

UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE DUAS
OPÇÕES REABILITADORAS EM REGIÃO
ANTERIOR DA MAXILA**

Keila Amador de Moura

SAPIENTIA EDIFICAT

2017

KEILA AMADOR DE MOURA

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE DUAS OPÇÕES
REABILITADORAS EM REGIÃO ANTERIOR DA MAXILA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Federal da Paraíba, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Ciências Odontológicas.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Lemes Carlo

Co-orientadora: Profa. Dra. Marcele Jardim Pimentel

João Pessoa

2017



**UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**Catálogo na publicação
Seção de Catalogação e Classificação**

M929c Moura, Keila Amador de.

Comportamento biomecânico de duas opções reabilitadoras em região anterior da maxila / Keila Amador de Moura. - João Pessoa, 2017.

62 f. : il.

Orientação: Hugo Lemes Carlo.

Dissertação (Mestrado) - UFPB/CCS.

1. Implantes dentários (Prótese). 2. Análise do Estresse Dentário. 3. Odontologia. I. Carlo, Hugo Lemes. II. Título.

UFPB/BC



1 **ATA DA DEFESA PÚBLICA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**
2 **DEFESA DE Nº:**
3

4 Aos trinta dias do mês de janeiro do ano de 2017, às 14:00 horas, no Auditório da Pós-
5 Graduação em Odontologia/UFPB, reuniram-se os membros da banca examinadora
6 composta pelos professores doutores: Hugo Lemes Carlo (Orientador e Presidente),
7 Marcele Jardim Pimentel (Coorientador) , André Ulisses Dantas Batista (membro
8 vinculado ao Programa de Pós-graduação em Odontologia – UFPB) e Júlio Maciel
9 Santos de Araújo (membro externo) a fim de argüirem a mestranda Keila Amador de
10 Moura, com relação ao seu trabalho final de curso de mestrado (dissertação), sob o
11 título "COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE DIFERENTES POSSIBILIDADES
12 REABILITADORAS EM REGIÃO ANTERIOR DA MAXILA". Aberta a sessão pelo
13 presidente da mesma, coube a candidata, na forma regimental, expor o tema de sua
14 dissertação, dentro do tempo regulamentar. Em seguida, foi questionado pelos membros
15 da banca examinadora, sendo as explicações necessárias fornecidas e as modificações
16 solicitadas registradas. Logo após, os membros da banca examinadora reuniram-se em
17 sessão secreta, tendo chegado ao seguinte julgamento, que, de público, foi anunciado:
18 1º Examinador (membro externo): Conceito "Aprovado"; 2º Examinador (membro
19 vinculado ao PPGO): Conceito "Aprovado; e 3º Examinador (Orientador e Presidente):
20 Conceito "Aprovado". O que resultou em conceito final igual: "APROVADO", o que
21 permite a candidata fazer jus ao título de Mestre em Odontologia. Os documentos
22 utilizados para avaliação da candidata durante o processo aqui descrito apresentaram-se
23 como prova documental do mesmo e, como tal, serão anexadas a esta ata para
24 arquivamento. Nada mais havendo a tratar, foi lavrada a presente ata, que será por mim
25 assinada, Raíssa Karen Gomes dos Santos, secretária do Programa de Pós-graduação
26 em Odontologia da UFPB, pela presidente, pelos demais membros da banca, e pela
27 candidata.

28
29
30 Raíssa Karen G. dos Santos
31 Secretária

André Ulisses Dantas Batista
1º Examinador – Membro Externo

32
33
34 Júlio Maciel Santos de Araújo
35 2º Examinador – Membro do PPGO

Hugo Lemes Carlo
3º Examinador – Presidente

36
37
38 Marcele Jardim Pimentel
39 4º Examinador – Coorientador

Keila Amador de Moura
Candidata

KEILA AMADOR DE MOURA

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE DUAS OPÇÕES
REABILITADORAS EM REGIÃO ANTERIOR DA MAXILA**

Banca Examinadora

Prof. Dr. Hugo Lemes Carlo
Orientador – UFPB

Profa. Dra. Marcele Jardim Pimentel
Co-orientadora – UFRN

Prof. Dr. André Ulisses Dantas Batista
Examinador – UFPB

Prof. Dr. Júlio Maciel Santos de Araújo
Examinador - UNIPÊ

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Cleide Stela Amador de Moura** e **Josias Bezerra de Moura** (*in memoriam*), pela minha formação moral, por sua dedicação, incentivo e amor incondicional em todos os momentos. Pela ajuda e apoio em todos os meus projetos de vida. Quero traduzir meu reconhecimento e gratidão, pois sou a continuidade de seus esforços.

Ao meu esposo, **Wendel Reis**, pelo carinho e apoio a mim prestados durante todos os momentos difíceis.

Aos meus irmãos, **Andrei**, **Darlan** e **Joice**, pela amizade, colaboração e incentivo.

À minha avó, **Florisa Amador** (*in memoriam*), pela força, incentivo e amor que tanto me deu durante todos os momentos da minha vida.

Aos meus tios e tias, pelo carinho, apoio e incentivo na busca dos meus ideais.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal da Paraíba, pelo apoio institucional na realização dessa pesquisa.

Ao Coordenador da Pós-graduação da UFPB, Prof. Dr. Frederico Barbosa de Sousa, por conduzir com maestria o programa de Pós-graduação em Odontologia dessa instituição de ensino;

Ao Coordenador do Curso de Graduação em Odontologia, Prof. Dr. Franklin Delano Soares Forte, pela disponibilidade da estrutura da clínica-escola;

Ao meu Orientador Professor Dr. Hugo Lemes Carlo pelo carinho e atenção em me direcionar nessa jornada.

A minha co-orientadora Professora Dra. Marcele Jardim Pimentel por me apresentar à metodologia e me orientar nesse caminho desafiador.

Ao Professor Dr. André Ulisses e ao Professor Dr. Robson pela paciência e carinho em me ensinar na clínica de Oclusão.

Aos demais professores do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal da Paraíba;

Ao Professor Ms. Alexandre Diniz e Dr. Leonardo pela amizade e por me ajudarem a melhorar meu olhar clínico.

Aos meus colegas de turma, onde juntos compartilhamos esse importante momento em nossas vidas, trocamos experiências, ensinamentos e, acima de tudo, a consolidação da nossa amizade.

Às servidoras Rebeca e Ivone pela excelência dos serviços prestados e solicitude.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram com a elaboração deste estudo.

*Deus está aqui neste momento
Sua presença é real em meu viver
Entregue sua vida e seus problemas
Fale com Deus, Ele vai ajudar você...
Seja qual for o seu problema
Fale com Deus, Ele vai ajudar você
Após a dor vem a alegria
Pois Deus é amor e não te deixará sofrer
E ainda se vierem noites traiçoeiras
Se a cruz pesada for, Cristo estará contigo
O mundo pode até
Fazer você chorar
Mas Deus te quer sorrindo*

(Trecho da música cristã - Noites Traiçoeiras)

RESUMO

A configuração anatômica da maxila favorece a instalação de implantes inclinados, o que torna a reabilitação protética mais desafiadora. Este estudo teve o objetivo de descrever duas situações reabilitadoras para perdas unitárias na região anterior da maxila, avaliando a influência de duas inclinações de instalação de implantes e de dois componentes protéticos com suas respectivas coroas protéticas. Dois modelos virtuais simulando seção da maxila, implante e componentes protéticos foram criados para análise das duas situações clínicas: G1 – implante inserido no longo eixo da maxila associado à prótese cimentada convencional com munhão universal corpo único e G2 – Implante palatinizado (com *approach* palatino) associado à coroa protética parafusada em pilar cone morse corpo único. O carregamento considerado foi aplicado em uma etapa com a carga de 45N, aplicada em 45 graus em relação ao cingulo da coroa protética para simular o início do contato dentário durante a oclusão. As variáveis respostas foram níveis de Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) no osso e cerâmica, e von Mises (σ_e) para implante e componentes protéticos. A σ_e para implantes de 163,78MPa (G1) e de 201,51MPa (G2) na região da plataforma cervical do implante. Entre os *copings* observaram-se na ordem de 16,607MPa (G1) e 984,92MPa (G2). Para os componentes protéticos 333,49MPa (G1) e 116,34MPa (G2). Para o parafuso protético no grupo G2 foi de 288,21MPa. A $\sigma_{\text{máx}}$ para o osso cortical ficou em 27,589MPa (G1) e 82,816MPa (G2). Para o osso trabecular ficou em 10,088 MPa (G1) e 5,8198MPa (G2). Na coroa protética em porcelana a $\sigma_{\text{máx}}$ foi de 137,32MPa e de 137,5MPa ambas em região de cingulo. A opção pelo *approach* palatino do implante de G2 apresentou áreas críticas de concentrações de tensões. Dessa forma, o uso de coroas cimentadas em detrimento das parafusadas pode gerar menores índices de tensão sobre osso, implante e componente protético.

Palavras-chave: Implantes dentários; Prótese Dentária Fixada por Implante; Prótese Parcial Fixa; Planejamento de Prótese Dentária, Análise do Estresse Dentário.

Linha de pesquisa: Propriedades e aplicações dos biomateriais

ABSTRACT

The anatomical configuration of the maxilla favors the installation of inclined implants, which makes prosthetic rehabilitation more challenging. The purpose of this study was to describe two rehabilitating situations for unit losses in the anterior maxilla, evaluating the influence of two implant installation inclinations and two prosthetic components with their respective prosthetic crowns. Two virtual models simulating the maxilla, implant and prosthetic components were created to analyze the two clinical situations: G1 - implant inserted in the long axis of the maxilla associated with the conventional cemented prosthesis with universal trunnion single body and G2 - Palatinate implant (with palatal approach) associated to the prosthetic crown screwed into single morse taper. The load considered was applied in one step with a load of 45N applied at 45 degrees to the prosthetic crown cingulate to simulate the beginning of dental contact during occlusion. The response variables were Principal Maximum Tension (σ_{max}) in bone and ceramic, and von Mises (σ_e) for implant and prosthetic components. The σ_e for implants of 163.78MPa (G1) and 201.51MPa (G2) in the region of the cervical platform of the implant. Among the copings were observed in the order of 16,607MPa (G1) and 984,92MPa (G2). For prosthetic components 333.49MPa (G1) and 116.34MPa (G2). For the prosthetic screw in the G2 group was 288.21MPa. The σ_{max} for the cortical bone was 27.589MPa (G1) and 82.816MPa (G2). For the trabecular bone was 10,088 MPa (G1) and 5,8198MPa (G2). In the porcelain prosthetic crown the σ_{max} was 137.32MPa and 137.5MPa both in the cingulate region. The option for the palatal approach of the G2 implant presented critical areas of stress concentrations. Thus, the use of cemented crowns instead of the screwed ones can generate lower tension indices on bone, implant and prosthetic component.

Keywords: Dental implants, Dental Prosthesis, Implant-Supported; Denture, Partial, Fixed; Dental Prosthesis Design; Dental Stress Analysis.

Lista de Figuras

Figura 1: Imagem ilustrativa dos diferentes grupos	24
Figuras 2: A - Vista oclusal da secção de maxila; B – Vista transversal da secção da maxila	26
Figura 3: Desenhos esquemáticos de implante e componentes protéticos necessários à pesquisa. A. Implante cone-morse (Ø4x13mm); B. Pilar CM corpo único; C. Munhão universal corpo único e D. Parafuso de fixação da coroa protética ao pilar CM corpo único	28
Figuras 4: A – Munhão Universal para coroa protética cimentada, montado ao implante cone-morse (Ø4.0x13.0mm); B - Componente protético para coroa protética parafusada, montado ao implante cone-morse (Ø4.0x13.0mm)	28
Figura 5: Modelo para coroa cimentada sendo construído	29
Figura 6: Modelo tridimensional do grupo G1 – A e B - Vista Lingual	29
Figura 7: Modelo tridimensional do grupo G1 – Vista lateral	30
Figura 8: Geometrias geradas nos modelos (conjuntos completos - grupos G1 e G2) – Vista lingual	33
Figura 9: Geometrias geradas nos modelos (conjuntos completos - grupos G1 e G2) – Vista vestibular	34
Figura 10: Desenhos tridimensionais do osso, implante, componentes protéticos e coroas protéticas para os Grupos G1 e G2 – apresentando eixo de inserção	34
Figura 11: Desenhos tridimensionais do osso, implante, componentes protéticos e coroas protéticas para os Grupos G1 e G2 – apresentando angulação dos eixos de inserção	35
Figura 12: Elemento sólido tetraédrico	35
Figura 13: Malhas geradas no osso, implante, componentes protéticos e coroas protéticas para os Grupos G1 e G2	36
Figura 14: Malha gerada no osso, implante, componentes protéticos e coroas protéticas para os Grupos G1 e G2, em corte sagital	36
Figura 15: Condições de carga (Grupos G1 e G2)	38
Figura 16: Tensão de Von Mises (σ_e) em componentes protéticos,	40

implante, <i>copings</i> e parafuso (Grupos G1 e G2)	
Figura 17: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) em porcelana e osso (Grupos G1 e G2)	41
Figura 18: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) nas coroas protéticas (Grupos G1 e G2)	43
Figura 19: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) nas coroas protéticas em corte longitudinal (Grupos G1 e G2)	44
Figura 20: Tensão de Von Mises (σ_e) para infraestrutura (Grupos G1 e G2)	45
Figura 21: Tensão de Von Mises (σ_e) para componentes protéticos – Munhão Universal CM (Grupo G1) e Pilar CM (G2)	46
Figura 22: Tensão de Von Mises (σ_e) para o parafuso (Grupo G2)	47
Figura 23: Tensão de Von Mises (σ_e) para o implante (Grupos G1 e G2)	48
Figura 24: Tensão de Von Mises (σ_e) para o implante – corte sagital (Grupos G1 e G2)	49
Figura 25: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) no osso alveolar cortical e trabecular (Grupos G1 e G2)	50
Figura 26: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) no osso alveolar cortical (Grupos G1 e G2)	51
Figura 27: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) no osso alveolar trabecular (Grupos G1 e G2)	52

Lista de Tabelas e Quadros

Quadro 1: Descrição dos modelos 3D	23
Quadro 2: Modelos gerados para o experimento	24
Quadro 3: Propriedades Mecânicas do osso, implante, dos componentes protéticos e parafusos ^[53,54,43,55]	32
Quadro 4: Número de nós e elementos em cada simulação	37
Tabela 1: Valores de Tensão de Von Mises (σ_e) e Tensão Máxima Principal ($\sigma_{m\acute{a}x}$) nos grupos	42

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

PALAD (Pd-Ag): Liga de Paládio Prata

MEF: Método dos Elementos Finitos

AEF: Análise por Elementos Finitos

3D: tridimensional

CAD: Computer Aided Design

CM: Cone Morse

mm: milímetros

Ø: Diâmetro

$\sigma_{\text{máx}}$: Tensão Máxima Principal

σ_e : Tensão de Von Mises

Ti: Titânio

N: Newton

MPa: MegaPascal = 10^6 Pascal = 10^6 newtons/milímetro²

GPa: GigaPascal = 10^9 Pascal = 10^3 newtons/milímetro²

SUMÁRIO

RESUMO.....	viii
1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	17
3 PROPOSIÇÃO.....	22
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	23
4.1 Grupos.....	23
4.2 Definição de estrutura óssea.....	25
4.3 Construção dos modelos tridimensionais.....	25
4.4 Implantes e componentes protéticos.....	26
4.5 Geração da malha.....	30
4.6 Condições de contorno e carregamento.....	31
5 RESULTADOS.....	39
6 DISCUSSÃO.....	53
7 CONCLUSÃO.....	55
Referências.....	56

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes osseointegrados como componente de sustentação de próteses unitárias, proporcionou uma nova alternativa reabilitadora para pacientes com necessidades de próteses parciais fixas. Esta opção apresenta grandes vantagens, influenciando de modo positivo na autoestima e qualidade de vida do paciente^[1,2]. Entretanto, para se obter êxito clínico com este tipo de tratamento é indispensável um planejamento prévio adequado às características intrínsecas de cada paciente, dos implantes e do sistema de retenção a ser selecionado³.

A redução do volume ósseo da maxila pode limitar a reabilitação protética, principalmente quanto à angulação do implante^[4,5,6], uma quantidade adequada de osso disponível na maxila e a correta inserção e carregamento do implante são determinantes para uma reabilitação duradoura e satisfatória⁷. A falta de osso pode expor a superfície do implante com consequente presença de peri-implantite (inflamação do tecido mole) e possibilidade de fratura do implante⁸.

Tradicionalmente as próteses implantossuportadas são confeccionadas com perfuração oclusal para sua retenção através de parafusamento. Estas próteses permitem a realização de protocolos de manutenção onde são executados procedimentos como reaperto de parafusos, remoção da prótese para limpeza e até mesmo troca de componentes intermediários e parafusos. Devido a isto são, em muitos casos, consideradas como primeira opção. Tal fato reduz os problemas originados pela fadiga natural dos componentes e facilita o controle da saúde dos tecidos peri-implantares, proporcionando longevidade ao tratamento⁹. Entretanto, em casos de perdas dentárias na região anterior de maxila, a tendência de manter a inclinação do implante na angulação anatômica desta área resulta em que o orifício de acesso ao parafuso se projete na face vestibular da prótese. Assim, como manobra para eliminar esta condição, as próteses cimentadas ganharam muito espaço.

