significativamente a perda óssea marginal (IBRAHIM; CHRCANOVIC, 2021), da mesma forma que os resultados encontrados por Ragucci et al. (2020). O momento da carga oclusal – imediata e precoce ou tardia – também não têm influenciado significativamente na perda óssea marginal de implantes imediatos (CHEN et al., 2017; IBRAHIM; CHRCANOVIC, 2021) ou após cicatrização completa do alvéolo (SOMMER et al., 2019). o que corroboram com os resultados qualitativos da deformação principal máxima e mínima obtidos neste trabalho, com resultados semelhantes entre a carga oclusal imediata e a carga oclusal precoce. Entretanto, para os resultados quantitativos do risco de perda óssea, não é possível avaliar se a porcentagem do risco da perda óssea encontrados nesse estudo correspondeu em sua grande maioria para região cervical do implante, indicando uma perda óssea marginal.

A perda óssea marginal é um dos fatores de análise do sucesso do implante a longo prazo, o qual, quando estável, indica sucesso dos implantes dentários, porém depende de diversos fatores referentes ao implante propriamente dito, ao paciente e aos procedimentos clínicos (ABRAHAMSSON; BERGLUNDH, 2009; ZUMSTEIN et al., 2019). Certa remodelação óssea é esperada nos primeiros anos ao redor do implante com carga funcional imediata, precoce ou tardia, sendo descrita que no primeiro ano ocorre perda óssea de 1,5 a 2,0 mm (ROSS et al., 1997), e após o primeiro ano a perda óssea marginal se estabiliza, podendo ser normal até 0,44 mm por ano e patológica acima desse valor (PAPASPYRIDAKOS et al., 2012; GALINDO-MORENO et al., 2015; TALLARICO et al., 2022). Porém, quando uma região do implante que possui perda óssea marginal sofre uma carga funcional, segundo Perez-

Pevida et al. (2021), o tecido ósseo desta região tende a receber maiores deformações do que um tecido ósseo normal, e consequente aumenta as chances de perdas ósseas patológicas que, juntamente com forças oclusais parafuncionais ou resposta anabólica exagerada do tecido ósseo pode levar a reabsorções ósseas severas além de periodontites (PEREZ-PEVIDA et al., 2021).

O uso de implantes imediatos com diferentes tratamentos de superfície também influencia na perda óssea marginal (BONFANTE et al., 2013; TALLARICO et al., 2022). Além disso, reabsorções peri-implantares já foram observadas em outros estudos, de forma que alternativas da modificação do *design* do implante e tratamento de superfície surgiram como forma a melhorar a osseointegração e diminuir reabsorções nessa região (COELHO et al., 2010). Entretanto, segundo Sener-Yamaner et al. (2017), o diâmetro e altura dos implantes não afetam a perda óssea marginal.

O implante utilizado da linha *Strong WS* da S.I.N. Implante, possui micro-roscas cervicais, as quais, segundo a fabricante, aumenta a área de contato com o tecido ósseo e, assim, melhora a dissipação de forças oclusais e minimiza perda óssea (BEZERRA et al., 2020). Niu et al. (2016), em uma revisão sistemática com cinco estudos, verificou que micro-roscas na região cervical de implantes diminuem significativamente a perda óssea marginal no tecido ósseo de implantes submetidos com carga oclusal funcional, assim como superfícies rugosas também podem apresentar menor perda óssea marginal em relação superfícies polidas de implantes (NIU et al., 2016). Melhores estudos são necessários para avaliar grau de diferentes *designs* de implantes na região cervical, e grau de risco de perda óssea deles em diferentes tempos de carga oclusal.

O tipo do *abutment* também pode influenciar na distribuição de forças, como observado por Aalaei et al. (2017), em que *abutment* segmentados apresentam vantagens biomecânicas na distribuição de forças para o tecido ósseo em comparação a *abutments* não segmentados (AALAEI et al., 2017). O uso de *abutment* com *platform switched* – ou seja, diâmetro do *abutment* menor do que o diâmetro da plataforma do implante – também influencia o resultado, de forma que a dissipação de forças é menor com *platform switched*, podendo reduzir também a perda óssea marginal (ARADYA; KUMAR; CHOWDHARY, 2016). Entretanto, como observado por Alves (2020), o *abutment* de base de titânio, utilizado neste trabalho, não evitou a

perda óssea marginal quando submetido a carga oclusal imediata, o que pode influenciar os resultados obtidos.

Outro fator que influencia a perda óssea marginal é a espessura gengival, em que pequenas espessuras gengivais podem influenciar a remodelação óssea da região (ALVES, 2020), e dessa forma a distância entre a coroa protética e o tecido ósseo, que neste trabalho foi de no mínimo 0,97 mm na face lingual e de no máximo 1,65 mm na face vestibular, pode influenciar os resultados da perda óssea marginal. Gómez-Meda et al. (2022), em um estudo de implantes imediatos e carga oclusal imediata na região anterior da maxila, avaliaram a espessura do tecido gengival (cuja média foi de 1,49 mm na face vestibular, e de 3,05 mm na face lingual), podendo espessuras superiores a esta influenciar na transmissão de forças para o tecido ósseo – como no caso da face lingual deste trabalho. Não há na literatura trabalhos descrevendo a influência da espessura gengival em dentes posteriores, entretanto é esperado que espessuras maiores, a depender do fenótipo gengival do paciente, possam ser encontradas (GÓMEZ-MEDA ET AL., 2022).

Esse trabalho foi realizado com o Método de Elementos Finitos, um estudo *in silico*, de análises mecânicas, e dessa forma resultados biológicos devem ser analisados com cautela. Tentativas para a aproximação de simulações biológicas têm sido utilizadas pelo método de elementos finitos na implantodontia, com estudos para a simulação da carga oclusal imediata considerando o implante totalmente “solto” (RADI; ELMAHROUKY, 2016; WINTER; KLEIN; KARL, 2013) Considerando que o implante deve obter uma estabilidade primária, ou seja, um travamento inicial para possibilitar a realização da carga oclusal imediata, utilizar um implante sem contato dificulta a relação de resultados com a prática clínica, tornando esse método de simulação mais distante do contexto clínico da osseointegração.

O processo de osseointegração do implante é um processo contínuo, com constantes remodelação óssea (BOSSHARDT; CHAPPUIS; BUSER, 2016), fator que deve ser considerado durante a análise de resultados. Neste trabalho, foi realizada uma tentativa de aproximação do processo biológico por considerar a concentração celular em cada período de cicatrização, da carga oclusal imediata e precoce. Porém, devemos considerar o processo biológico e citoquímico da osseointegração, como osteo condução e presença de citocinas e fatores de crescimento (BARRIENTOS et al 2008; AUKHIL, 2000), que não foram considerados e podem influenciar nos resultados obtidos. Além disso, o modelo geométrico não foi alterado para os

diferentes grupos, o que pode influenciar o resultado por conta de cicatrização tecido gengival, reabsorções fisiológicas e perdas ósseas marginais fisiológicas.

De acordo com Prados-Privado et al. (2020), não existe padronização para condução de método de elementos dentro da odontologia, e a consideração do tecido ósseo e outras estruturas como um material isotrópico pode simular características clínicas desses tecidos, o que também influencia nos resultados obtidos (PRADOS-PRIVADO et al., 2020). Além disso, a simulação da condição de fricção entre as estruturas de titânio também não foi realizada devido ao maior tempo computacional necessário para esse tipo de análise, associado ao modelo 3D complexo realizado, o que impossibilitou essa simulação.

Considerando que a qualidade da malha e a quantidade de elementos e nós obtidos podem influenciar os resultados no MEF, idealmente deve ser realizado um estudo de convergência da malha, de forma que a malha seja refinada em locais específicos que sofram maiores tensões, até o momento em que os valores obtidos da tensão máxima e mínima nesses locais não diferencie de malhas mais refinadas (BAHRAMI et al., 2014). Entretanto, neste trabalho não foi possível realizar a convergência das malhas por conta da complexidade do modelo 3D que gerava erros durante a análise.

A inserção de implantes imediatos após a exodontia associado a carga oclusal imediata na região posterior tem sido descrita por alguns autores com elevada taxa de sucesso (MORASCHINI; PORTO BARBOSA, 2016; MANTENA; SIVAGAMI; GOTTUMUKKLA, 2014), a alta carga oclusal mastigatória à qual os dentes podem ser submetidos, e o fato de não ser uma região estética, podem influenciar a não utilização da carga imediata na região posterior. Neste trabalho foi realizada simulação da condição de implantes imediatos associados a carga oclusal imediata, através do MEF, o qual demonstrou concentração de forças na região cervical das regiões das estruturas ósseas (tecido ósseo cortical e trabecular, alvéolo e região de cicatrização e osseointegração). O aumento de tensões e deformações pode estar associado a perda marginal óssea, já descrita na literatura (ACHARYA et al., 2019; CHEN et al., 2017; IBRAHIM; CHRCANOVIC, 2021; SOMMER et al., 2019). O sucesso dos implantes imediatos associados a carga oclusal imediata na região posterior, apesar dos resultados clínicos da segurança, necessitam de análises e estudos mais claros em relação às reabsorções ósseas, da influência da sua progressão, variando-se

alturas da margem gengival com simulação da perda marginal óssea fisiológica, assim como simulação da carga oclusal tardia, para sua indicação segura a longa prazo.

7 CONCLUSÕES

A partir deste estudo, que foi o primeiro que simulou através do Método de Elementos Finitos características biológicas do tecido ósseo durante o processo de cicatrização – através da concentração de células em cada período da cicatrização pela Lei das Misturas e Método de Voigt, foi possível concluir que há maiores deformações no tecido ósseo (região de cicatrização e osseointegração e alvéolo) quando realizados implantes imediatos com carga oclusal imediata, principalmente quando aplicadas forças oblíquas, assim como há um risco moderado de perda óssea na região cervical do implante.

REFERÊNCIAS

- AALAEI, S.; NARAKI, Z.R.; NEMATOLLAHI, F.; BEYABANAKI, E.; RAD, A.S. Stress distribution pattern of screw-retained restorations with segmented vs. non-segmented abutments: A finite element analysis. **Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects**, v. 11, n. 3, p. 149–155, set. 2017.
- ABBOUD, M.; KOECK, B.; STARK, H.; WAHL, G.; PAILLON, R. Immediate Loading of Single-Tooth Implants in the Posterior Region. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 20, n. 1, p. 61–68, jan - fev. 2005.
- ABRAHAMSSON, I.; BERGLUNDH, T. Effects of different implant surfaces and designs on marginal bone-level alterations: a review. **Clinical Oral Implants Research**, v. 20, n.4, p.207-215, set. 2009.
- ACHARYA, A.; LEUNG, M.C.T.; NG, K.T.; FAN, M.H.M.; FOKAS, G.; MATTHEOS, N. Peri-Implant marginal bone loss rate pre-and post-loading: An exploratory analysis of associated factors. **Clinical Oral Implants Research**, v.30, p. 410-419, abr.2019.
- ADOLFI, D.; MENDES TRIBST T, J. P.; SOUTO BORGES, A. L.; BOTTINO, M. A. Torque Maintenance Capacity, Vertical Misfit, Load to Failure, and Stress Concentration of Zirconia Restorations Cemented or Notched to Titanium Bases. **The International Journal of Oral & Maxillofacial implants**, v. 35, n. 2, p. 357-365, mar. - abr. 2020.
- AIQUEL, L.L.; PITTA, J.; ANTONOGLU, G.N.; MISCHAK, I.; SAILER, I.; PAYER, M. Does the timing of implant placement and loading influence biological outcomes of implant-supported multiple-unit fixed dental prosthesis – A systematic review with meta-analyses. **Clinical Oral Implants Research**, v.32, n. 21, p.5-27, out. 2021.
- AKCA, K.; ESER, A.; ECKERT, S.; CAVUSOGLU, Y.; CEHRELI, M.C. Immediate versus conventional loading of implant-supported maxillary overdentures: a finite element stress analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial implants**, v.28, n.2, p.e57-63, mar. - abr. 2013.
- AL-SABBAGH, M.; ELDOMIATY, W.; KHABBAZ, Y. Can Osseointegration Be achieved without primary stability?. **Dental Clinics of North America**, v. 63, n.3, p. 461-473, jul. 2019.
- ALVES, P.H.M. **Avaliação da remodelação óssea marginal peri-implantar e correlação com a espessura gengival mensurada por tomografia computadorizada em implantes submetidos a carga imediata**. 2020. 73p. Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas Aplicadas) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020.
- AMERICAL DENTAL ASSOCIATION (ADA). New American Dental Association specification nº 30 for dental Zinc Oxide-Eugenol Type Restorative Materials. Council on Dental Materials and Devices. **Journal of the American Dental Association**, v.95, n.5, p. 991-995, nov. 1977.
- AMID, R.; MIRAKHORU, M.; SAFI, Y.; KADKJOODAZADEH, M.; NAMDARI, M. Assesment of gingival biotype and facial hard/soft tissue dimensions in the maxillary

anterior teeth region using cone beam computed tomography. **Archives of Oral Biology**, v. 79, p.1-6, mar. 2017.

ANDERSON, J.R.; MYERS, G.E. Physical properties of some Zinc Oxide-Eugenol Cements. **Journal of Dental Research**, v, 45 n.2, 379-387, mar. – abr. 1966.

ANITUA, E.; IBARRA, N.L.; MARTÍN, I.M.; ROTAECHE, L.S. Influence of Dental Implant Diameter and Bone Quality on the Biomechanics of Single-Crown Restoration. A Finite Element Analysis. **Dentistry Journal**, v. 9, n. 103, 1-11, sep. 2021.

ARAÚJO, M.G; SILVA, C.; MISAWA, M.; SUKEKAVA, F. Alveolar socket healing: what can we learn?. **Periodontology 2000**, v. 68, p. 122–134, jun. 2015.