Além deste fato, segundo Guichet et al. (2000)¹⁰, a grande maioria dos pacientes também preferem uma restauração tipo cimentada por se apresentar semelhante ao dente natural, sem a visualização do orifício de acesso para o parafuso. O inconveniente destas está no fato de não permitirem a manutenção

para o reaperto das conexões sem que haja o risco de fratura ou dano à coroa no momento da remoção da mesma.

A cimentação das restaurações implantossuportadas pode também apresentar fatores críticos decorrente do risco da apreensão do excesso de cimento na interface entre a coroa e o tecido gengival, o que pode promover a formação de biofilme no sulco peri-implantar. Como resultado, pode-se desenvolver inflamação local¹¹. Neste sentido, estudos foram realizados a fim de se nortear a prática clínica no uso de restaurações protéticas sobre implantes cimentadas. Korsch et al. (2014)¹² apresentaram resultados *in situ* e *in vitro* que revelaram invasão bacteriana do cimento à base de metacrilato apenas algumas semanas após a cimentação. Linkevicius et al. (2013)¹³ demonstraram que a retenção de cimento em indivíduos com histórico de periodontite, reabilitados por implantes, são mais propensos à peri-implantite do que indivíduos que nunca reportaram tal histórico.

Além disso, embora haja uma variedade de possíveis causas para a perda da crista óssea ao redor dos implantes dentários, uma causa iatrogênica que se tornou objeto de vários estudos, entre eles o de Shapoff e Lahey (2012)¹⁴, é a retenção de excesso de cimento dental. No referido estudo os pesquisadores apresentaram relatos de casos em que a presença do cimento resultou em inflamação e perda óssea ao redor de implantes dentários e peri-implantite significativos. Os autores indicaram a necessidade de detecção precoce para limitar os danos causados aos tecidos peri-implantares. Tal fato foi reforçado pelo trabalho de Wadhvani et al. (2012)¹⁵ que apresentaram a importância dessa detecção precoce também pelos métodos radiográficos.

Uma alternativa a todos os fatos apresentados seria a modificação da posição tridimensional do implante durante a sua instalação, onde os mesmos são deslocados para uma posição mais palatinizada, fora do eixo natural do elemento dental perdido, para que o parafuso de acesso seja deslocado para face palatina da coroa, em região de cingulo. Entretanto essa modificação resulta em um pequeno *cantilever* na coroa que é parafusada^[16,17].

Não há estudos que analisem essa situação comparativamente entre as diferentes opções de reabilitação, bem como não se sabe como as diferentes inclinações do implante com sua associação a diferentes componentes protéticos podem influenciar na distribuição de tensões e na sobrecarga desses sistemas de

retenção¹⁸. Desta forma, este estudo descreveu e comparou duas alternativas reabilitadoras com próteses implantossuportadas em região de incisivo central superior, visando maior previsibilidade do processo no tocante à biomecânica dos sistemas utilizados.

2 REVISÃO DE LITERATURA

O sucesso dos implantes trouxe, como alternativa, soluções estéticas interessantes para o tratamento restaurador¹⁹. Alguns fatores, relacionados à Implantodontia estética, estão intimamente ligados aos pilares, emergentes ou *abutments* que, ao longo do tempo, apresentaram grandes transformações, buscando soluções estéticas mais adequadas²⁰.

Devido à condição anatômica peculiar que a região anterior de maxila apresenta, como osso ricamente esponjoso, com menor densidade que a mandíbula, inclinação e menor espessura óssea²¹, surgem questionamentos acerca da melhor conduta reabilitadora frente à ausência dental nessa região, tanto do ponto de vista biomecânico quanto estético.

A posição dentária ótima final expressa o posicionamento tridimensional perfeito do dente e dos tecidos do órgão dental em relação ao alvéolo e os tecidos moles orofaciais. Constitui uma posição anatômica ideal da unidade dentária, compatível com estética, fonética e função do sistema estomatognático. Quando se discute estética em prótese implantossuportada torna-se fundamental o entendimento exato da existência e obtenção da posição compatível entre dente e implante, particularmente no segmento anterior da arcada, onde variações milimétricas da posição do implante podem se mostrar esteticamente desastrosas²².

A posição vestibulo-linguo/palatal ideal do implante, em relação aos dentes no sentido antero-posterior, pode variar para o sentido palatino ou vestibular gerando diferentes sistemas de retenção de prótese. Se for cimentada o longo eixo do implante deve coincidir com o longo eixo do dente e se for parafusada o longo eixo do implante deve coincidir com um ponto imaginário entre o bordo incisal e o cíngulo^[20,22]. A posição mesiodistal ideal do implante é sempre no centro da coroa clínica, não importando o sistema de retenção da prótese. A variação dessa posição mesiodistal do implante compromete a região de ameia e da papila gengival. No sentido ápico-coronal a plataforma do implante deve ser posicionada ao nível do colo cirúrgico do dente adjacente posicionado corretamente e se não existir dente adjacente a plataforma deve ser posicionada 1 a 1,5mm apicalmente à crista óssea¹⁷.

Esta técnica de verticalização do implante chama-se *approach palatino*, e é amplamente utilizada, por ser uma técnica que possibilita maior manutenção de tábua óssea vestibular em região de maxila anterior, bem como manutenção de papila interdental, ambas em situações de exodontia seguida de imediata instalação de implante dentário^[23,24,25,26,27].

A manutenção da papila interdental é um dos maiores desafios estéticos nesta região e a perda óssea em nível cervical é determinante para sua manutenção. Ao longo do processo evolutivo das restaurações implantossuportadas o desenvolvimento de novas conexões entre implante e *abutments* trouxe benefícios surpreendentes. Acredita-se que a redução de tensão nessas áreas de conexão em contato com osso seja a chave para esses resultados. Estudos apontam diferenças em áreas de concentração de tensões para diferentes conexões²⁸. Desta forma, a concentração de tensão em áreas específicas do osso pode levar a remodelação e perdas ósseas com futuro comprometimento estético.

Os desenhos das superestruturas para próteses fixas sobre implante podem ser realizados de quatro formas: coroas com parafusamento oclusal; coroas telescópicas; coroas cimentadas e coroas com parafusamento lateral. Vários profissionais preferem restaurações do tipo cimentada em função da praticidade e estética oclusal. O inconveniente destas está no fato de não permitirem a manutenção para o reaperto das conexões que podem ser realizados nas próteses com parafusamento oclusal e lateral^[18,29].

Estudos recentes mostraram a associação entre peri-implantite e agentes de união utilizados em próteses cimentadas sobre implantes^[30,31,32,33]. Alguns afirmam que o tipo de cimento utilizado interfere diretamente na indução de lesões periodontais. Cimentos que tendem a apresentar excessos mais despercebidos têm uma maior prevalência para a inflamação peri-implantar e podem causar perda óssea grave. Neste contexto, a frequência da não detecção do excesso de cimento depende essencialmente do tipo de cimento utilizado^[12,34].

O excesso de cimento pode se tornar base para colonização por microorganismos orais, resultando em formação de biofilme ou desenvolvimento de peri-mucosite e peri-implantite, como revelaram resultados *in situ* e *in vitro*, com a ressalva da forte tendência para invasão bacteriana do cimento à base de metacrilato de espécies oportunistas e agentes patogênicos^[11,35].

Korsh et al. (2014)³⁶ mostraram em seu estudo que o excesso de cimento na interface implante-mucosa causou sangramento à sondagem na maioria dos casos e supuração em alguns. Os autores alertam para a importância primordial na remoção do excesso de cimento após o procedimento de cimentação, devendo ser dada alta prioridade ao fato. Neste estudo retrospectivo observacional, um número consideravelmente elevado de implantes com excesso de cimento foi encontrado para o cimento de metacrilato utilizado no estudo.

Linkevicius et al. (2013)³⁷ demonstraram que implantes com excesso de cimento em pacientes com história de periodontite podem se apresentar mais propensos a desenvolver peri-implantite, em comparação a pacientes sem história de infecção periodontal. Entretanto, Schwarz et al. (2011)³⁸ relatam que tanto na cimentação semipermanente, como na permanente, de próteses sobre implantes múltiplas e coroas individuais foram observadas altas taxas de sobrevivência. Tal sucesso foi atribuído, em parte, a cuidados posteriores e a limitações do estudo.

Brandão et al. (2013)³⁹ relataram em seu estudo que não há nenhuma evidência para apoiar as diferenças na perda óssea marginal por meio de comparação indireta entre o cimento e restaurações aparafusadas/cimentadas. Em um estudo realizado com pacientes tratados em uma universidade da Alemanha não se observou associação entre o tipo de retenção de prótese e doenças peri-implantares.

Os resultados atuais mostram que, quando é realizada a seleção e a remoção de cimento de forma apropriada, o cimento de retenção não se torna um indicador de risco para doenças peri-implantares³⁹. Portanto, quando da escolha por coroas cimentadas deve-se fazer uso de agentes cimentantes capazes de inibir o crescimento de biofilme bacteriano, podendo ser vantajoso na redução da doença peri-implantar. As características de inibição de crescimento microbiano dos diferentes tipos de cimento devem ser consideradas nos critérios de sua seleção. Além disso, deve-se usar o mínimo de cimento para uma melhor remoção do excesso de cimento, qualquer que seja o diâmetro e localização dos implantes na boca^[14,36].

Com a crescente utilização dos implantes começaram a surgir problemas relacionados à estética e à mecânica dos componentes protéticos, principalmente quando se trata de reabilitações extensas em que a posição dos implantes não permite a realização de próteses parafusadas. A partir deste ponto iniciou-se a

busca por uma maneira de corrigir o posicionamento destes implantes sem que a possibilidade de reversibilidade do tratamento fosse perdida, visto que este fator continua sendo determinante para a preferência do sistema de retenção parafusado⁴⁰.

Para a confecção de próteses dentárias pode-se considerar bem dimensionado o valor de tensão de ruptura de 373 MPa da liga prata-paládio, comparando-se com o valor de 280 MPa, da dentina humana. Segundo Skinner⁴¹ força média de mastigação é de 78 Kg, resultando uma pressão de mastigação de 195 MPa. Estes valores são obtidos através de cargas estáticas, portanto deve-se considerar que uma tensão instantânea de mastigação, é ainda superior, sendo grande parte absorvida pela massa alimentar e o restante pelos próprios dentes.

Ligas nobre/semi-nobre de Paládio/Prata (*PALAD*) para as infraestruturas metálicas ganharam espaço pelo excelente comportamento biomecânico e biocompatibilidade, além da necessidade de mínima sensibilidade técnica e excelente união à porcelana⁴², bem como o baixo valor de alongamento da liga de prata-paládio, em relação a liga de ouro do tipo IV, o qual é desejável ao uso para próteses fixas. A sua dureza pode ser considerada satisfatória em referência à liga de ouro tipo IV, pois são números próximos, e habilitados pela liga nobre convencional⁴³.

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma ferramenta computacional efetiva que foi adaptada da engenharia para a biomecânica dos implantes dentários. Com a Análise por Elementos Finitos (AEF) muitas situações encontradas na implantodontia podem ser simuladas. Entre elas: as regiões em torno da interface osso/implante, da interface implante/prótese e as próteses múltiplas implantossuportadas, auxiliando no aprimoramento dos sistemas de implantes⁴⁴, e no entendimento sobre diferentes tratamentos odontológicos.

O princípio do MEF consiste em dividir a região de interesse, que pode ser a interface osso/implante ou uma conexão protética, que apresente geometria complexa e que não disponha de solução analítica conhecida, através da montagem de um modelo virtual. Este modelo é confeccionado por meio de um processo gráfico consistindo de grade de pontos (nós) e elementos finitos. Sobre esse modelo é aplicada um carregamento virtual provocando um campo de deslocamentos nessa região, em um comportamento similar ao da estrutura real. A solução analítica de todo o sistema estrutural é substituída pela união de

soluções mais simples, geralmente funções polinomiais de baixa ordem, internas a cada elemento. Nas interfaces entre os vários elementos, as soluções são compatibilizadas com o intuito de evitar descontinuidades ou saltos⁴⁵.

Desta forma, entende-se que o estudo *in sílico* do comportamento biomecânico, através do método computacional, de duas condutas reabilitadoras, uma delas convencional (cimentação convencional) e outra recém disponível (parafusada com *approach* palatino) será valioso para aumentar o conhecimento científico específico sobre as diferentes opções de tratamento, norteando tanto condutas clínicas como futuras pesquisas nesta área de atuação.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo analisou duas diferentes opções reabilitadoras para perda unitária na região anterior da maxila. As opções de tratamento foram avaliadas quanto à influência da posição tridimensional do implante e diferentes soluções protéticas:

1. Implante na posição do longo eixo do alvéolo remanescente e prótese cimentada.
2. Implante em posição palatinizada e prótese parafusada no conceito do *approach* palatino.

As tensões foram analisadas em relação à distribuição de carga na coroa e componente protético, bem como no implante, em conjunto e individualmente, mediante uma carga oclusal em cingulo.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Grupos

Um implante cilíndrico Cone Morse (CM) com diâmetro de 4mm por 13 mm de comprimento foi modelado computacionalmente e inserido em segmento de maxila simulada na região de incisivo central. Tal modelagem permitiu a criação de dois grupos (**Quadro 1 e Figura 1**):

Todas as opções protéticas foram analisadas definindo-se a utilização de coroas metalocerâmicas (*coping* de liga de Paládio-prata com recobrimento de porcelana feldspática). As referências do implante e componentes protéticos foram adquiridas por pesquisas em catálogo da empresa nacional Neodent[®][46]. Além das medidas referenciadas pelos catálogos, a equipe comprou, com recursos próprios, implante e componentes protéticos para as situações estudadas, e as medidas detalhadas foram realizadas com paquímetro digital e microscópio eletrônico.

Quadro 1: Descrição dos modelos 3D

Grupos	Tipo de fixação da prótese	Posição do implante	Componentes
G1	Cimentada	Eixo do alvéolo	Munhão universal de corpo único
G2	Parafusada	Approach Palatino	Pilar corpo único parafusado unitário



G1



G2

Figura 1: Imagem ilustrativa dos diferentes grupos

Fonte: Adaptado: Google imagens e catálogo digital Neodent® Curitiba, Brasil⁴⁶

Para a comparação da distribuição das tensões entre componentes protéticos em titânio, implante e coroas protéticas foram gerados dois modelos. Os dois modelos apresentam a mesma configuração no que diz respeito ao formato e propriedades do osso, tamanho e propriedades do implante e da coroa. Os intermediários protéticos (*abutments*) testados foram: Munhão Universal CM corpo único, que é fabricado em titânio e Pilar CM para prótese parafusada unitária. Estes *abutments* apresentam diferenças em suas geometrias. Foram criados modelos virtuais dos componentes segundo as diferenças geométricas existentes entre eles. Desta forma, consegue-se realizar a comparação entre componentes protéticos de material idêntico, contudo com geometrias diferentes. O grupo G2, que utiliza Pilar CM, possui a configuração de sua coroa de porcelana e infraestrutura diferentes do Grupo G1, conferindo ao novo modelo possibilidades de discutir essa opção de tratamento com o outro grupo. Assim, os modelos criados utilizam componentes protéticos descritos no Quadro 2.

Quadro 2: Modelos gerados para o experimento

	Modelo Geométrico	Material	Modelo gerado
G1	Munhão Universal CM Corpo único	Titânio Ti-GR5	Prótese Cimentada
G2	Pilar CM corpo único	Titânio Ti-GR5	Implante palatinizado

4.2 Definição da Estrutura Óssea

Segundo Misch (2007)²¹, a densidade óssea pode ser classificada em cinco grupos: D1 – osso cortical denso com pouco trabeculado; D2 – osso cortical denso associado com o osso trabeculado grosso; D3 – osso cortical fina e trabeculado grosso; D4 – osso trabecular fino e Bianchini, em 2010, adicionou a essa classificação o quinto grupo D5 – osso imaturo.

O presente estudo utilizou secção osso da maxila que é essencialmente dos tipos D3 e D4, sendo um osso com predominância de trabeculado ósseo, necessitando para a instalação de implantes a escolha de um implante que promova maior compactação a fim de que haja o travamento inicial e, portanto, maior previsibilidade de osseointegração⁴⁷.

4.3 Construção dos modelos tridimensionais

Todo o trabalho de modelagem geométrica de implantes e componentes protéticos foi realizado em um microcomputador (Intel Core i5 – 4440 3.10GHz/8 GB memória RAM). As modelagens de secção da maxila, coroas protéticas metalocerâmicas, simulação de forças e análise das tensões foram modelados em computador (Processador: Intel(R) Xeon(R) CPU Memória(RAM): 6 GB Modelo: Precision T3500) no CTI- Renato Archer.