ARADYA, A.; KUMAR, U.K.; CHOWDHARY, R. Influence of different abutment diameter of implants on the peri-implant stress in the crestal bone: A three-dimensional finite element analysis – In vitro study. **Indian Journal of Dental Research: official publication of Indian Society for Dental Research**, v.27, n.1, p.78-85, jan. – fev. 2016.

ATIEH, M.A.; SHAHMIRI, R.A. Evaluation of optimal taper of immediately loaded wide-diameter implants: a finite element analysis. **The Journal of Oral Implantology**, v. 39, n.2, p.123-132, abr. 2013.

ATSU, S.S.; AKSAN, M.E.; BULUT, A.C. Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 34, n. 3, p.622-630, maio – jun. 2019.

AUKHIL, I. Biology of wound healing. **Periodontology 2000**, v. 22, n. 1, p. 44–50, fev. 2000.

BAHAMMAN, M.A.; FAREED, W.M. Effect of immediate versus delayed loadings of dental implants on the oral health-related quality of life in Saudi population. **Saudi Medical Journal**, v. 40, n. 01, p.79-86, jan. 2019.

BAHRAMI, B.; SHAHRBAF, S.; MIRZAKOUCHAKI, B.; GHALICHI, F.; ASHTUANI, M.; MARTIN, N. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants—A immediately loaded dental implants — 3D finite element analysis. **Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials**, v. 30, n.4, p. e89-97, abr. 2014.

BARRIENTOS, S.; STOJADINOVIC, O.; GOLINKO, M.S.; BREM, H.; TOMIC-CANIC, M. Growth factors and cytokines in wound healing. **Wound repair and regeneration: official publication of the Wound Healing Society [and] the European Tissue Repair Society**, v. 16, n. 5, p. 585–601, set. – out. 2008.

BATISTA, M.J.; RIHS, L.B.; de SOUSA, M.L.R. Risk indicators for tooth loss in adult workers. **Brazilian Oral Research**, v. 26, n.5, p. 390-396, set. – out. 2012.

BENIC, G.; MIR-MARI, J.; HAMMERLE, C.H.F. Loading Protocols for single-implant crowns: a systematic review and meta-analysis. **The International Journal of Oral &**

Maxillofacial Implants, v.29, p. 222-238, 2014.

BEZERRA, F.J.; PESSOA, R.S.; NANTES, L.R.; GHIRALDINI, B.; SOARES, M.A. **Strong SW Monograph**. 1. ed. São Paulo: S.I.N. Implants, 2020.

BIGUETTI, C.C.; CAVALLA, F.; SILVEIRA, E.M.; FONSECA, A.C.; VIEIRA, A.E.; TABANEX, A. P.; RODRIGUES, D.C.; TROMBONE, A.P.F.; GARLET, G.P. Oral implant osseointegration model in C57BL/6 mice: microtomographic, histological, histomorphometric and molecular characterization. **Journal of Applied Oral Science**, v. 26, p. 1–16, jun. 2018.

BONFANTE, E.A.; JANAL, M.N.; FRANATO, R.; MARIN, C.; SUZUKI, M.; TOVAR, N.; COELHO, P.G. Buccal and lingual bone level alterations after immediate implantation of four implant surfaces: a study in dog. **Clinical Oral Implants Research**, v. 24, p. 1375-1380, dez. 2013.

BORDIN, D.; CURY, A.; FAOT, F. Influence of Abutment Collar Height and Implant Length on Stress Distribution in Single Crowns. **Brazilian Dental Journal**, v. 30, n. 3, p. 238-243, jun. 2019.

BORGES RADAELLI, M.T.; IDOGAVA, H.T.; SPAZZIN, A.O.; NORITOMI, P.Y.; BOSCATO, N. Parafunctional loading and occlusal device on stress distribution around implants: A 3D finite element analysis. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 120, n. 4, p. 565–572, out. 2018.

BORNSTEIN, M.; HALBRITTER, S.; HARNISCH, H.; WEBER, H.P.; BUSER, D. A retrospective analysis of patients referred for implant placement to a specialty clinic: indications, surgical procedures, and early failures. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 23, n. 6, p. 1109–16, nov. – dez. 2008.

BOSSHARDT, D. D.; CHAPPUIS, V.; BUSER, D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. **Periodontology 2000**, v. 73, n. 1, p. 22–40, fev. 2017.

BRÅNEMARK, P.I.; HANSSON, B.O. ADELL, R.; BREINE, U. LINDSTROM, J.; HALLÉN, O.; OHMAN, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery**, v.16, n.1, 1977.

BRUNE, A.; STIESCH, M.; EISENBURGUER, M.; GREULING, A. The effect of different occlusal contact situations on peri-implant bone stress – A contact finite element analysis of indirect axial loading. **Materials Science & Engineering. C, Materials for biological applications**, v. 99, p. 367–373, jun. 2019.

BULAQI, H.; MASHHADI, M.M.; GERAMIPANAH, F.; SAFARI, H.; PAKNEJAD, M. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 113, n. 6, p. 548–557, jun. 2015.

CAMARGOS, G.V.; SOTTO-MAIOR, B.S.; SILVA, W.J.; LAZARI, P.C.; DEL BEL CURY, A.A. Prosthetic abutment influences bone biomechanical behavior of immediately loaded implants. **Brazilian Oral Research**, v.30, n.1, maio 2016.

CASTOLO, G.R.; PEREZ, S.V.G.; ARNOUX, P.J. BADIH, L.; BONNET, F.; BEHR, M. Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: A numerical approach by finite element analysis. **The Journal of Prosthetic dentistry**, v. 119, n. 4, p. 611-619, abr. 2018.

CHANG, C.L.; CHEN, C.S.; HUANG, C.H.; HSU, M.L. Mechanical analysis of a dental implant system under 3 contact conditions and with 2 mechanical factors. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 122, n. 4, p. 376–382, out. 2019.

CHEN, J.; ZHANG, Z.; CHEN, X.; ZHANG, X. Influence of custom-made implant designs on the biomechanical performance for the case of immediate post-extraction placement in the maxillary esthetic zone: a finite element analysis. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 20, n. 6, p. 636-644, maio 2017.

CHOU HY, MÜFTÜ S. Simulation of peri-implant bone healing due to immediate loading in dental implant treatments. **Journal of biomechanics**. v. 46, n.5, p.871-878, mar. 2013.

CHRCANOVIC, B.R.; KISCH, J.; ALBREKTSSON, T.; WENNERBERG, A. Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. **Clinical Oral Implants Research**, v. 28, n. 7, p. e1–e9, jul. 2017.

CLARK, D.; LEVIN, L. Dental implant management and maintenance: How to improve long-term implant success?. **Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)**, v. 47, n. 5, p. 417–23, 2016.

COELHO, P.G.; MARIN, C.; GRANATO, R.; BONFANTE, E.A.; LIMA, C.P.; SUZUKI, M. Surface treatment at the cervical region and its effect on bone maintenance after immediate implantation: an experimental study in dogs. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics**, v. 110, n.2, p.182-187, abr. 2010.

DUYCK, J.; VANDAMME, K. The effect of loading on peri-implant bone: a critical reviewm of the literature. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 41, p.783-794, out. 2014.

ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A.; SEVIMAY, M.; SOYKAN, E.; UNSAL, E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 91, n. 2, p. 144-150, fev. 2004.

EINI, E.; YPUSEFIMANESH, H.; ASHTIANI, A.H.; SAKI-MALEHI, A.; OLAPOUR, A.; RAHIM, F. Comparing success of immediate versus delay loading of implants in fresh sockets: a systematic review and meta-analysis. **Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 26, n.6, p.185-194, jun. 2021

ELIAS, C.N. Factors Affecting the Success of Dental Implants. *In*: UTRKYILMAZ, E. **Implant Dentistry: A Rapidly Evolving Practice**. Rijeka: InTech, 2011. cap.11, p. 319-364.

ELIAS, D. M.; VALERIO, C. S.; DE OLIVEIRA, D. D.; MANZI, F. R.; ZENÓBIO, E.G.; SERAIDARIAN, P.I. Evaluation of Different Heights of Prosthetic Crowns Supported

by an Ultra-Short Implant Using Three-Dimensional Finite Element Analysis. **The International journal of prosthodontics**, v. 33, n. 1, p. 81-90, jan. – fev. 2020.

ESPOSITO, M.; GRUSOVIN, M.G.; MAGHAIREH, H.; WORTHINGTON, H.V. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. **The Cochrane database of systematic reviews**, v.3, n.CD003818, mar. 2013.

EVANI, H.W.; STARR, J.R.; da SILVA, J.D.; GALLUCCI, G.O. Trends in Dental Implant Use in the U.S. 1999-2016, and Projections to 2026. **Journal of Dental Research**, v. 97, n. 13, p. 1424-1430, dez. 2018.

FALCO, A.; BERARDINI, M.; TRISI, P. Correlation Between Implant Geometry Implant Surface, Insertion Torque, and Primary Stability: In Vitro Biomechanical Analysis. **The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants**, v.33, n. 4, p.824-830, jul. – ago. 2018.

FERREIRA, P.W.; NOGUEIRA, P.J.; NOBRE, M.A.; GUEDES, C.M.; SALVADO, F. Impact of Mechanical Complications on Success of Dental Implant Treatments: A Case – Control Study. **Europeana Journal of dentistry**, v.16, n. 1, p. 179-187, fev. 2021.

FERREIRA, M.B.; BARÃO, V.A.; DELBEN, J.A., FAVERANI, L.P.; HIPÓLITO, A.C.; ASSUNÇÃO, WG. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. **Materials science & engineering. C, Materials for biological applications**, v. 38, p. 306-314, maio 2014.

FOONG, J.K.W.; JUDGE, R.B.; PALAMARA, J.E.; SWAIN, M.V. Fracture Resistance of titanium and zirconia abutment: an in vitro study. **The Journal Of Prosthetic Dentistry**, .v. 109, n. 5, p.304-312, mar. – abr. 2013

FROST, H. M. Bone “mass” and the “mechanostat”: A proposal. **The Anatomical Record**, v. 219, n. 1, p. 1–9, set. 1987.

FROST, H. M. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff’s law: The bone modeling problem. **The Anatomical Record**, v. 226, n. 4, p. 403–413, abr. 1990.

FROST, H. M. Bone’s Mechanostat: A 2003 Update. **The Anatomical Record - Part A Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology**, v. 275, n. 2, p. 1081–1101, dez. 2003.

GALINDO-MORENO, P.; LEON-CANO, A.; ORTEGA-OLLER, I.; MONJE, A.; O’VALLE, F.; CATENA, A. Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. **Clinical Oral Implants Research**, v.26, n.4 p. e28 – e34, abr. 2014.

GERRITSEN, A.E.; ALLEN, P.F.; WITTER, D.J.; BRONKHORST, E.M.; CREUGER, N.H. Tooth loss and oral health-related quality of life: a systematic review and meta-analysis. **Health and Quality of Life Outcomes**, v. 8, n.1, p.1-11,nov. 2010.

GÓMEZ-MEDA, R.; RIZO-GORRITA, M.; SERRERA-FIGALLO, M.A.; ESQUIVEL, J.; HERRRAEZ-GALINDO, C.; TORRES-LAGARES, D. Dimensional Changes in the Alveolus after a Combination of Immediate Postextration Implant and Connective

Grafting and/or Socket Shield Technique. **International journal of environmental research and public health**, v. 19, n.5, p. 2795, fev. 2022.

GOIATO, M.C.; PELIZZER, E.P.; BARÃO, V.A.R.; dos SANTOS, D.M. CARVALHO, B.M.; MAGRO-FILHO, O.; GARCIA JR, I.R. Clinical viability for immediate loading of dental implants: Part ii-treatment alternatives. **Journal of Craniofacial Surgery**, v. 20, n. 6, p. CD003878, nov. 2009.

GOIATO, M.C.; PESQUEIRA, A.A.; FALCÓN-ANTENUCCI, R.M.; dos SANTOS D.M.; HADDAD, M.F.; BANNWART, L.C.; MORENO, A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. **Acta Odontologica Scandinavica**, v. 71, p. 283-288, mar. 2013.

GOMES, P.S.; DAUGELA, P.; POSKEVICIUS, L.; MARIANO, L.; FERNANDES, M.H. Molecular and Cellular Aspects of Socket Healing in the Absence and Presence of Graft Materials and Autologous Platelet Concentrates: a Focused Review. **Journal of Oral and Maxillofacial Research**, v. 10, n. 3, p. 1–18, set. 2019.

GRBOVIĆ, A.; MIHAJLOVIĆ, D. Practical Aspects of Finite Element Method Applications in Dentistry. **Balkan Journal of Dental Medicine**, v. 21, n. 2, p. 69–77, jul. 2017.

HAGA, H.; NAGAYAMA, M.; KAWABATA, K.; ITO, E.; USHIKI, T.; SAMBONGI, T. Time-lapse viscoelastic imaging of living fibroblasts using force modulation mode in AFM. **Journal of electron microscopy**, v.49, n.3, p. 473-481, 2000

HÄMMERLE, C.H.F.; CHEN, S.T.; WILSON, T.G. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding the placement of implants in extraction sockets. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 19, p. 26–8, 2004.

HSU, Y.T.; FU, J.H.; AL-HEZAIMI, K.; WANG, H.L. Biomechanical Implant Treatment Complications: A Systematic Review of Clinical Studies of Implants with at Least 1 year of Functional Loading. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.27, n.4, p.894-904, jul. - ago.2012

HU, M.; CHEN, J.; PEI, X.; HAN, J.; WANG, J. Network meta-analysis of survival rate and complications in implant-supported single crowns with different abutment materials. **Journal of Dentistry**, v. 88, n. 14, p. 103115, set. 2019.

HUANG, Y.; WANG, J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 31, n. 4, p. 338–345, jul. 2019.

IBRAHIM, A.; CHRCANOVIC, B.R. Dental implants inserted in fresh extraction sockets versus healed sites: a systematic review and meta-analysis. **Materials**, v.14, n. 7903, p.1-22, dez. 2021.

KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Material-tissue Interfaces: The Role of Surface Properties and Processes. **Environmental Health Perspectives**, v.102, n.5, p.41-45, out. 1994

KIM, J.H; NOH, G.; HONG, S.J.; LEE, H. Biomechanical stress and microgap analysis

of bone-level and tissue-level implant abutment structure according to the five different directions of occlusal loads. **Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 12, n. 5, p. 316–321, out. 2020.

LACROIX, D.; PRENDERGAST, P.J. A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading. **Journal of biomechanics**. v. 35, n.9, p. 1196-1171, set. 2002.

LEE, J.; LIM, Y.J.; KIM, B.; KOO, K.T. Early Loading of Mandibular Molar Single Implants: 1 Year Results of a Randomized Controlled Clinical Trial. **Materials**, v. 13, n. 18, p. 3912, set. 2020.

LEE, H.; JO, M.; NOH, G. Biomechanical effects of dental implant diameter, connection type, and bone density on microgap formation and fatigue failure: A finite element analysis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 200:105863, mar. 2021.

LIU, T.; MU, Z.; YU, T.; WANG, C.; HUANG Y. Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis. **Computer Methods in biomechanics and biomedical engineering**, v.22, n.6, p. 585-594, maio 2019.

LOTTI, R.; MACHADO, A.W.; MAZZIEIRO, E.T.; LANDRE JUNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 11, n. 2, p. 35–43, abr. 2006.

MANTENA, S.R.; SIVAGAMI, G; GOTTUMUKKALA, S.N. Evaluation of crestal bone loss and stability of immediate functional loading versus immediate non-functional loading of single-mandibular posterior implants: A pilot randomized controlled clinical trial. **Dental research journal**, v. 11, n. 5, p. 585–91, set. 2014.

MARQUES, G.; PADOVAN, L.E.; MATSUMOTO, M.A.; RIBEIRO JÚNIOR, P.D.; SARTORI, E.M.; CLAUDINO, M. Bone healing in titanium and zirconia implants surface: a pilot study on the rabbit tibia. **RSBO (Online)**, v. 10, n. 2, p. 110–115, abr. – jun. 2013.

MEHL,C.; HARDER, S.; STEINER, M.; VOLLRATH, O.; KERN,M. Influence of cement film thickness on the retention of implant-retained crowns. **Journal of Prosthodontics**, v.22, n.8, p.618-625, dez. 2013.

MENCHINI-FABRIS, G.B.; COVANI, U.; CRESPI, G.; TOTI, P.; BREVI, B. CRESPI, R. Customized vs Conventional Implant-Supported Immediate Provisional Crowns for Fresh-Socket Implant: A Medium-Term Cone Beam Computed Tomography Study. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 34, n. 6, p. 1505–1511, nov. – dez. 2019.

MISCH, C.E.; WANG, H.L.; MISCH, C.M.; SHARAWT, M.; LEMONS, J.; JUDY, K.W.M. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: Part I. **Implant Dentistry**, v. 13, n. 3, p. 207–217, dez. 2004.

MISCH, C.E. **Implantes dentais contemporâneos**. 3. ed Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.

MONJE, A.; RAVIDA, A.; WANG, H.L.; HELMS, J.A.; BRUNSKI, J.B. Relationship Between Primary/Mechanical and Secondary/Biological Implant Stability. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.34, p. s7-s23, 2019.

MONTE-SANTO, A.S.; VIANA, S.V.; MOREIRA, K.M.; IMPARATO, J.C.; MENDES, F.M.; BONINI, G.A. Prevalence of early loss of primary molar and its impact in schoolchildren's quality of life. **International Journal of Paediatric Dentistry**, v. 28, n. 6, p. 595–601, nov. 2018.

MORAES, S.L.; VERRI, F.R.; SANTIAGO JÚNIOR, J.F.; ALMEIDA, D.A.F.; LEMOS, C.A.A.; GOMES, J.M.L.; PELLIZER, E.P. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Varying Diameter and Connection Type in Implants with High Crown-Implant Ratio. **Brazilian Dental Journal**, v. 29, n.1, p.36-42, jan. – fev. 2018.

MORASCHINI, V.; POUBEL, L.A.C.; FERREIRA, V.F.; BARBOZA, E.S.P. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: A systematic review. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 44, n. 3, p. 377–388, mar. 2015.

MORASCHINI, V.; PORTO BARBOZA, E. Immediate versus conventional loaded single implants in the posterior mandible: A meta-analysis of randomized controlled trials. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 45, n. 1, p. 85–92, jan. 2016.

MUDDUGANGADHAR, B.C.; AMARNATH, G.S.; SONIKA, R.; CHHEDA, P.S.; GARG, A. Meta-analysis of Failure and Survival Rate of Implant-supported Single Crowns, Fixed Partial Denture, and Implant Tooth-supported Prostheses. **Journal of international oral health : JIOH**, v. 7, n. 9, p. 11–7, set. 2015.

MUHAMMAD, T.; SRIVASTAVA, S. Tooth loss and associated self-rated health and psychological and subjective wellbeing among community-dwelling older adults: A cross-sectional study in India. **BMC Public Health**, v.22, n. 1, p.1-11, jan. 2022.

NIU, W.; WANG, P.; ZHU, S.; LIU, Z.; JI, P. Marginal bone loss around dental implants with and without microthreads in neck: A systematic review and meta-analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 117, n.2, p.34-40, jan. 2017.

PAPASPYRYDAKOS, P.; CHEN, C.J.; SINGH, M.; WEBER, H.P.; GALLUCCI, G.O. Success Criteria in Implant Dentistry: A systematic Review. **Journal of dental research**, v. 91, n. 3, p.242-248, mar. 2012.

PARVINI, P.; OBREJA, K.; BECKER, K.; GALARRAGA, M.E.; SCHWARZ, F.; RAMANAUSKAITE, A. The prevalence of peri-implant disease following immediate implant placement and loading: a cross-sectional analysis after 2 to 10 years. **International Journal of Implant Dentistry**, v. 6, n. 1, out. 2020.

PÉREZ-PEVIDA, E.; CHÁVARRI-PRADO, D.; DIÉGUEZ-PEREIRA, M.; ESTRADA-MARTÍNEZ, A.; MONTALBÁN-VADILLO, O.; JIMÉNEZ-GARRUDO, A. Consequences of Peri-Implant Bone Lossa in the Occlusal Load Transfer to the Supporting Bone in terms of Magnitude of Stress, Strain, and Stress Distribution: A Finite Element Analysis. **BioMed Research International**, v. 2021, p. 1-10, set. 2021.

PRADOS-PRIVADO, M.; MARTÍNEZ-MARTÍNEZ, C.; GEHRKE, S.A.; PRADOS-FRUTOS, J.C. Influence of Bone Definition and Finite Element Parameters in Bone and Dental Implants Stress: A literature Review. **Biology**, v.9, n.8, p. 1-17, aug. 2020.