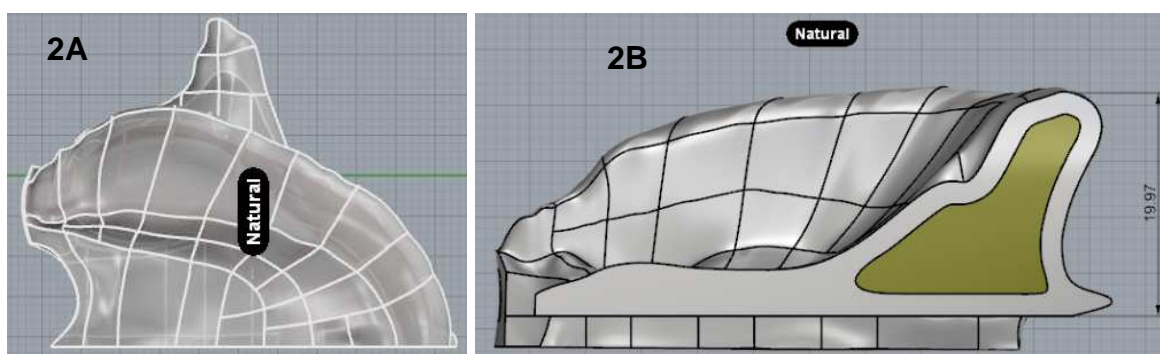
Para a geração dos modelos tridimensionais foram utilizados os modelos sólidos dos implantes, componentes protéticos e parafusos de fixação em formato universal para softwares CAD (*Computer Aided Design*).

Para a construção do modelo ósseo tridimensional da maxila foi utilizada imagem de secção de maxila sem reabsorção e edêntula do banco de dados do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI-Campinas/SP), modificadas, segundo características anatômicas, com osso cortical em 1,5mm, não sendo utilizado material humano^[48,49,50].

No Software CAD (Rhinoceros 5.0 2012, Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, EUA) foi simulado um modelo tridimensional de rebordo alveolar, tanto sua porção cortical quanto medular no sentido vestibulo-lingual, criando o limite entre os ossos cortical e trabecular permitindo forma adequada, espessura

e quantidade de osso cortical e esponjoso, mantendo-se um valor de espessura aproximada de 1,5mm de osso cortical^[44,48]. Não foram modelados tecidos moles como o nervo alveolar ou gengiva marginal.

Com a secção definida, a mesma foi inserida no programa Rhinoceros 5.0, com um comprimento de 19,97 mm para cada lado da secção superior ao mínimo de 4,2 mm recomendado por Teixeira et al., 1998⁵¹ e raio de curvatura de 25,0 mm. Após a geração dos modelos sólidos dos ossos cortical e trabecular foi realizada a junção dos modelos, obtendo o modelo sólido da maxila (**Figuras 2 A e B**). Desta forma o tecido ósseo foi considerado isotrópico (propriedade dos materiais que apresentam características físicas iguais consoante a orientação espacial), heterogêneo (osso cortical e osso medular) e linearmente elástico.



Figuras 2: **A** - Vista oclusal da secção de maxila; **B** – Vista transversal da secção da maxila

4.4 Implantes e componentes protéticos

Um implante Cone Morse (CM) de diâmetro 4mm por 13mm de comprimento (**Figura 4A**) foi inserido no segmento da maxila simulada. A escolha desse implante se deve ao seu corpo cilíndrico com interface Cone Morse, dupla rosca (com instalação mais rápida e com menor trauma), ao seu alto poder de compactação (expansão óssea), pela indicação para ossos tipo D3(III) e D4 (IV) (típicos da região de maxila) e para área de pouca espessura óssea em função da subinstrumentação. Além da praticidade devido à interface protética ser única para todos os diâmetros de implantes e diâmetro cervical igual ao diâmetro do

corpo do implante; preconizando-se sua instalação entre 1 e 2mm infraósseo, para melhor resolução protética [17,46].

O modelo do implante foi inserido no modelo de maxila 1,5 mm infra-ósseo e com sua porção apical não atingindo a camada cortical óssea superior conforme preconizado na literatura¹⁷.

Foram posicionados os componentes protéticos de titânio e realizadas as modelagens e adaptações da coroa, para a adaptação da mesma a estes componentes. No grupo G1 a inserção do implante foi simulada no longo eixo do alvéolo remanescente, enquanto no segundo grupo (G2) a inserção do implante foi simulada mais verticalizada (*approach* palatino). Medidas foram tomadas com a finalidade de apenas se utilizar componentes protéticos sem angulação e parafuso da coroa protética com acesso por região de cíngulo (G2). Nenhum componente protético modelado apresentava-se como do tipo angulado ou personalizável, além de serem corpo único, sem parafusos passantes, mantendo ao máximo o contato com as paredes do implante e seguindo os diâmetros propostos pelo fabricante⁴⁶.

Os modelos dos implantes e dos componentes protéticos foram modelados no Software SolidWorks, 2016 de acordo com dimensões medidas e também obtidas do fabricante (Neodent® Curitiba, Brasil)⁴⁶.

Para este estudo, dois modelos de componentes protéticos foram simulados em 3D pelo método de elementos finitos (MEF): Munhão Universal peça única (**Figura 3C**) para prótese cimentada onde se pode observar a estrutura interna de conexão das peças implantossuportadas (**Figura 4A**), parafuso de fixação de componente protético para a prótese parafusada verticalizada (para retenção da coroa protética ao pilar) (**Figura 3D**) além do componente protético para coroa parafusada, também com vista de sua secção (**Figura 4B**). Pode-se verificar a construção do grupo cimentado na **Figura 5** e do modelo tridimensional do Grupo (G1) (**Figuras 6 e 7**).

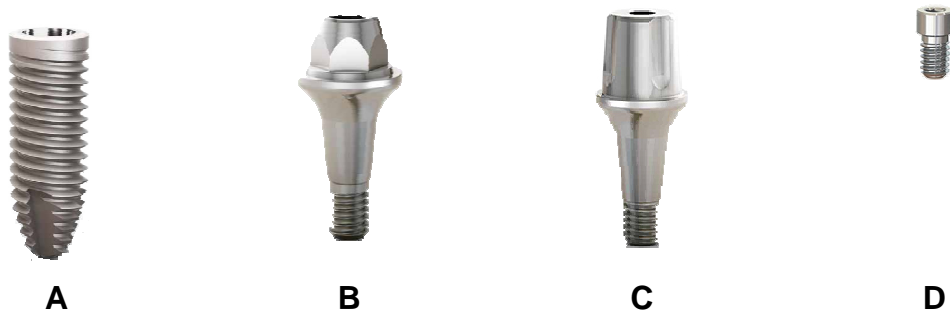
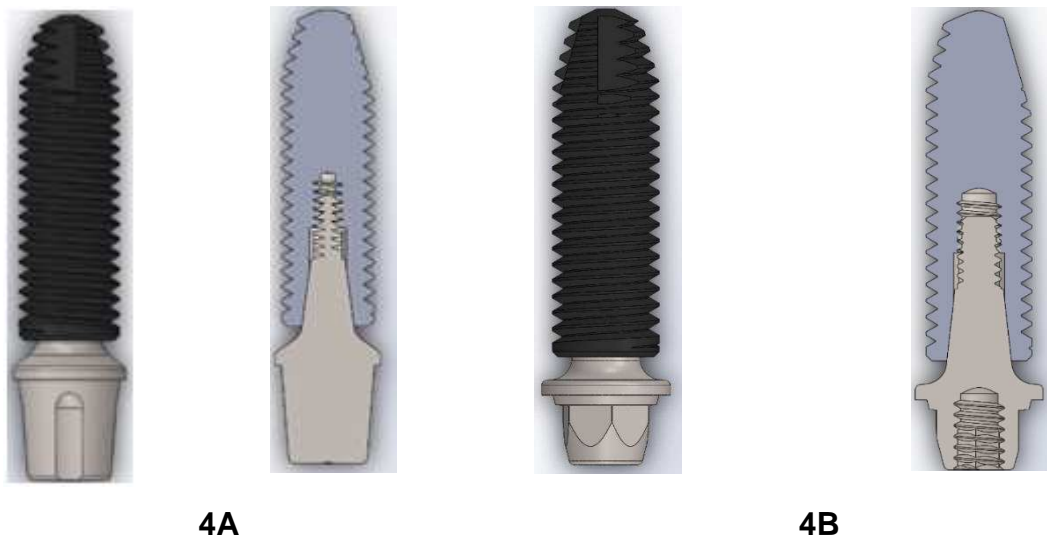


Figura 3: Desenhos esquemáticos de implante e componentes protéticos necessários à pesquisa. **A.** Implante cone-morse (Ø4x13mm); **B.** Pilar CM corpo único; **C.** Munhão universal corpo único e **D.** Parafuso de fixação da coroa protética ao pilar CM corpo único

Fonte: Neodent® Curitiba, Brasil⁴⁶



Figuras 4: **A** – Munhão Universal para coroa protética cimentada, montado ao implante cone-morse (Ø4.0x13.0mm); **B** - Componente protético para coroa protética parafusada, montado ao implante cone-morse (Ø4.0x13.0mm)

Fonte: Arquivo próprio (2016)

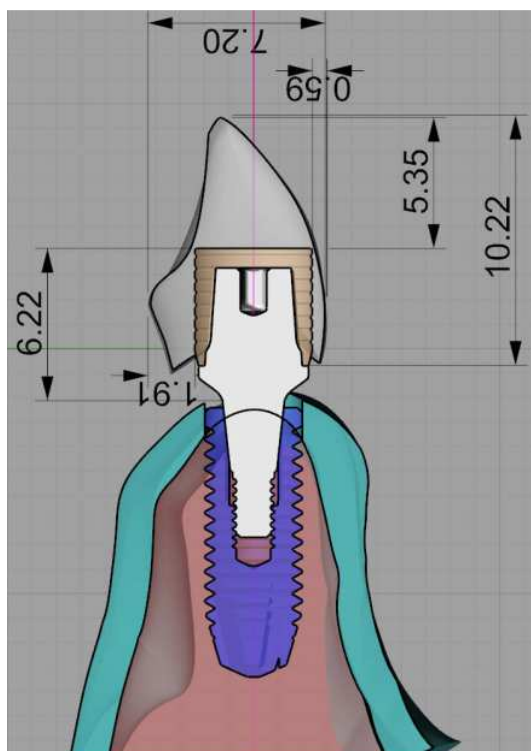


Figura 5: Modelo para coroa cimentada sendo construído

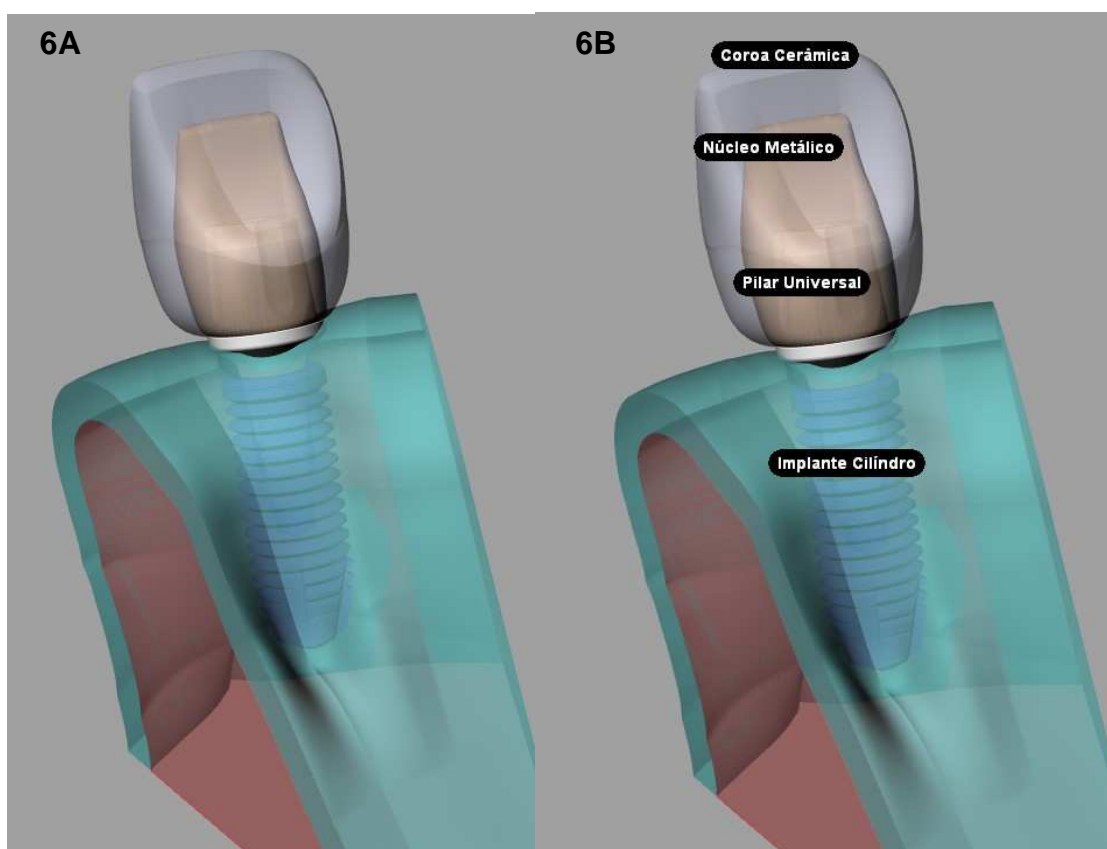


Figura 6: Modelo tridimensional do grupo G1 – A e B - Vista Lingual

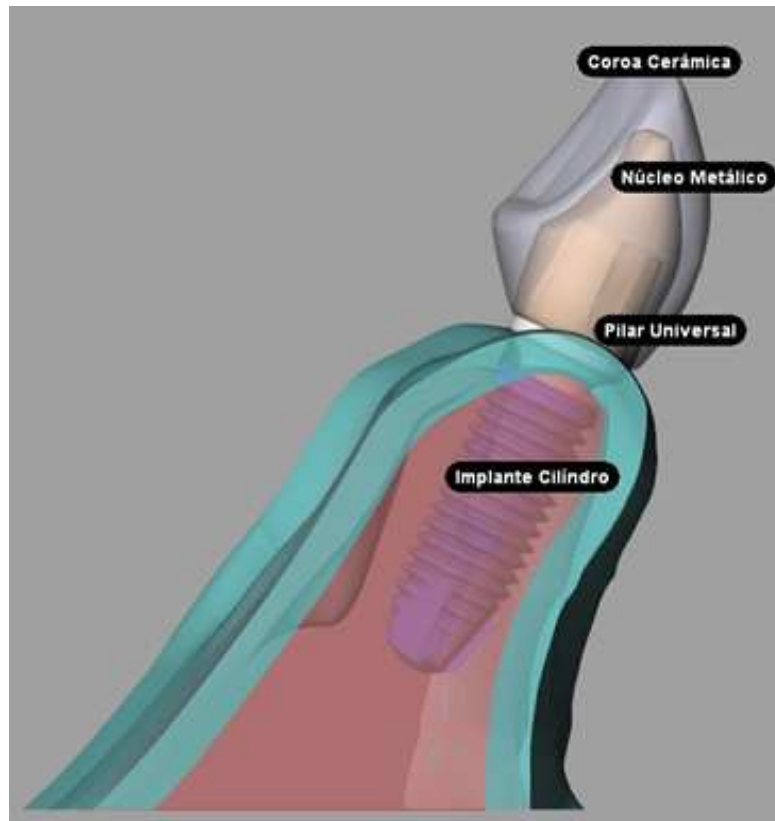


Figura 7: Modelo tridimensional do grupo G1 – Vista lateral

4.5 Geração da malha

A análise por elementos finitos foi realizada com o programa Ansys Workbench 10 (Swanson Analysis Systems Inc. Houston/PA, EUA). Para iniciar a análise por elementos finitos foi importada a geometria anteriormente preparada e na opção *Simulation Wizard* é verificado o carregamento da geometria, assim como outras configurações adotadas. Estas configurações foram conferidas e adequadas às condições do estudo adicionando-se os coeficientes de cada material adotado e pertinentes ao estudo (**Quadro 3**).

O módulo de Young ou módulo de elasticidade é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido. A diferença na magnitude do módulo de elasticidade dos metais é consequência dos diferentes tipos de ligações atômicas existentes no metal. Quando se exerce um esforço de tensão sobre um material qualquer este vai sofrer uma deformação longitudinal, proporcional ao esforço aplicado, e determinado pelo seu módulo de elasticidade. Quando é definido o módulo de elasticidade somente consideramos a deformação

longitudinal, no entanto, qualquer material elástico ao ser “esticado” sofre também uma deformação transversal que é proporcional à deformação longitudinal aplicada. A razão entre a deformação transversal associada a uma deformação longitudinal na direção do esforço de tração, ou seja, a medida da deformação transversal (em relação à direção longitudinal de aplicação da carga) de um material homogêneo e isotrópico chama-se coeficiente de Poisson⁴⁹.

Acima de uma tensão, os materiais começam a se deformar plasticamente, ou seja, ocorrem deformações permanentes. O ponto no qual estas deformações permanentes começam a se tornar significativas é chamado de limite ou tensão de escoamento. Para metais que possuem transição gradual do regime elástico para o plástico, as deformações plásticas se iniciam no ponto no qual a curva tensão-deformação deixa de ser linear, sendo este ponto chamado de limite de proporcionalidade (ou tensão limite-elasticidade). No entanto, é difícil determinar este ponto precisamente. Como consequência, criou-se uma convenção na qual é construída uma linha reta paralela à porção elástica, passando pela deformação de 0,2% da deformação total. A tensão correspondente à intersecção desta linha com a curva tensão/deformação é o limite de escoamento. A magnitude do limite de escoamento é a medida da resistência de um material à deformação plástica⁵⁰.

Durante a deformação plástica, a tensão necessária para continuar a deformar um metal aumenta até um ponto máximo, chamado de limite de resistência à tração (ou tensão de ruptura), no qual a tensão é a máxima na curva tensão-deformação de engenharia. Isto corresponde a maior tensão que o material pode resistir; se esta tensão for aplicada e mantida, o resultado será a fratura. Toda a deformação até este ponto é uniforme na seção⁵². As propriedades mecânicas de todos os materiais envolvidos no estudo foram atribuídas a cada componente do modelo de acordo com material que ele é composto.

4.6 Condições de contorno e carregamento

Para simplificar os processos de cálculo, todos os materiais e conexões, diferentes fixações das coroas, seja por parafuso ou cimento foram considerados como isotrópicos (propriedades mecânicas e térmicas foram as mesmas em todas

direções), homogêneos (todo material que apresenta um aspecto uniforme), e linearmente elásticos (quando as tensões e as deformações estão relacionadas linearmente). As propriedades dos materiais estão descritas no quadro 3 foram recolhidas da literatura pertinente^[51,56].

Quadro 3: Propriedades Mecânicas do osso, implante, dos componentes protéticos e parafusos^[53,54,43,55]

	Módulo de Elastidida de (GPa)	Coefficiente de Poisson	Tensão de Escoamento (MPa)	Tensão de Ruptura (MPa)
Ti-GR4 (Implante)	105 ⁵³	0,37 ⁵⁴	626,0 ⁴³	737,0 ⁵⁴
Ti-GR5 [Ti-6Al-4V] (Componentes protéticos e parafusos)	110 ⁵³	0,342 ⁵⁴	880,0 ⁴³	950,0 ⁵⁴
Liga <i>PALAD</i> (Pd-Ag) <i>Copings</i>	95 ⁵³	0,33 ⁵⁴	311 ⁴³	373 ⁵⁴
Porcelana	689 ⁵⁵	0,28 ⁵⁵	-	-
Osso cortical	13.6 ⁵⁵	0.26 ⁵⁵	-	-
Osso trabecular	1.36 ⁵⁵	0.31 ⁵⁵	-	-

A condição de contorno aplicada nas faces externas do segmento ósseo foi de completa fixação, sem nenhuma liberdade de movimento. As faces laterais externas das estruturas ósseas foram selecionadas para aplicar a condição fixa. Sendo a maxila considerada uma estrutura fixa, sem liberdade de movimento e completamente ligada aos implantes (osseointegrados em perfeito estado)⁵⁷. Todos os movimentos serão restritos em todas as direções durante a aplicação da carga e as condições de contorno consideradas as superfícies externas do modelo geométrico no sentido mesiodistal como fixo.

As interfaces existentes entre osso cortical e osso trabecular, osso e implante e entre *copring* metálico e porcelana da coroa metalocerâmica, intermediários protéticos e coroa, foram considerados perfeitamente unidos (*bonded*).

As geometrias geradas para os Grupos G1 e G2 podem ser visualizadas por vista palatina e vestibular, respectivamente nas **Figuras 8 e 9**; **Figuras 10 e 11** (com as angulações dos eixos de inserção).

Para a geração da malha foi utilizado o elemento tetraédrico quadrático (**Figura 12**), pois ele se adapta bem aos sólidos com superfícies curvas, como no caso da superfície da maxila⁵⁹. O número de elementos e nós em cada região do modelo está detalhado no **Quadro 4** podem ser visualizados para o grupo G1 e G2, ocorrendo nas regiões de maior interesse o refinamento da malha, diminuindo o tamanho do elemento (**Figuras 13 e 14**).

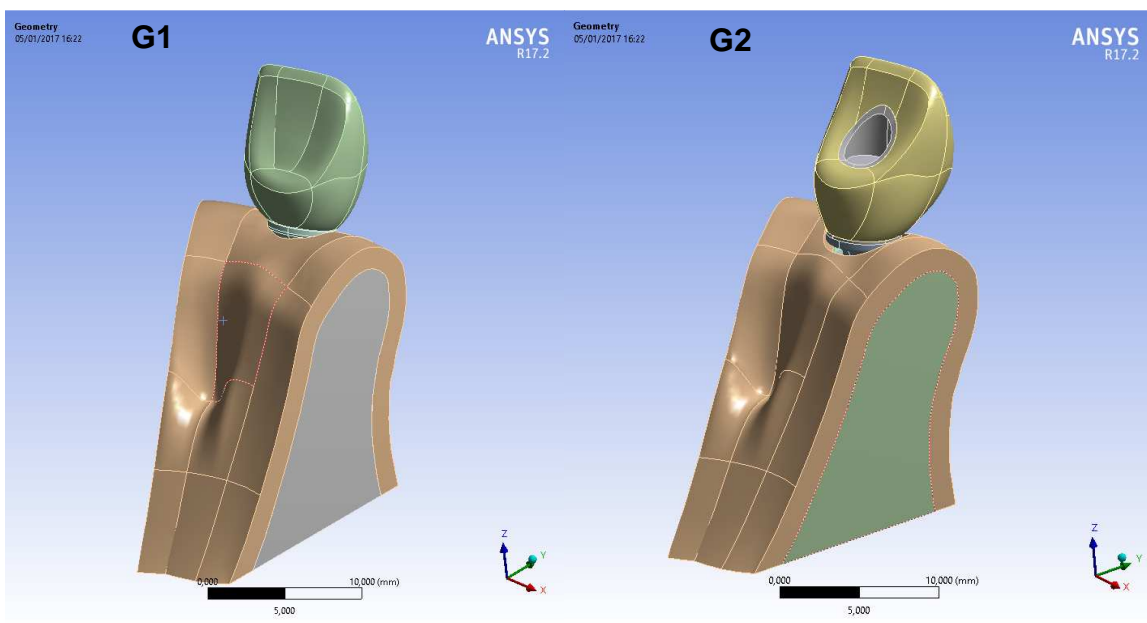


Figura 8: Geometrias geradas nos modelos (conjuntos completos - grupos G1 e G2) – Vista lingual

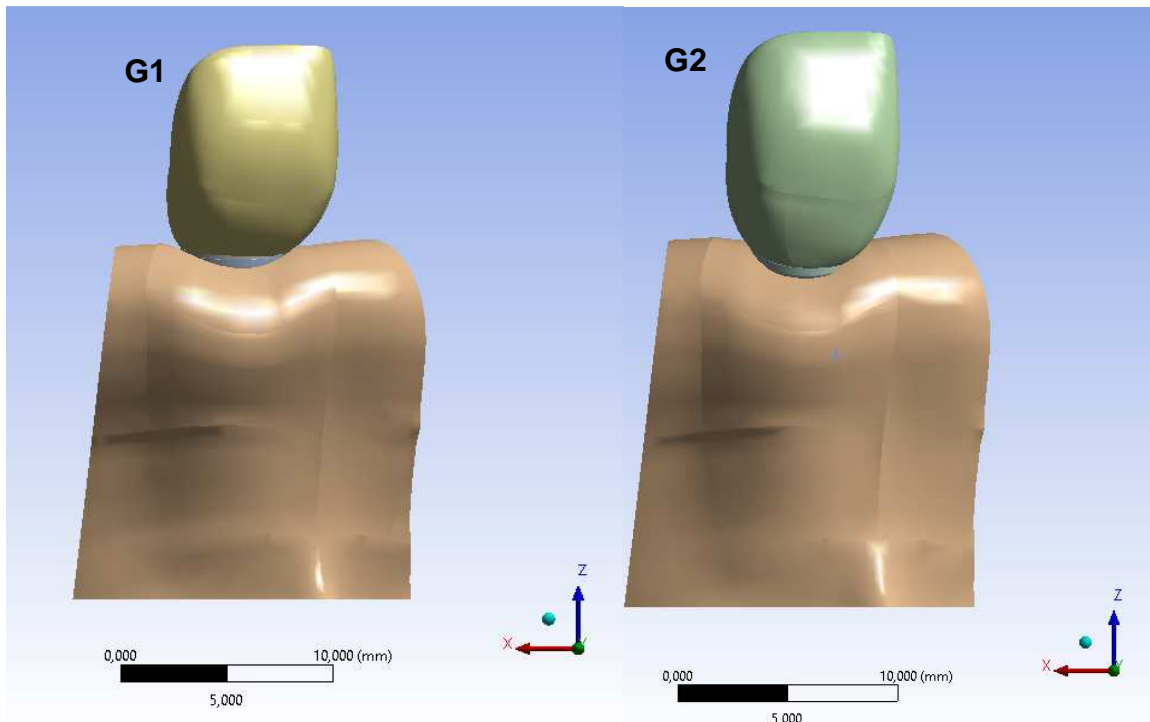


Figura 9: Geometrias geradas nos modelos (conjuntos completos - grupos G1 e G2) – Vista vestibular

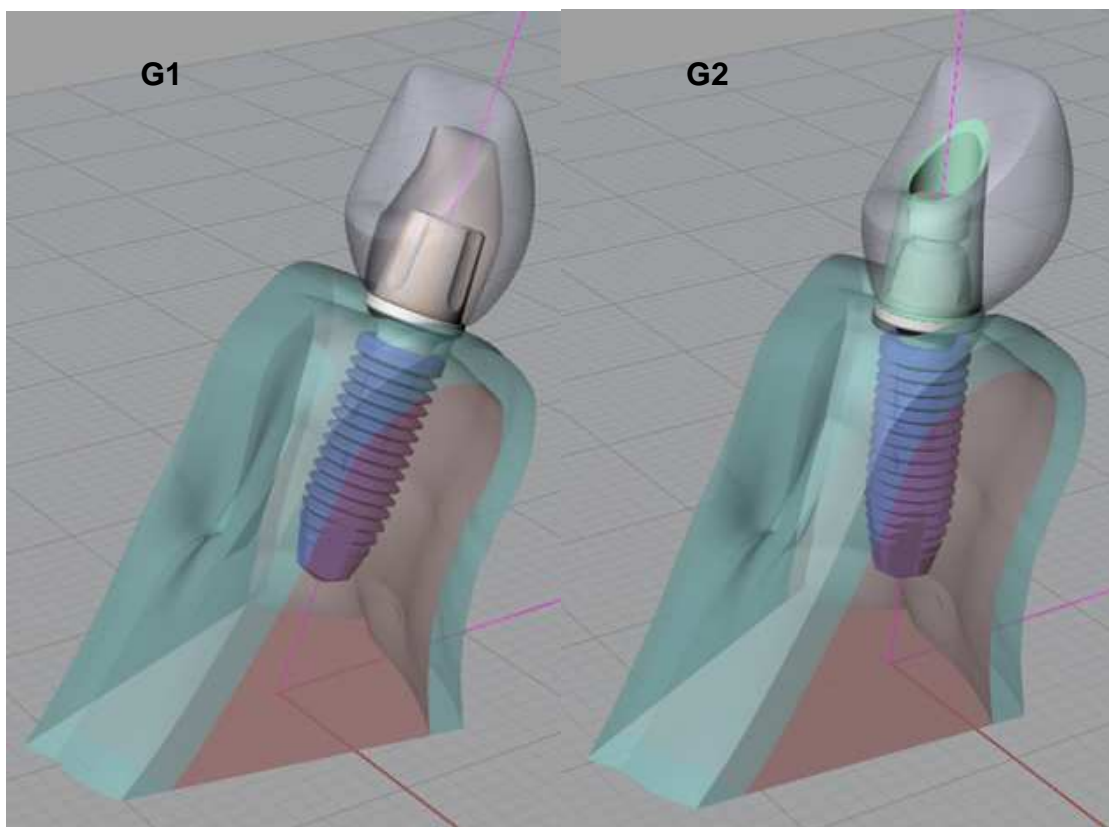


Figura 10: Desenhos tridimensionais do osso, implante, componentes protéticos e coroas protéticas para os Grupos G1 e G2 – apresentando eixo de inserção

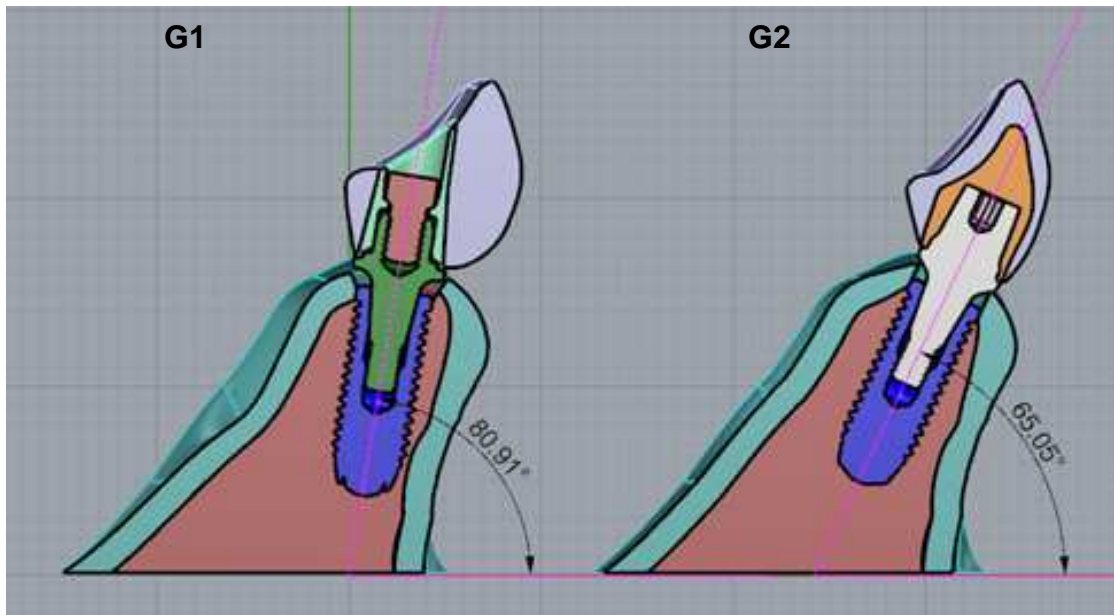


Figura 11: Desenhos tridimensionais do osso, implante, componentes protéticos e coroas protéticas para os Grupos G1 e G2 – apresentando angulação dos eixos de inserção

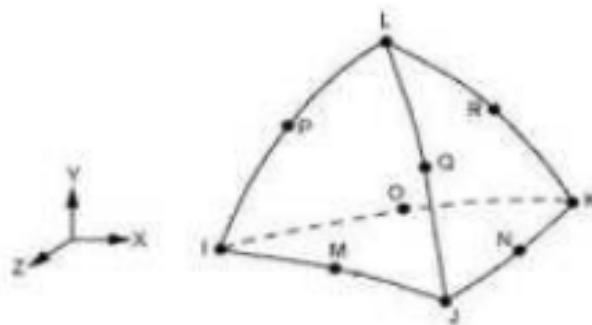


Figura 12: Elemento sólido tetraédrico

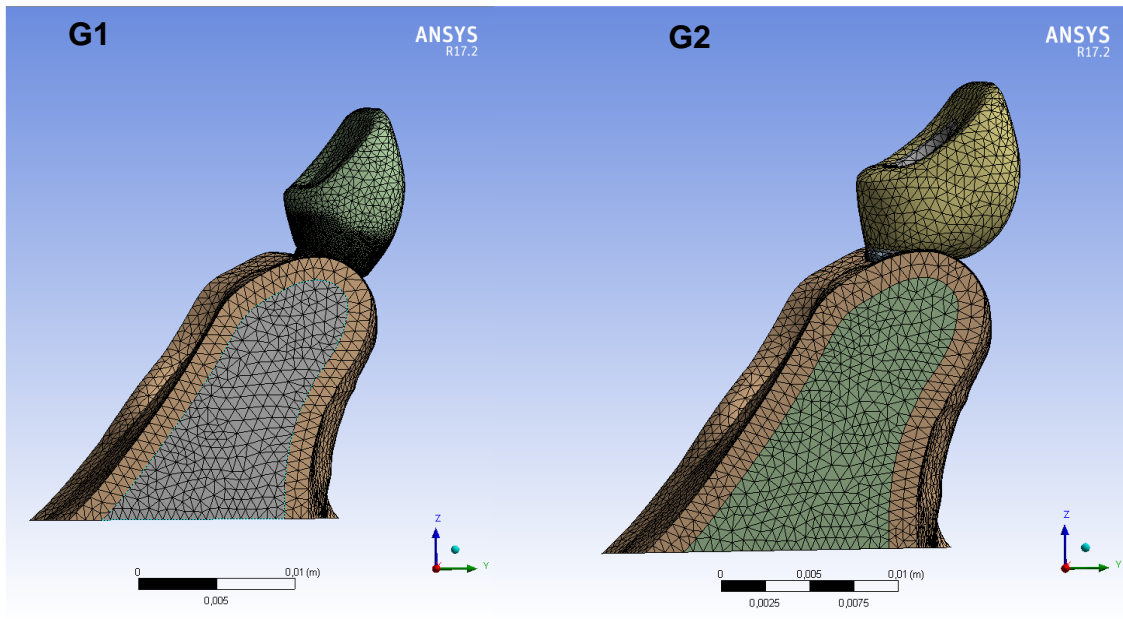


Figura 13: Malhas geradas no osso, implante, componentes protéticos e coroas protéticas para os Grupos G1 e G2