RADI, I.A.; ELMAHROUKY, N. Effect of two different soft liners and thicknesses mediating stress transfer for immediately loaded 2-implant supported mandibular overdentures: A finite element analysis study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.116, n. 3, p.356-361, set. 2016.

RAGUCCI, G.M.; ELNAYEF, B.; CRIADO-CAMARA, E.; AMO, F.S.; HERNÁNDEZ-ALFARO, F. Immediate implant placement in molar extraction sockets: a systematic review and meta-analysis. **International Journal of Implant Dentistry**, v. 6, n. 1, out. 2020.

ROSS, J.; SENNERBY, L.; LEKHOLM, U.; JEMT, T.; GRONDAHL, K.; ALBREKTSSON, T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: a 5-year retrospective analysis of Branemark implant **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.12, n.4, p.504-514, jul. – aug. 1997.

RIDWAN-PRAMANA, A.; MARCIAN, P. BORAK, L.; NARRA, N. FOROUZANFAR, T.; WOLFF, J. Structural and mechanical implications of PMMA implant shape and interface geometry in cranioplasty-A finite element study. **Journal of cranio-maxillofacial surgery**. v. 44, n. 1, p.34-44, jan. 2016.

SANTIAGO JUNIOR, J.F.; VERRI, F.R.; ALMEIDA, D.A.; BATISTA, V.E.; LEMOS, C.A.; PELLIZER, E.P. Finite element analysis on influence of implant surface treatments connection and bone types. **Materials Science and Engineering C, Materials for biological applications**, v. 63, p. 292-300, jun. 2016.

SIRANDONI, D.; LEAL, E.; WEBER, B.; NORITOMI, P.Y.; FUENTES, R.; BORIE, E. Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 34, n.6, p.107-114, nov. – dez. 2019.

SCHROPP, L.; ISIDOR, F. Timing of implant placement relative to tooth extraction. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 35, n. S1, p. 33–43, jan. 2008.

SEKAR, S.; SUTHANTHIRAN, T.; THANGAVELU, A.; KARUPANNAN, S.K.; PREM, F.; RAJENDRAN, D. Clinical and Radiological Evaluation of Delayed and Early Loading of Single-Tooth Implant Placement: A 6-Month, Prospective, Randomized, Follow-up Clinical Study. **Journal of pharmacy & bioallied sciences**, v. 11, n. 5, p. S278–S284, maio 2019.

SENER-YAMANER, I.D.; YAMANER, G.; SERTGOZ, A.T.; ÇANAKÇI, C.F.; OZCAN, M. Marginal Bone Loss Around Early-Loaded SLA and SLActive Implants: Radiological follow-up evaluation up to 6,5 years. **Implant Dentistry**, v. 26, n.4, p. 592-599, aug. 2017.

SHETTY, P.; HEGDE, A.; RAI, K. Finite element method - An effective research tool for dentistry. **Journal of Clinical Pediatric Dentistry**, v. 34, n. 3, p. 281–285, 2010.

SILVA-JÚNIOR, M.F.; BATISTA, M.J.; de SOUSA, M.L. Incidence of Tooth Loss in

Adults: A 4-Year Population-Based Prospective Cohort Study. **International Journal of Dentistry**, v. 2017, p. 1-7, jul. 2017.

SOMMER, M.; ZIMMERMANN, J.; STUBINGER, S. Marginal bone loss one year after implantation: a systematic review of different loading protocols. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v.49, n.1, p. 121-134, jan. 2020.

SRIVASTAVA B, N DEVI N, GUPTA N, SINGH R. Comparative Evaluation of Various Temperature Changes on Stress Distribution in Class II Mesial-occlusal-distal Preparation restored with Different Restorative Materials: A Finite Element Analysis. **International Journal of Clinical Pediatric Dentistry**. v. 11, n. 3, p. 167-170, maio – jun. 2018.

SUAREZ, F.; CHAN, H.L.; MONGE, A.; GALINDO-MORENO, P.; WANG, H. Effect oh the timing of restoration on implant Marginal bone loss: A Systematic Review. **Journal of Periodontology**, v. 84, n.2, p.159-169, fev. 2013.

TALLARICO, M.; LUMBAU, A.M.I.; MELONI, S.M.; IERIA, I.; PARK, C.J.; ZADROZNY, L.; XHANARI, E.; PISANO, M. Five-Year Prospective Study on Implant Failure and Marginal Bone Remodeling Expected Using Bone Level Implants with Sandblasted/Acid-Etched Surface and Conical Connection. **European Journal of Dentistry**, out. 2022.

TETTAMANTI, L.; ANDRISANI, C.; BASSI, M.A.; VINCI, R.; SILVESTRE-RANGIL, J.; TAGLIABUE, A. Immediate Loading Implants: review of the critical aspects. **ORAL& Implantology**, v. 10, n. 2, p. 129–139, set. 2017.

TORCATO, L.B.; PELLIZZER, E.P.; VERRI, F.R.; FALCÓN-ANTENUCCI, R.M.; SANTIAGO JÚNIOR, J.F.; ALMEIDA, D.A. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 5, p. 644–651, nov. 2015.

VAIDYANATHAS, T.K.; VAIDYANATHAN, J.; ARGHAVANI, D. Elastic, viscoelastic and viscoplastic contributions to compliance during deformation under stress in prosthodontic temporization materials. **Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica**, v. 2, n.1, p.108-117, aug 2016.

VANEGAS-ACOSTA, J.C.; LANDINEZ P, N.S.; GARZÓN-ALVARADO, D.A. Mathematical model of the coagulation in the bone–dental implant interface. **Computers In Biology And Medicine**, v. 40, n. 10, p. 791-801, out. 2010.

VANEGAS-ACOSTA, J.C.; LANDINEZ P, N.S.; GARZÓN-ALVARADO, D.A.; R., M.C. Casale. A finite element method approach for the mechanobiological modeling of the osseointegration of a dental implant. **Computer Methods And Programs In Biomedicine**, v. 101, n. 3, p. 297-314, mar. 2011.

VIEIRA, A.E.; REPEKE, C.E.; FERREIRA JUNIOR, S.B.; COLAVITE, P.M.; BIGUETTI, C.C.; OLIVEIRA, R.C.; ASSIS, G.F.; TAGA, R.; TROMBONE, A.P.F.; GARLET, G.P. Intramembranous bone healing process subsequent to tooth extraction in mice: Micro-computed tomography, histomorphometric and molecular characterization. **PLoS one**, v. 10, n. 5, p. 1–22, maio 2015.

WANG, H.L.; ORMIANER, Z.; PALT, A.; PEREL, M.L.; TRISI, P.; SAMMARTINO, G. Consensus Conference on Immeadiate Loading: the single tooth and partial edentulous areas. **Implant Dentistry**, v. 15, n. 4, p. 324-332, dez. 2006.

WINTER, W.; KLEIN, D.; KARL, M. Effect of model parameters on finite element analysis of micromotions in implant dentistry. **The Journal of oral implantology**, v.39, n.1, p. 23-29, fev. 2013.