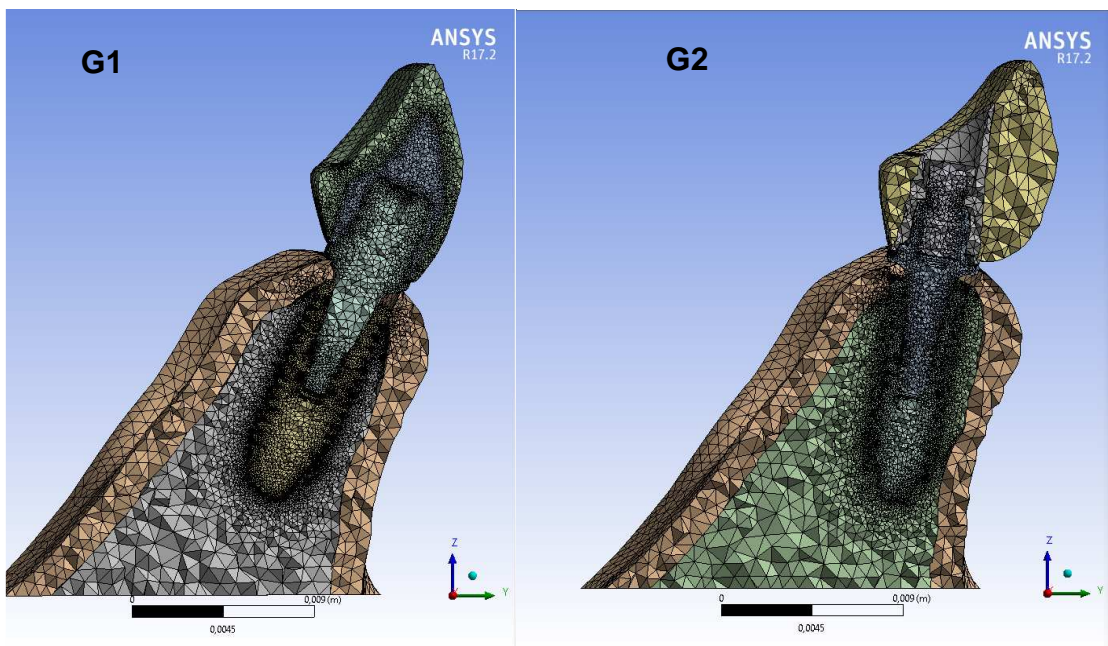


Figura 14: Malha gerada no osso, implante, componentes protéticos e coroas protéticas para os Grupos G1 e G2, em corte sagital

Quadro 4: Número de nós e elementos em cada simulação

	Geometria 1 (G1)		Geometria 2 (G2)	
	Nós	Elem.	Nós	Elem.
Osso Cortical	80.923	54.826	87.844	58.336
Osso Trabecular	2.433.865	1.700.170	698.291	484.245
Implante	6.697.778	4.605.580	589.141	402.312
Pilar CM + Parafuso pilar CM	-	-	129.209	88.214
Munhão Universal CM	211.935	144.338	-	-
Infraestrutura PALAD da coroa (G1)	255.882	172.732	-	-
Coroa (G1) porcelana	312.745	213.237	-	-
Infraestrutura PALAD da coroa (G2)	-	-	7.695	4.347
Coroa (G2) porcelana	-	-	17.217	11.018
TOTAL	9.993.128	2.745.861	1.529.397	1.048.472

As cargas foram aplicadas sobre as coroas protéticas e transmitidas aos intermediários protéticos, parafusos, implantes e osso. Dessa forma, tendo a escolha do tipo do implante e componentes estudados rigorosamente modelados, observaram-se os referentes comportamentos biomecânicos.

O carregamento considerado neste estudo foi aplicado em uma etapa com a carga de 45N, aplicada em 45 graus em relação ao cingulo da coroa protética para simular o contato dentário durante o início do movimento de protrusão. Essa angulação é justificada pois incide em posição mais perpendicular ao longo eixo do implante, o que pode ser considerado mais nocivo e é condizente com o estudo de Lazari et. al (2014)⁵⁸ (**Figura 15**).

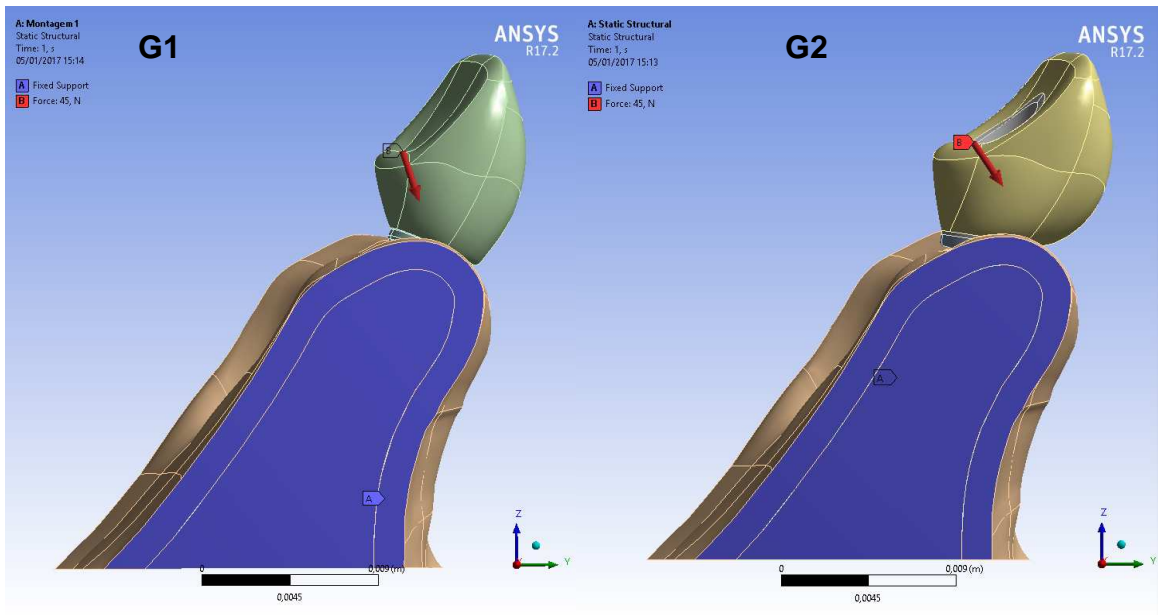


Figura 15: Condições de carga (Grupos G1 e G2)

Quando analisamos critérios de falha para materiais isotrópicos, podemos dividir os critérios quanto a sua indicação para materiais dúcteis ou materiais frágeis. Se consideramos a resistência a tração de um material (T) e a resistência a compressão (C) e definirmos uma relação entre ela (T/C) teremos uma estimativa da ductibilidade do corpo. Materiais muito dúcteis terão um valor de T igual ou muito próximo a C, ou um valor próximo a 1/1 na sua relação. Conforme o material é mais frável/frágil, menor será o valor da relação. O osso trabecular, por exemplo, terá uma relação de 3/5, já a dentina 1/7, o esmalte 1/40 e alguns tipos de alumina 1/200. Qualquer material com relação $\frac{1}{2}$ ou menor deve ser considerado frável/frágil e é completamente inadequada a análise desses materiais utilizando critérios para materiais dúcteis, como o de von Mises ou de Tresca (conforme discutido adiante). Mesmo esses critérios devem ser usados com cuidado quando a relação T/C não estiver próxima a 1/1⁶⁰.

Dessa forma, a análise quantitativa dos componentes metálicos foi realizada de acordo com o critério de von Mises/Valores de tensão equivalente de von Mises (Máxima Energia de Distorção - σ_e), enquanto que os cerâmicos e osso foram analisados por tensões principais máximas ($\sigma_{máx}$).

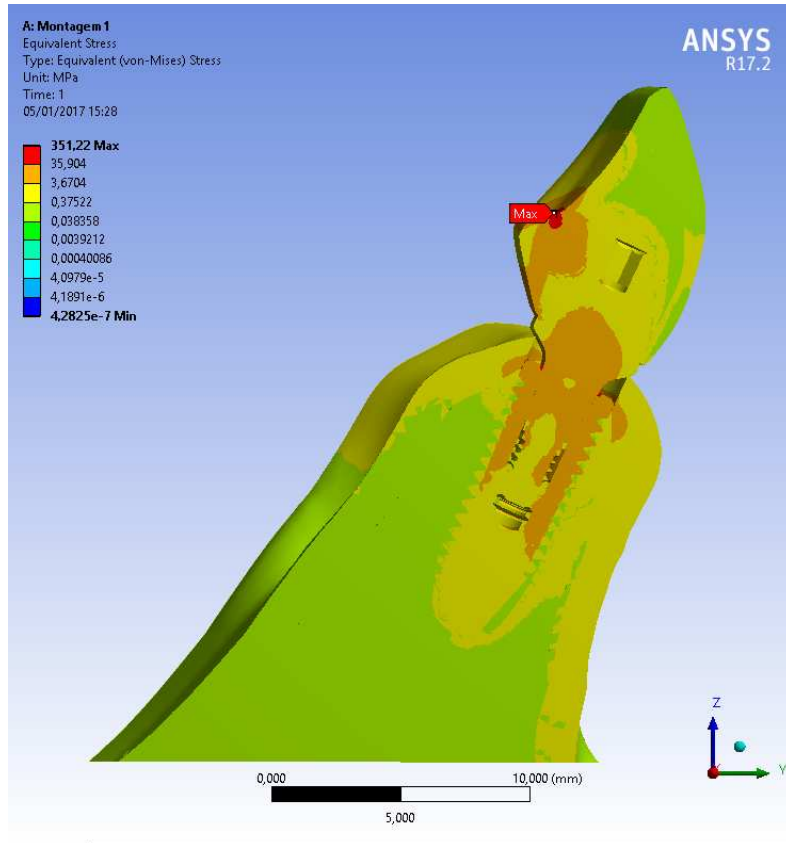
Os dados foram analisados qualitativamente de acordo com os padrões de distribuição de tensão nas seguintes áreas: na porcelana das coroas protéticas,

nos *copings* metálicos de PALAD, nos implantes e parafuso (G2) e osso cortical e trabecular.

5 RESULTADOS

A tensão de Von Mises aplicada nos modelos foi descrita por região analisada e podem ser comparadas entre os dois modelos com a força aplicada em única etapa: força de oclusiva em cingulo. A tensão de Von Mises aplicada no modelo completo para G1 e G2 ficaram em 351,22 MPa e 984,92MPa para os ambos grupos localizada em região de cingulo. Sendo observada uma concentração de tensão em torno do pilar e parafuso de retenção (**Figura 16**). A tensão Máxima Principal aplicadas no modelo completo concentrou-se em torno do pescoço do pilar pra G1 e do parafuso para G2 (**Figura 17**).

G1



G2

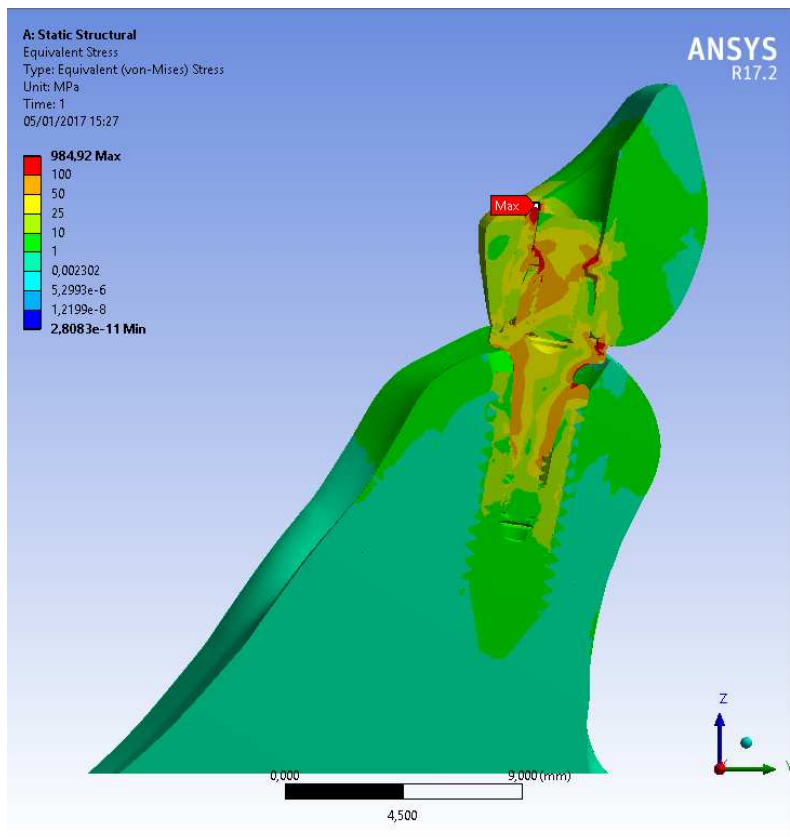
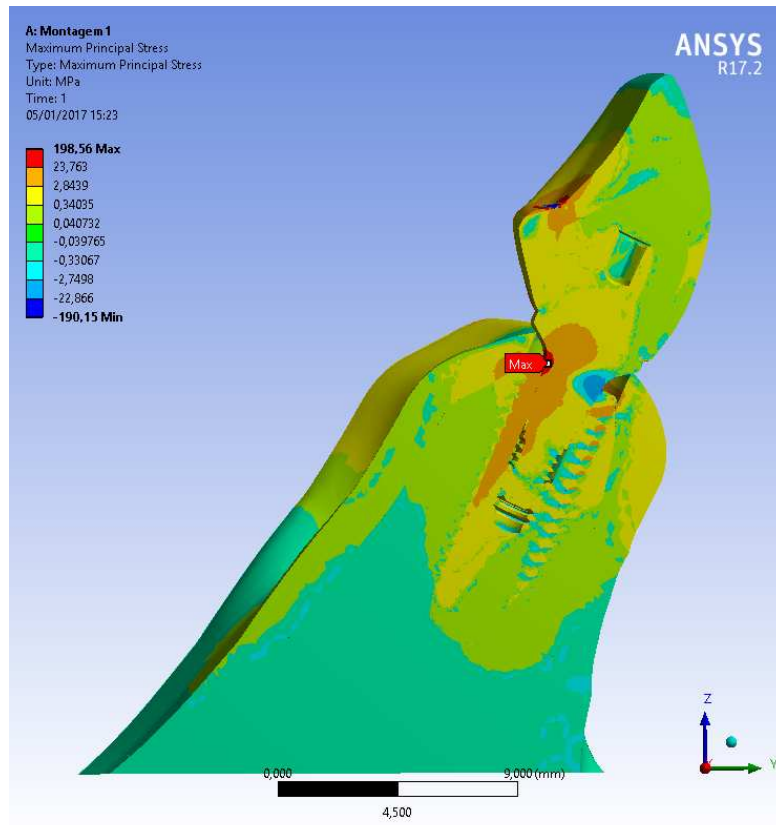


Figura 16: Tensão de Von Mises (σ_e) em componentes protéticos, implante, copings e parafuso (Grupos G1 e G2)

G1



G2

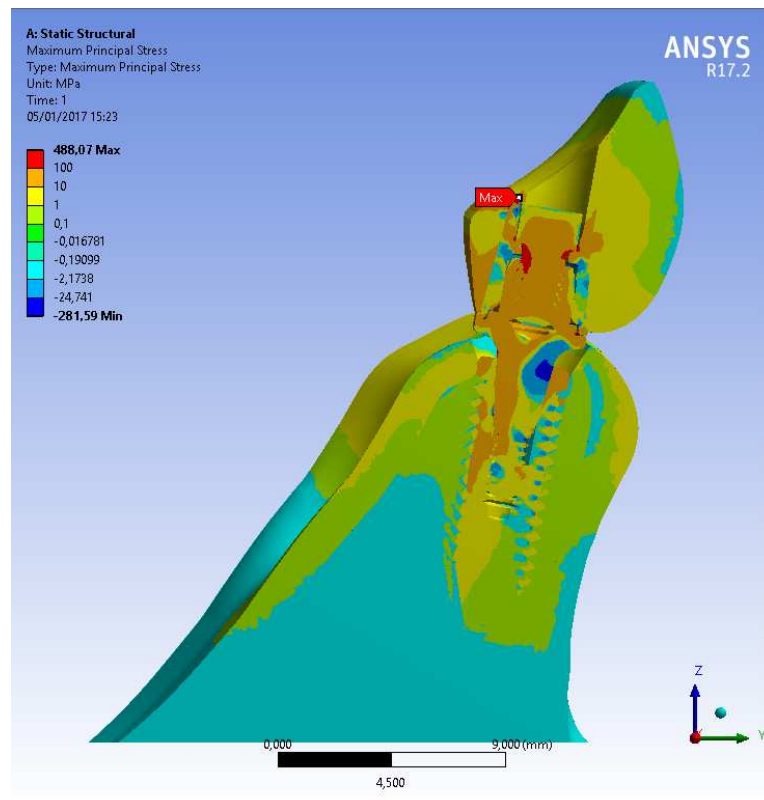


Figura 17: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) em porcelana e osso (Grupos G1 e G2)

Analisando cada componente segundo seu critério (**Tabela 1**) de resposta foi observado que não houve diferenças entre os valores de tensão na coroa protética ambos os grupos (G1 137,32MPa e G2 137,5MPa) concentrada na região de cingulo conforme **Figuras 18 e 19**.

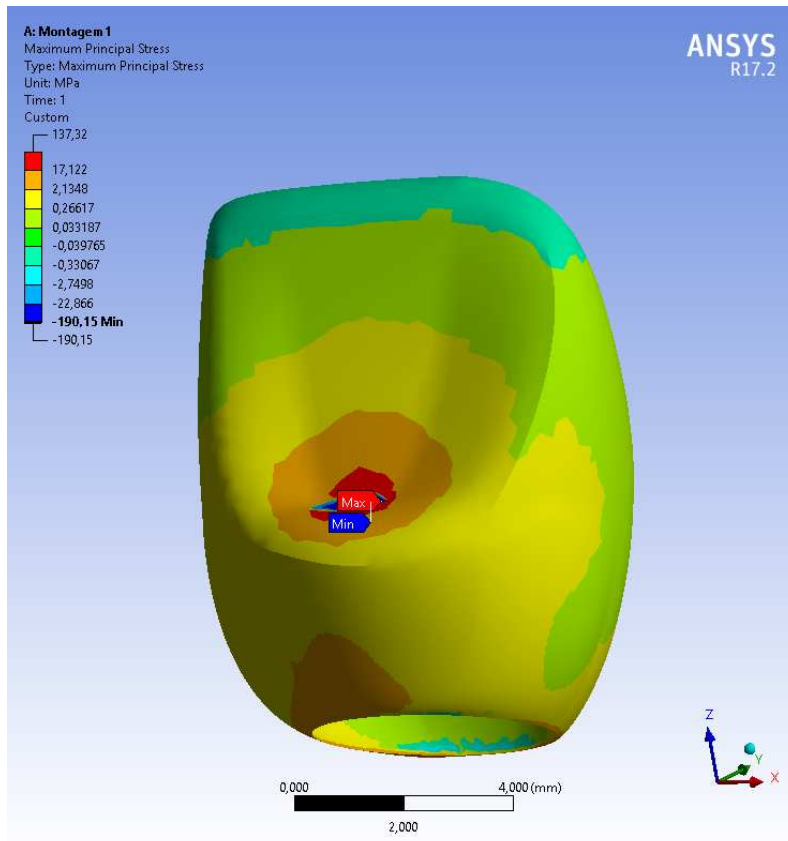
Entre os *copings* observou-se valores de tensão na ordem de 16,607MPa e 984,92MPa respectivamente para os grupos G1 e G2 (**Figura 20**). Para os componentes protéticos, a condição de carga gerou maior concentração de tensão para G2 sobre pilar e o parafuso 333,49MPa e 288,21MPa respectivamente, quando comprado a tensão concentrada sobre o munhão 116,34MPa em G1 (**Figuras 21 e 22**).

O mesmo aconteceu na análise de tensão gerada sobre os implantes onde a tensão de Von Mises foi de 163,78MPa para o grupo G1 e de 201,51MPa para o grupo G2 concentrada na região de plataforma cervical para ambos os grupos (**Figuras 23 e 24**).

Tabela 1: Valores de Tensão de Von Mises (σ_e) e Tensão Máxima Principal ($\sigma_{m\acute{a}x}$) nos grupos

	Tensão de Von Mises- σ_e (MPa)		Tensão Máxima Principal- $\sigma_{m\acute{a}x}$ (MPa)	
	G1	G2	G1	G2
Implante	163,78	201,51	-	-
Munhão CM	116,34	-	-	-
Pilar CM	-	333,49	-	-
Parafuso	-	288,21	-	-
Coping	16,607	984,92	-	-
Coroa	-	-	137,32	137,5
Osso cortical	-	-	27,589	82,816
Osso trabecular	-	-	10,088	5,8198

G1



G2

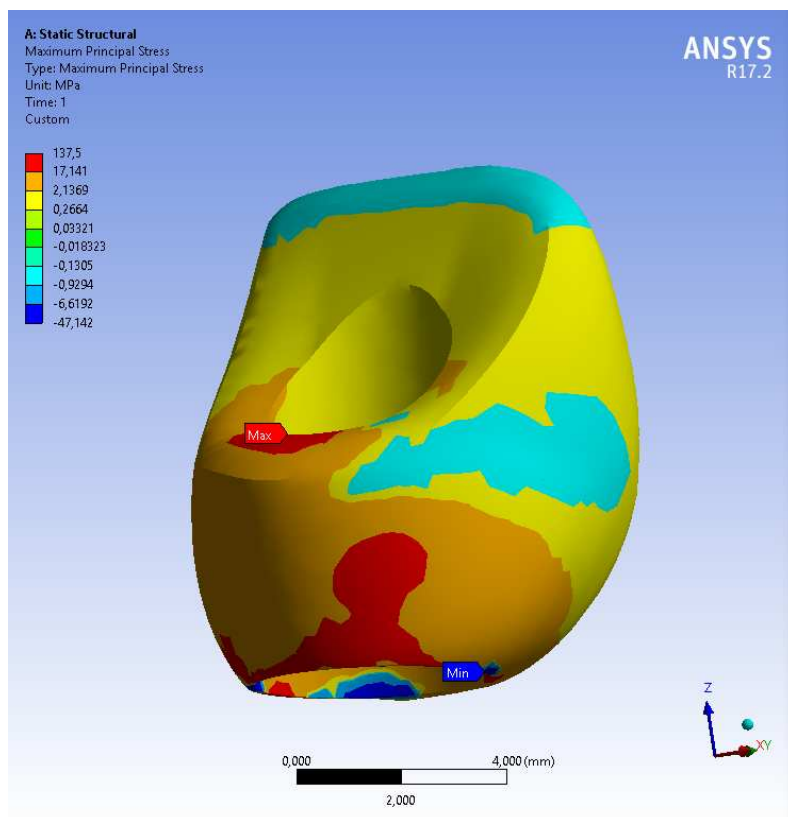
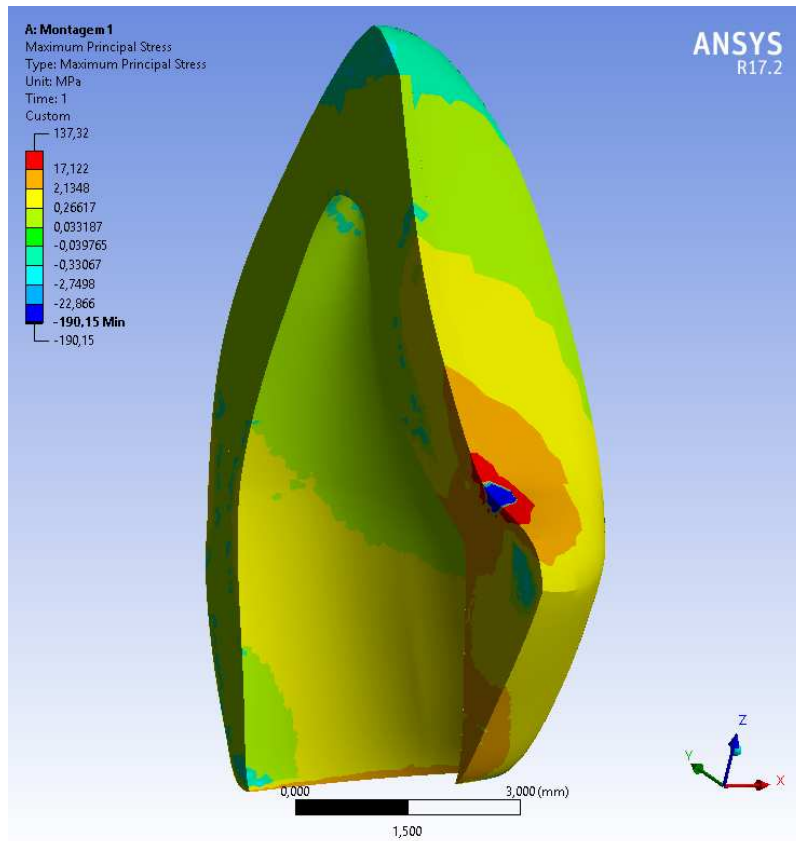


Figura 18: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) nas coroas protéticas (Grupos G1 e G2)

G1



G2

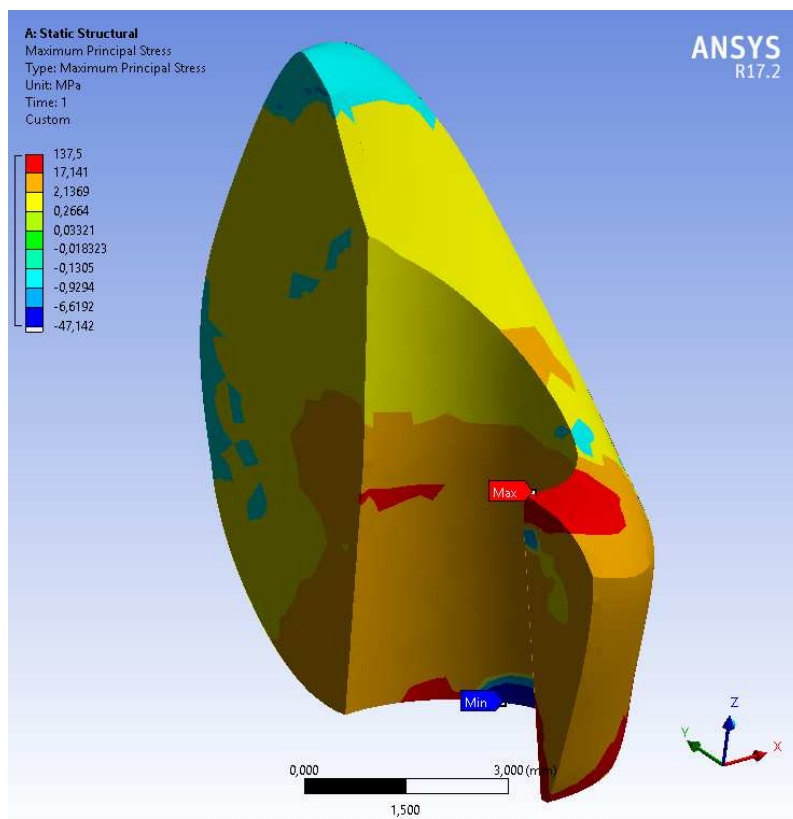
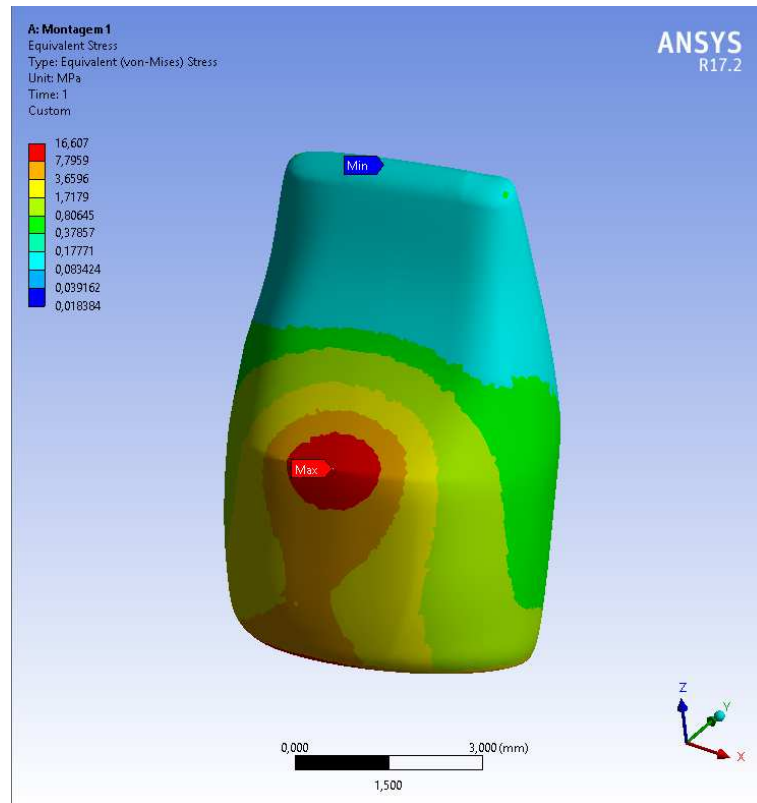


Figura 19: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) nas coroas protéticas em corte longitudinal (Grupos G1 e G2)

G1



G2

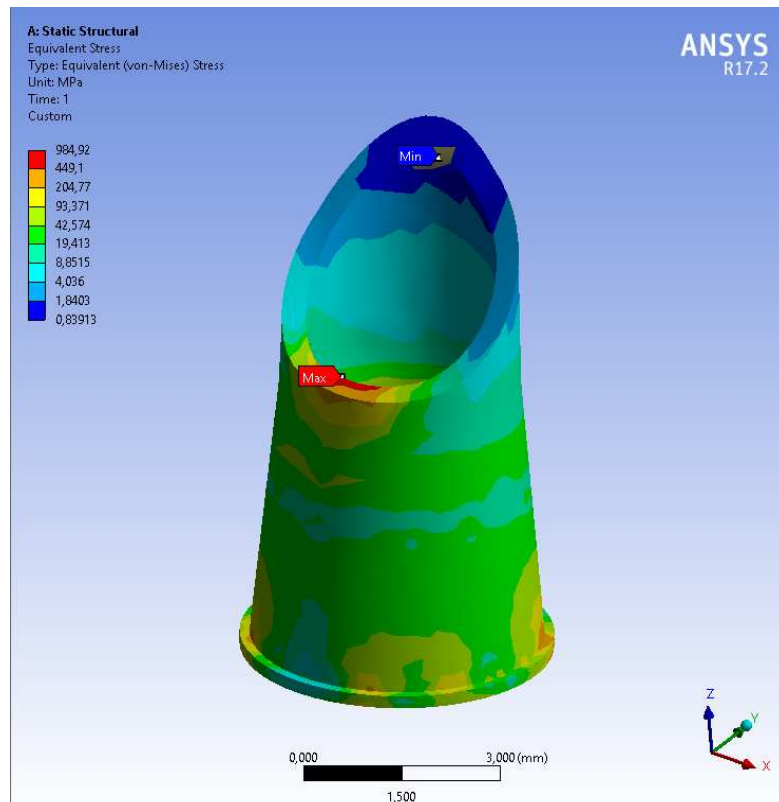
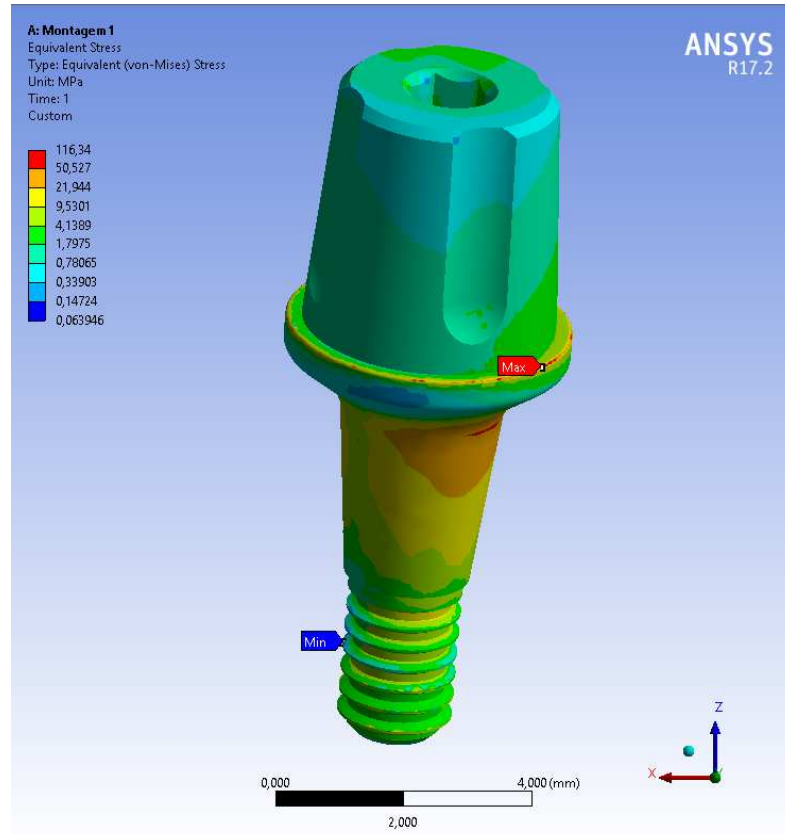