WU, Y.C. Young's Mixture Rule and Its Significance. **The Journal of physical chemistry**, v. 71, n. 21, p.3781-3786, out. 1970.

YOSHINO, K.; ISHIZUKA, Y.; WATANABE, H.; FUKAI, K.; SUGIHARA, N.; MATSUKUBO, T. Sex- and age-based differences in single tooth loss in adults. **The Bulletin of Tokyo Dental College**, v. 56, n. 1, p. 63–67, 2015.

ZMUDZKI, J.; CHLADEK, G.; KASPERSKI, J. Biomechanical factors related to occlusal load transfer in removable complete dentures. **Biomechanics and modeling in mechanobiology**, v.14, p. 679-691, aug. 2015.

ZUMSTEIN, T.; SCHUTZ, S.; SAHLIN H.; SENNERBY, L. Factors influencing marginal bone loss at a hydrophilic implant design placed with or without GBR procedures: A 5-years retrospective study. **Clin Implant Dent Res**, v.21, n.5, p.1-10, out. 2019.

**ANEXO A – PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
(COEP # 4.741.163)**

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação das distribuições de tensões geradas por forças oclusais em implantes, abutment de base de titânio e no tecido ósseo, sob carga oclusal imediata e precoce

Pesquisador: Nara Hellen Campanha Bombarda

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 47272121.7.0000.0105

Instituição Proponente: Universidade Estadual de Ponta Grossa

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.741.163

Apresentação do Projeto:

Projeto de Pesquisa:

Avaliação das distribuições de tensões geradas por forças oclusais em implantes, abutment de base de titânio e no tecido ósseo, sob carga oclusal

imediate e precoce. Modelos geométricos 3D do implante dentário (Cone Morse Cônico 4.3mm x 13mm, COD: 100.391) e do componente protético (Base Tibase4 Cad

CM N 4 mm p/ CEREC, COD: 126.128) serão fornecidos pela Singular Implants (Singular Implants, Parnamirim, RN, Brasil). O modelo geométrico

3D do 1º molar inferior esquerdo, simulando uma prótese provisória unitária implanto-suportado do dente 36, será obtido e modelado através do

software MeshMixer (Autodesk Inc., Mill Valley, California, Estados Unidos); o modelo geométrico do tecido ósseo, com a simulação do alvéolo recém

-extraído, será obtido através da tomografia Cone-Beam de um paciente da região de molares inferiores, realizada no Centro Radiológico da

Universidade Estadual de Ponta Grossa após explanação da pesquisa e aceite Termo de Consentimento Livre Esclarecido. A tomografia do paciente

selecionado deverá contemplar o primeiro molar inferior (dente 36), com um septo ósseo inter-radicular de espessura mínima de 5 mm para

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvararanas, Bloco da Reitoria, sala 22

Bairro: Uvaranas **CEP:** 84.030-900

UF: PR **Município:** PONTA GROSSA

Telefone: (42)3220-3282

E-mail: propespsecretaria@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 4.741.163

acomodação do implante dentário e a simulação da inserção do implante em alvéolo fresco. O software Mimics Innovaiton Suite (Materialise, Leuven, Bélgica) será utilizado para a processamento de imagens e reconstrução digital, e assim obter modelo geométrico do tecido ósseo, com a simulação do alvéolo recém-extraído. Todos os modelos geométricos serão transportados para MeshMixer (Autodesk Inc., Mill Valey, California, Estados Unidos) para conformação da geometria final e posterior para análise de elementos finitos, Ansys (Ansys Inc., Canonsburg, PA, EUA) para realizar análise linear, geração da malha e inserção das propriedades do Módulo de Elasticidade e do Coeficiente de Poisson. Para a simulação, o tecido ósseo será dividido em cortical e trabecular, de acordo com a anatomia da tomografia utilizada. Para a simulação, o tecido ósseo será dividido em cortical e trabecular, de acordo com a anatomia da tomografia utilizada. O implante dentário será simulado centralizado ao septo ósseo inter-radicular do dente 36, 2 milímetros infra ósseo em relação a crista óssea. Na interface entre o implante dentário e o tecido ósseo, uma região de 0,55 milímetros de espessura a partir da superfície mais profunda da rosca do implante será simulada como região de cicatrização e osseointegração do implante.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Comparar a distribuição de tensões geradas em abutment e seu parafuso de retenção, no tecido ósseo e em implantes dentários sob carga oclusal imediata e precoce, submetidos a forças oclusais funcionais, de um primeiro molar inferior.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

O risco ao paciente pode ser oriundo da realização do exame tomográfico, sendo tonturas, mal-estar e utilização (em pequena quantidade) de radiação).

A pesquisa em si não apresenta riscos ao paciente, sendo apenas o uso das imagens tomográficas para simulação computacional.

Benefícios:

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvararanas, Bloco da Reitoria, sala 22
Bairro: Uvaranas **CEP:** 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42)3220-3282 **E-mail:** propespsecretaria@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 4.741.163

A pesquisa não apresenta benefícios ao paciente, sendo apenas o uso das imagens tomográficas para simulação computacional.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O sucesso dos implantes dentários e das próteses implanto-suportada está diretamente relacionada a magnitude, direção e duração da carga oclusal a qual são submetidos. As próteses podem estar em carga oclusal imediata, logo após ou em até duas semanas da colocação dos implantes dentários, em carga oclusal precoce entre duas semanas a três meses da colocação dos implantes, ou em carga oclusal tardia após três meses da colocação dos implantes dentários. O uso de próteses em implantes com carga oclusal imediata possuem como vantagem apenas um estágio cirúrgico, sem a necessidade da cirurgia de reabertura, melhor conformação do tecido gengival marginal e obtenção do perfil de emergência mais adequado, maior conforto ao paciente pelo restabelecimento funcional da mastigação e manutenção do espaço oclusal. A instalação dos implantes imediatamente após a extração dentária associado a carga oclusal imediata também tem sido utilizado, com a vantagem da redução de intervenções cirúrgicas, manutenção dos tecidos moles e duros no local da inserção do implante e menores danos psicológicos enfrentado pelo paciente decorrente do período da perda dentária. Entretanto, em regiões posteriores unitárias, a carga oclusal imediata não é utilizada decorrente dos riscos da perda óssea e ocasional insucesso do implante dentário. O objetivo desse trabalho será comparar a distribuição de tensões geradas em abutment e seu parafuso de retenção, no tecido ósseo e em implantes dentários sob carga oclusal imediata e precoce, submetidos a forças oclusais funcionais, de um primeiro molar inferior, através do Método de Elementos Finitos e o de teste de resistência a fratura dos implantes dentários. Modelos geométricos 3D dos implantes, abutments, tecido ósseo e coroa provisória serão obtidos e o contato entre as suas estruturas será considerado unido, com exceção do contato entre as superfícies de titânio onde será considerado um contato friccional. Para simulação da carga oclusal imediata e precoce do tecido ósseo, será utilizado o método de Voigt, e dessa forma, uma superfície de 0,55 milímetros do tecido ósseo ao