Figura 20: Tensão de Von Mises (σ_e) para infraestrutura (Grupos G1 e G2)

G1



G2

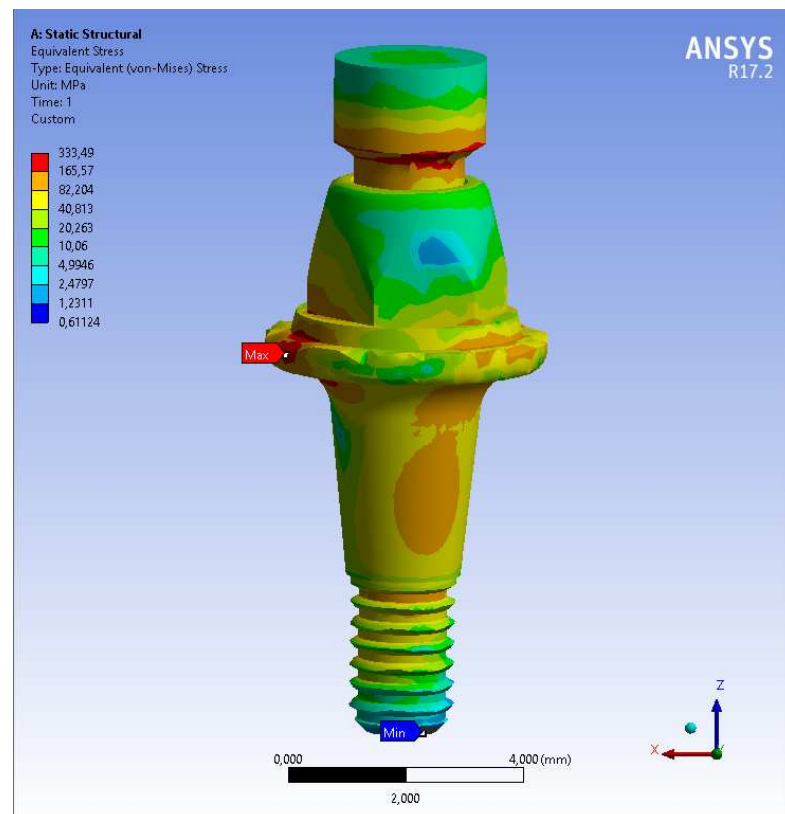


Figura 21: Tensão de Von Mises (σ_e) para componentes protéticos – Munhão Universal CM (Grupo G1) e Pilar CM (G2)

G2

A: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
Custom

ANSYS
R17.2

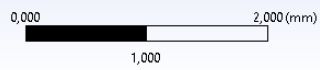
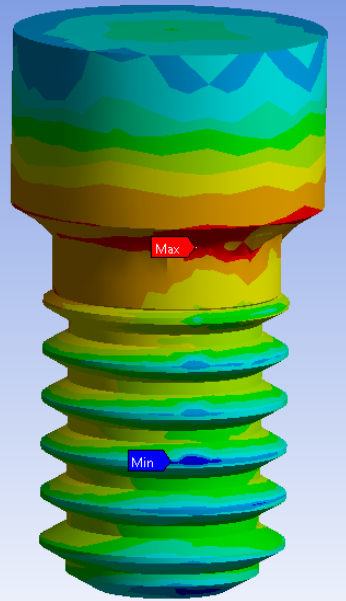


Figura 22: Tensão de Von Mises (σ_e) para o parafuso (Grupo G2)

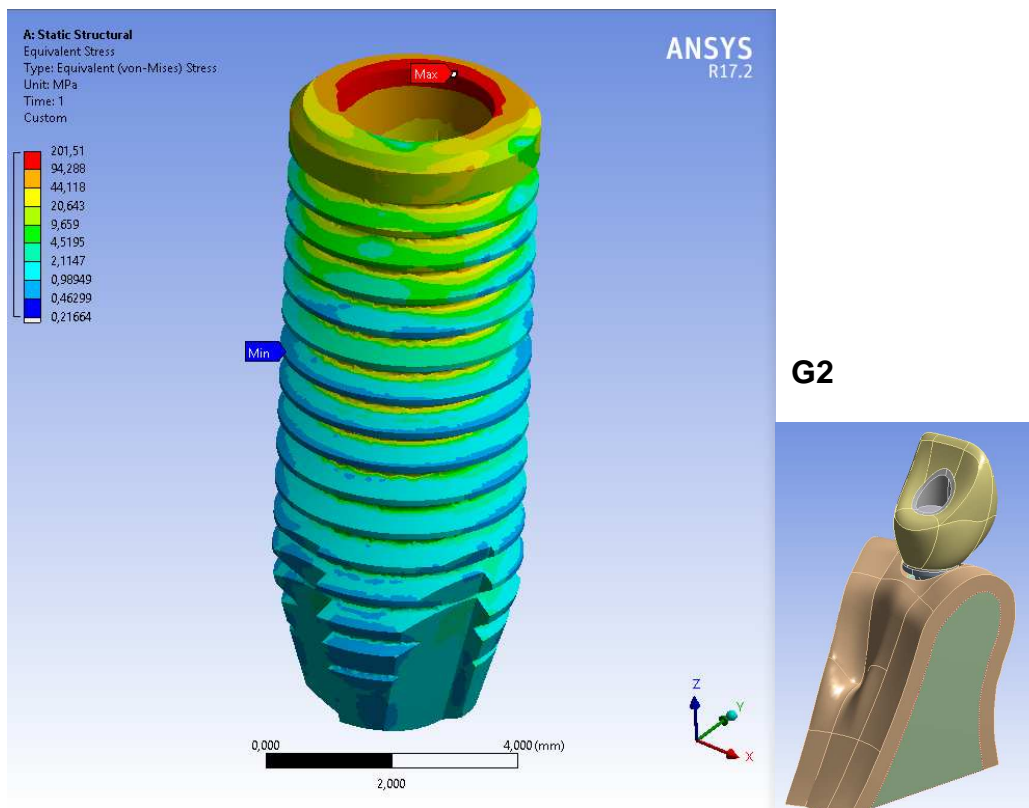
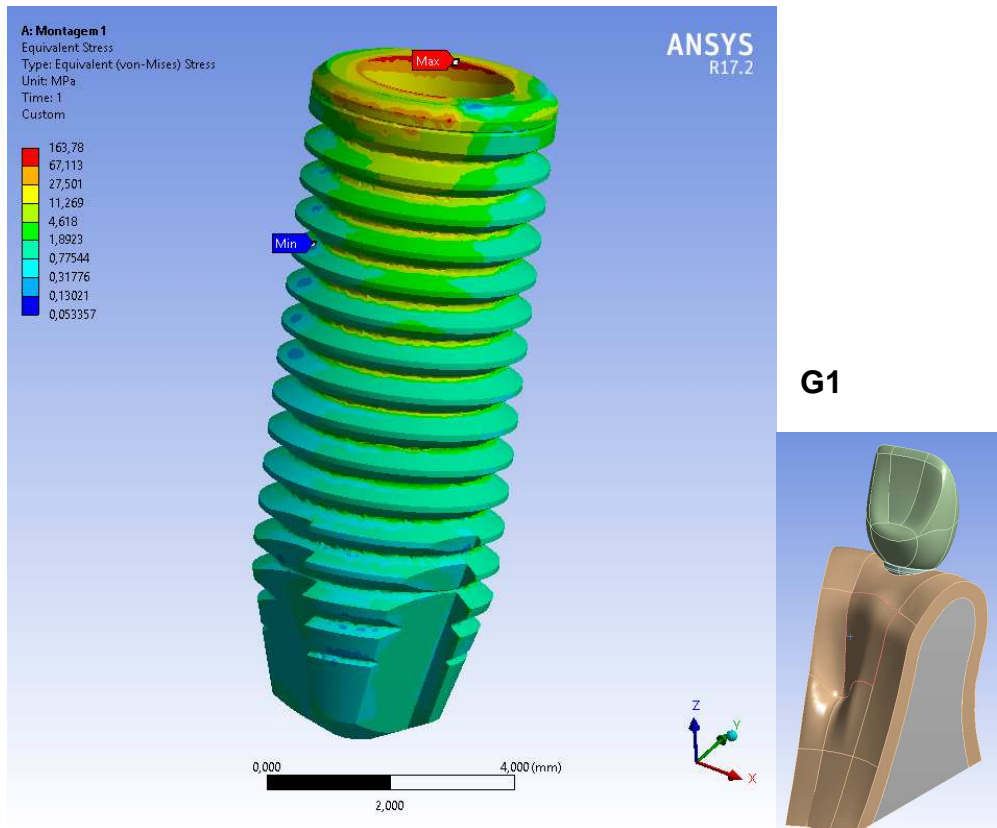


Figura 23: Tensão de Von Mises (σ_e) para o implante (Grupos G1 e G2)

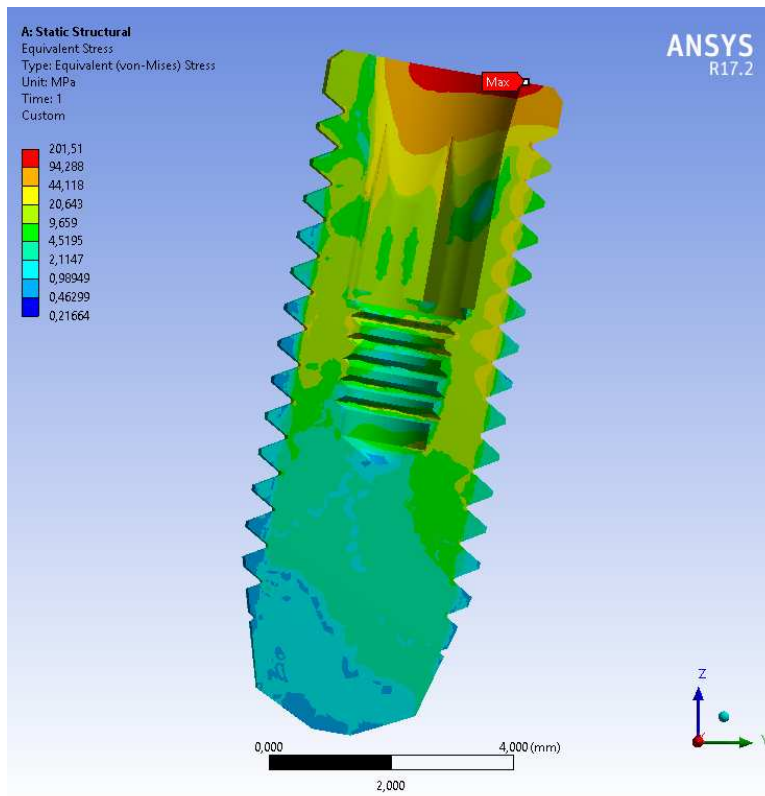
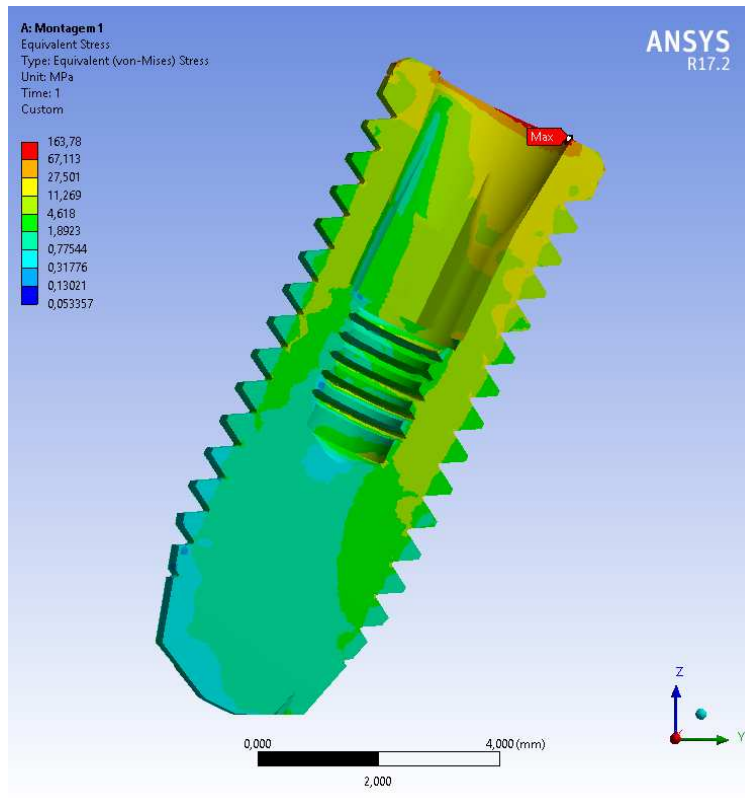


Figura 24: Tensão de Von Mises (σ_e) para o implante – corte sagital (Grupos G1 e G2)

A análise de tensão do componente ósseo a nível cortical mostrou maiores valores de Tensão Máxima Principal também para G2 com 82,816MPa enquanto para G1 a tensão máxima foi de 27,589MPa e (Figuras 25 e 26). Já para o osso trabecular o inverso aconteceu, 10,088 MPa e 5,8198MPa para G1 e G2, respectivamente (Figura 27).

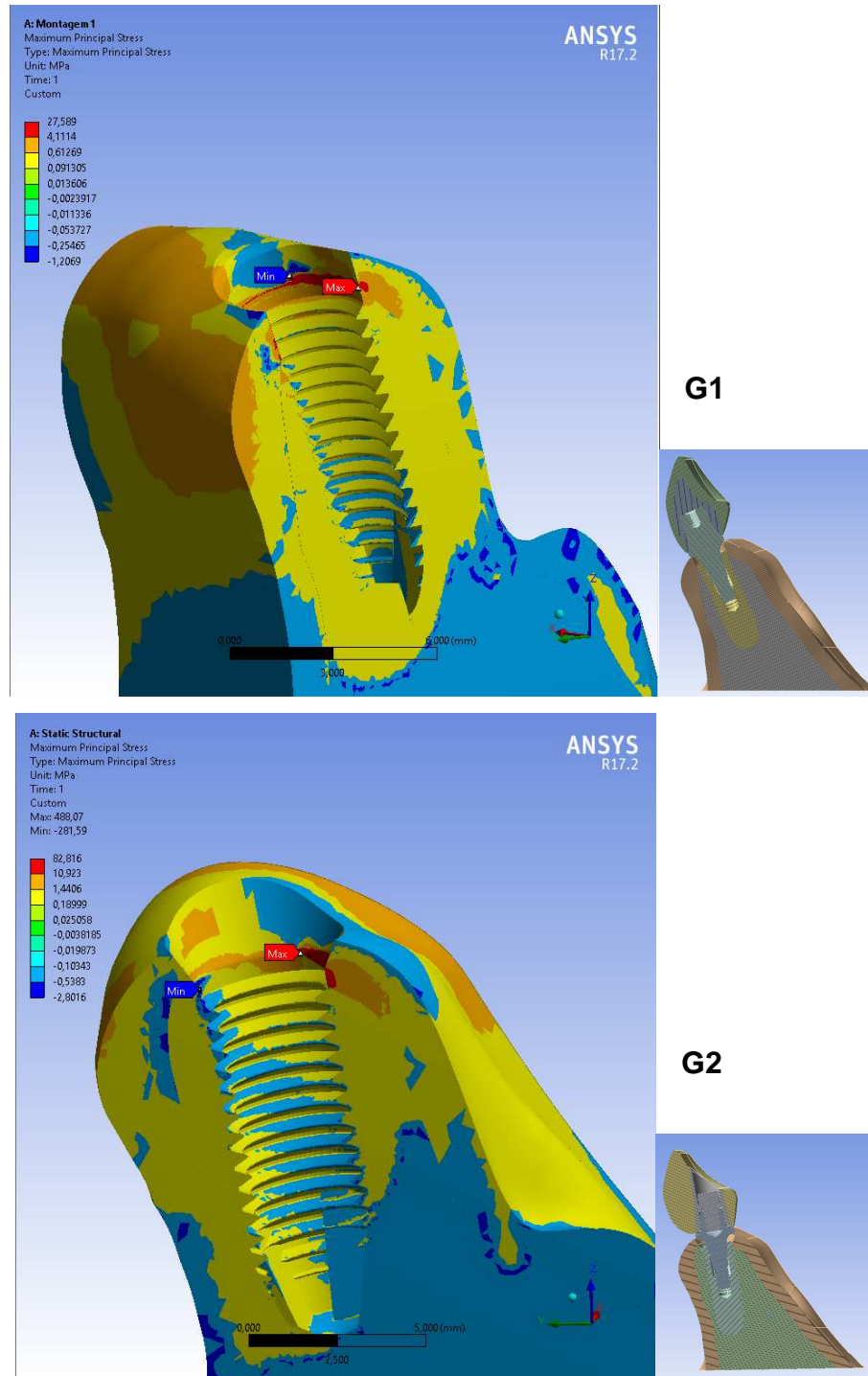


Figura 25: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) no osso alveolar cortical e trabecular (Grupos G1 e G2)