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco da Reitoria, sala 22
Bairro: Uvaranas **CEP:** 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42)3220-3282 **E-mail:** propespsecretaria@uepg.br

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA - UEPG



Continuação do Parecer: 4.741.163

redor do implante dentário terá seu módulo de elasticidade alterado de acordo com o módulo de elasticidade obtido no método de Voigt, baseado em estudos in vivo da concentração de células no local da instalação de implantes. O processo de cicatrização do alvéolo recém-extraído também terá seu modelo de elasticidade alterado através da lei das misturas pelo método de Voigt. Inicialmente será realizado um pré-torque no parafuso de fixação do abutment e posteriormente será realizada a simulação da carga oclusal axial e oblíqua, através de uma carga cíclica funcional total de 100N de carga axial e 10N de carga oblíqua. O risco de perda óssea será avaliado através do mecanostado de Frost. Para o teste de resistência a fratura, 20 blocos de poliuretano (carga oclusal imediata) e 20 cilindros plásticos preenchido com resina acrílica autopolimerizável (carga oclusal precoce) serão obtidos, e coroas provisórias de poli-metilmetacrilato serão fresados e cimentados sobre os abutments previamente instalados. Para cada grupo (carga oclusal imediata e carga oclusal precoce), 10 corpos de prova serão aplicados cargas axiais e 10 corpos de prova serão aplicadas cargas oblíquas, sendo observado visualmente fraturas ou deformações ocorridas em suas estruturas. Espera-se com esse estudo, não haver diferenças entre as tensões geradas em implantes sob cargas oclusais imediata e precoce, com a ausência de sobrecarga patológica e risco de reabsorção óssea.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Em anexo e de acordo com as resoluções 466/2012 e 510/2016

Recomendações:

Enviar o relatório final ao término do projeto de pesquisa por Notificação via Plataforma Brasil para evitar pendências.

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvararanas, Bloco da Reitoria, sala 22
Bairro: Uvararanas **CEP:** 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42)3220-3282 **E-mail:** propespsecretaria@uepg.br

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
PONTA GROSSA - UEPG**



Continuação do Parecer: 4.741.163

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto foi aprovado sem restrições, após avaliação documental. O projeto se encontra dentro dos princípios éticos e metodológicos, de acordo com o Conselho Nacional de Saúde, Resolução 466/2012 e 510/2016.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1732222.pdf	08/04/2021 22:26:17		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.pdf	08/04/2021 22:24:31	Nara Hellen Campanha Bombarda	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.docx	08/04/2021 22:23:36	Nara Hellen Campanha Bombarda	Aceito
Folha de Rosto	Folhoderosto.pdf	08/04/2021 22:21:08	Nara Hellen Campanha Bombarda	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PONTA GROSSA, 28 de Maio de 2021

Assinado por:
ULISSES COELHO
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco da Reitoria, sala 22
Bairro: Uvaranas **CEP:** 84.030-900
UF: PR **Município:** PONTA GROSSA
Telefone: (42)3220-3282 **E-mail:** propespsecretaria@uepg.br

ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



Universidade
Estadual de
Ponta Grossa

Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM

ODONTOLOGIA / PPGO

ÁREAS DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA E DENTÍSTICA RESTAURADORA.

Av.: Gen. Carlos Cavalcanti, 4748 CEP: 84030-900 Bloco M, Sala 64A

Campus Uvaranas - Ponta Grossa-PR Fone: (42) 3220-3740 e-mail: mestreodonto@uepg.br

ANEXO I

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Título da Pesquisa: “Avaliação das distribuições de tensões geradas por forças oclusais em implantes, *abutment* de base de titânio e no tecido ósseo, sob carga oclusal imediata e precoce.”

Pesquisadores: Nara Hellen Campanha Bombarda, Poliana Alexandra Martinello.

Proposição e Justificativa: Este estudo irá comparar a distribuição de tensões geradas em *abutment* e seu parafuso de retenção, no tecido ósseo e em implantes dentários sob carga oclusal imediata e precoce, submetidos a forças oclusais funcionais, de um primeiro molar inferior através do Método de Elementos Finitos, utilizando imagens tomográficas da região de molares inferiores. O uso de imagens tomográficas é necessário para obtenção de modelos geométricos com a correta conformação da anatomia radicular e do tecido ósseo, sendo fundamental para obtenção de resultados da análise pelo método de elementos finitos.

Procedimentos: Após o recebimento, aceite e assinatura deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), o paciente irá realizar o exame de imagem de Tomografia Computadorizada Cone-Beam da região de molares, apenas apresentando a indicação por um Cirurgião Dentista da sua necessidade. O paciente não sofrerá intervenções oriunda da pesquisa, sendo apenas utilizado as imagens obtidas pela Tomografia Computadorizada.

Local da Pesquisa: A Tomografia Computadorizada será realizada no Centro Radiológico da Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Riscos e Benefícios: A pesquisa não apresenta riscos e benefícios ao paciente, sendo apenas o uso das imagens tomográficas para simulação computacional.

Acompanhamento e assistência e garantia de esclarecimentos: O paciente terá a garantia de que receberá esclarecimento a qualquer dúvida, acerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa.

Sigilo: Os pesquisadores se comprometem ao sigilo das informações individuais, tratando com impessoalidade e não revelando a sua identidade. Imagens com o modelo



Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM

ODONTOLOGIA / PPGO

ÁREAS DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA E DENTÍSTICA RESTAURADORA.

Av.: Gen. Carlos Cavalcanti, 4748 CEP: 84030-900 Bloco M, Sala 64A

Campus Uvaranas - Ponta Grossa-PR Fone: (42) 3220-3740 e-mail: mestreodonto@uepg.br

geométrico das tomografias computadorizadas poderão ser públicas em revistas científicas, sem a identificação do paciente.

Despesa: O participante não deverá ter nenhuma despesa em relação a obtenção de imagens pela Tomografia Computadorizada Cone-Beam.

Consentimento pós-informação:

Eu, Poliana Alexandra Martinello CPF 085.806.649-18 RG 13120444-2 autorizo o uso das imagens obtidas pela Tomografia Computadorizada Cone-Beam realizada no(a) Centro Radiológico da Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), para o uso em pesquisas pelo "Método de Elementos Finitos". Este consentimento pode ser revogado, sem qualquer custo ou prejuízo à minha pessoa, a meu pedido ou solicitação. Fui esclarecido de que não receberei nenhum ressarcimento ou pagamento pelo uso das minhas imagens e compreendi que o a equipe de pesquisadores não terá qualquer tipo de ganhos financeiros com a exposição da minha imagem. Portanto, estou de acordo com a utilização destas imagens para finalidades científicas.

Ponta Grossa, 09 de Julho de 2021.

Assinatura do Paciente

Pesquisador Responsável

Contato com os pesquisadores:

Pesquisadora: Poliana Alexandra Martinello, (46) 9 8419-3108.

COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS

Av.: Gen. Carlos Cavalcanti, 4748 CEP: 84030-900 Bloco M, Sala 12, Campus Uvaranas, Ponta Grossa.

Fone: (42) 3220.3108, e-mail: seccoep@uepg.br.