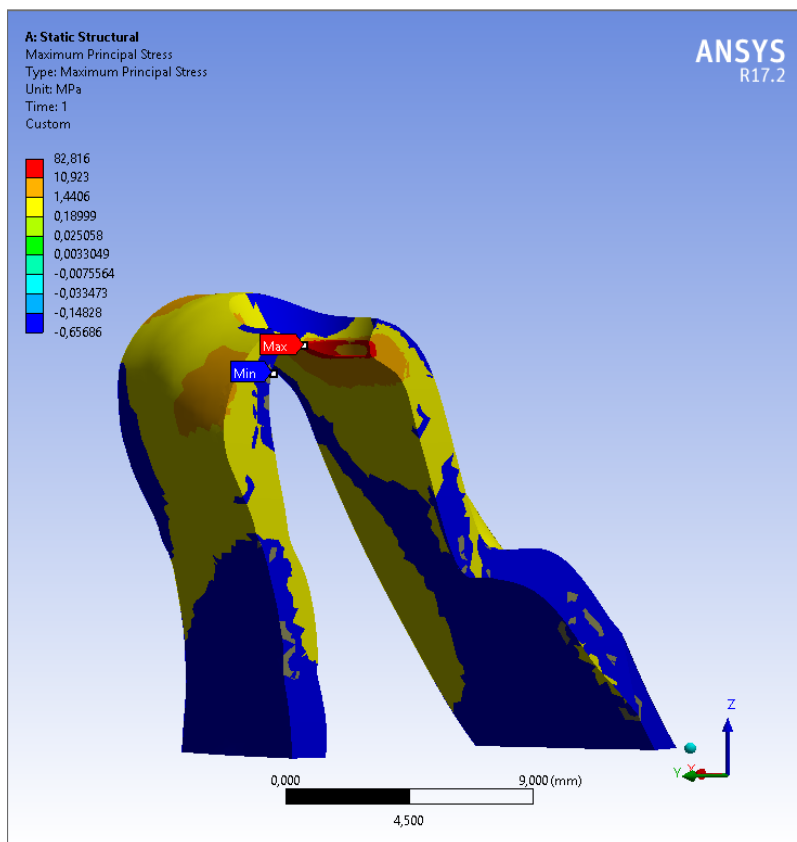
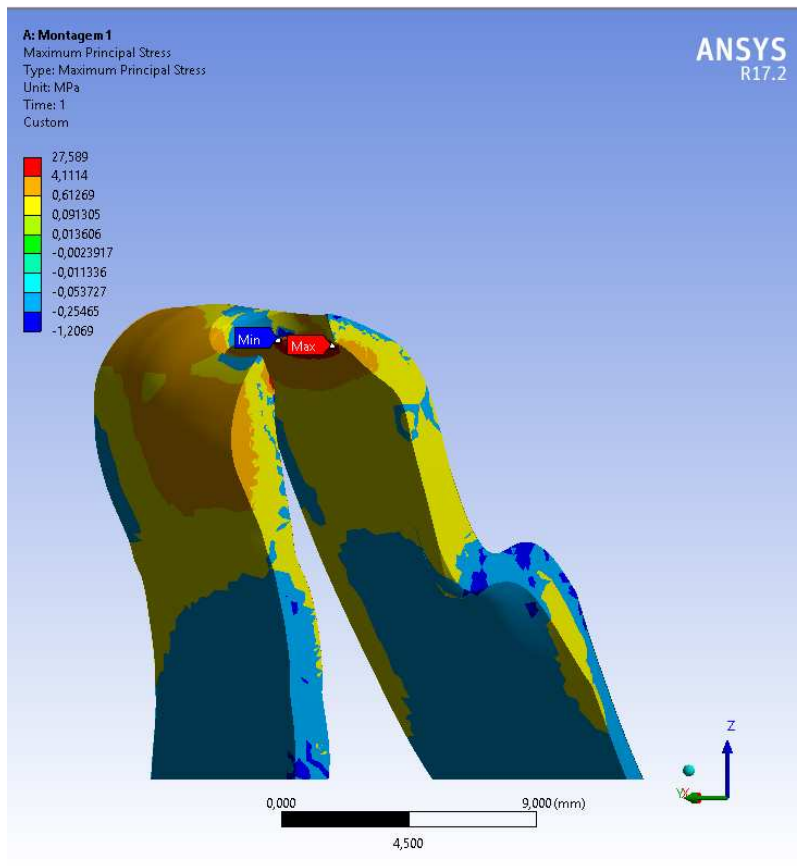


Figura 26: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) no osso alveolar cortical (Grupos G1 e G2)

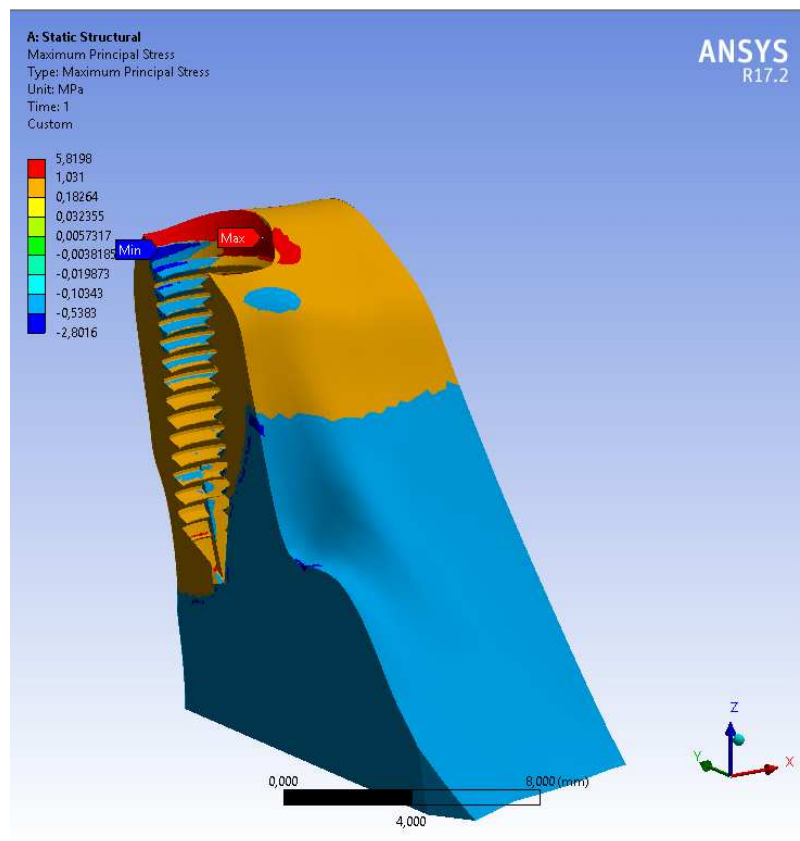
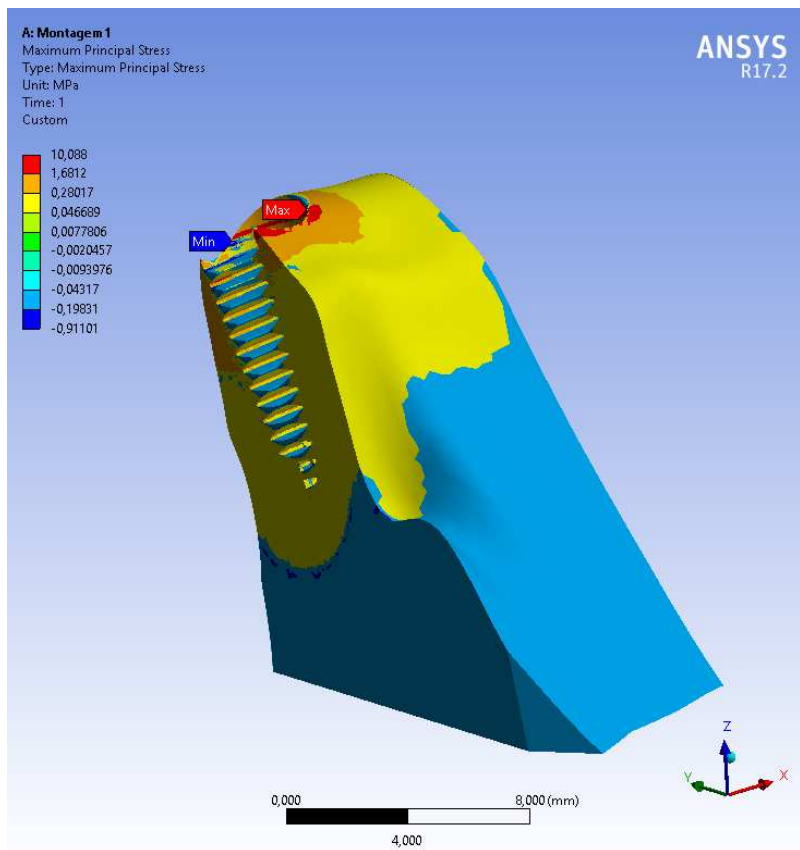


Figura 27: Tensão Máxima Principal ($\sigma_{\text{máx}}$) no osso alveolar trabecular (Grupos G1 e G2)

6 DISCUSSÃO

O desenvolvimento de novos tipos de implantes, componentes protéticos e técnicas cirúrgicas trouxeram avanços consideráveis para a implantodontia, diminuindo a incidência de complicações mecânicas, de técnica, estéticas e biológicas⁶¹.

Falhas mecânicas em próteses sobre implantes estão relacionadas à pouca distribuição de carga e problemas de instabilidade ocorrendo, por exemplo, fratura do parafuso protético^[62,63,64,65].

Os resultados do presente estudo demonstram que o *approach* palatino modificou o comportamento biomecânico da reabilitação unitária sobre implante com maiores valores de tensão ao nível ósseo, dos implante e componentes. No parafuso de fixação da coroa protética as tensões máximas estavam concentradas nas primeiras roscas para G2 (288,21MPa). Do ponto de vista mecânico, as roscas apicais do componente protético já estão expostas a altos níveis de tensão quando o pilar é fixado no implante. Esta aplicação momentânea de força é transferida através do corpo do componente protético às roscas internas do implante, que estão em contato íntimo com as roscas do componente. Entretanto foi demonstrado que uma das áreas de maior fragilidade é a região de cabeça de parafuso 170,48 MPa, sendo a principal causa de falhas na área das roscas dos parafusos derivadas de movimento de flexão elevado do parafuso durante a mastigação ^[62,66].

Para G1 os valores de tensão sobre osso cortical foi quase um terço da tensão de Von Mises presente em G2 (27,589MPa e 82,816MPa, respectivamente) enquanto no osso trabecular G1 teve o dobro da tensão Máxima Principal quando comparada a G2 (10,088 MPa e 5,8198MPa para G1 e G2, respectivamente). Os valores de tensão presentes no osso cortical decorrem da concentração de tensão presente na plataforma do implante que se mostrou maior em G2. Os valores mais críticos de tensão foram observados na região vestibular para ambos os grupos, o que pode ser entendido como uma reação a inclinação da carga incidida, mas pode influenciar na manutenção óssea desta área em longo prazo.

Nesta simulação foi verificado que o valor máximo de tensão de Von Mises para G1 (351,22Mpa) foi menor do que na configuração do grupo G2 (984,92MPa). Isto mostra que a geometria do munhão universal CM apresenta uma característica positiva importante para a distribuição da tensão na transição corpo/cabeça do *abutment*. O segundo valor ultrapassa o limite de ruptura das roscas de titânio (950 MPa), correspondendo a uma área muito sujeita à fratura, podendo representar risco durante a instalação. Em contraste, durante a mastigação, as forças resultantes do dente antagonista são aplicadas à coroa protética e indiretamente distribuídos para outras estruturas, como o implante e o pilar. Assim, as forças tendem a se espalhar em uma direção apical, resultando em uma melhor distribuição de tensões sobre as outras estruturas^[67].

O *approach* palatino com *cantilever* vestibular causado pelo aumento de cerâmica na coroa do grupo G2 gerou áreas críticas. O presente estudo observou diferença na interação entre carga e geometrias dos componentes protéticos, que foi responsável pelo aumento da tensão observada na área das roscas do parafuso do grupo G2 perto do cingulo protético. Estudos anteriores mostraram que a região peri-implantar cervical experimenta os maiores níveis de tensão no implante e no tecido ósseo^[68,69,70] compatível com o que encontrado nesse estudo.

A concentração de tensões ocorre em áreas de compressão, regiões vestibulares e regiões palatinas. A aplicação de carga ocorreu no mesmo ponto para todos os grupos, o que proporcionou comparação padrão entre os mesmos. A modificação da geometria do pilar nos dois grupos causou alteração no comportamento biomecânico analisado. O uso de material para o *coping* mais fino nesta área pode aumentar a concentração de tensão na plataforma de fixação da coroa protética ao componente protético, predispondo à falha. O orifício de acesso ao parafuso com exposição do cilindro metálico da infraestrutura em G2 fez com que a carga alcançasse esta área com alta concentração de tensão neste componente, o que pode decorrer em lascas de fraturas superficiais da cerâmica nesta área.

Em relação à distribuição das tensões nos implantes, estes também apresentaram um padrão de distribuição das tensões semelhantes aos apresentados por Da Costa (2007)⁷¹. Este autor relatou que os implantes cilíndricos apresentaram menores concentrações de tensões em região apical,

localizadas principalmente nos terços médio e cervical do implante, ao contrário do estudo de Pérez (2008)⁷² que evidenciou uniformidade de distribuição das tensões nos terços apical, médio e cervical em implantes cilíndricos.

As análises neste estudo foram limitadas a Análise por Elementos Finitos, o que permitiu observar o comportamento dos materiais através da modelagem 3D em um ambiente virtual. Simulou-se os componentes protéticos como estruturas não lineares e carga oclusiva que se aproxima da situação clínica. Além disso, os modelos foram construídos com base em produtos comerciais inseridos em segmento de maxila modelado, não reproduzindo na realidade o ambiente oral. Estudos *in vitro* utilizando dados estatísticos e ensaios clínicos são necessários para cruzamentos mais efetivos dos resultados alcançados.

Esta análise mostrou que as coroas protéticas parafusadas sobre implantes com *approach* palatino concentram níveis de tensão maiores do que as coroas cimentadas sobre implantes instalados no longo eixo do alvéolo remanescente. Devido às diferenças na geometria entre munhão corpo único e pilar corpo único para prótese parafusada, pudemos observar áreas de concentração de tensão na cabeça do parafuso de fixação da coroa protética ao pilar, além do componente protético, implante e osso cortical.

7 CONCLUSÃO

A opção pela reabilitação com *approach* palatino resultou em aumento dos níveis de tensão ao nível de osso cortical, implante e componentes protéticos. Dessa forma, o uso de coroas cimentadas em detrimento das parafusadas pode gerar menores índices de tensão sobre osso, implante e componente protético.

Referências

1. Pesqueira et al. **Análise fotoelástica de tensões em próteses obturadas palatinas implantorretidas, sobre implantes paralelos ou inclinados, associado a diferentes tipos de sistemas de retenção.** Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP, como parte integrante dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Prótese Dentária. P.43-99, 2012.
2. Almeida et al. Influence of Tapered and External Hexagon Connections on Bone Stresses Around Tilted Dental Implants: Three-Dimensional Finite Element Method. **J Periodontol** Fev. 2014; 85(2): 261-269.
3. Sadrimaneshi et al. Alveolar Bone Stress Around Implants With Different Abutment Angulation: An FE-Analysis of Anterior Maxilla. **Implant Dentistry.** 2012; 21(3):196-201.
4. Brosh et al. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: Comparison between two experimental techniques. **The journal of prosthetic dentistry** 1998;79(3):328-330.
5. Maia et al. Implantes inclinados no tratamento reabilitador da maxila atrófica. Revista **ImplantNews** 2008;5(3):249-52.
6. Martini, A. P. et al. Straight and Angulated Abutments in Platform Switching: Influence of Loading on Bone Stress by Three-Dimensional Finite Element Analysis. **J Craniofac Surg** 2012;23(2):415-418.
7. Sannino et al. Stress Distribution on a three-unit implant-supported zirconia frame work. A 3D finite element analysis and fatigue test. **ORAL & Implantology** - Anno V - N. 1. P11-20, 2012.
8. Shelat et al. Effect of two different abutment types on stress distribution in the bone around an implant under two loading conditions. **Journal of Dental Implants** 2011;1(2):80-85.
9. Hebel KS; Gajjar RC. Restaurações implantossuportadas retidas por parafusos vs cimentadas: obtenção da oclusão ótima e estética em implantodontia. **J Clin Odontol** 1998/1999;1(2):184-192.
10. Guichet DL. et al. Passivity of fit marginal opening in screw - or cement - retained implants fixed partial denture designs. **Int J Maxillofac Implants** 2000;15(2):239-246.
11. Korsch M et al. Microbial analysis of biofilms on cement surfaces: An investigation in cement-associated peri-implantitis. **J Appl Biomater Funct Mater** 2014;12(2):70-80.

12. Korsch M; Walther W. Peri-Implantitis Associated with Type of Cement: A Retrospective Analysis of Different Types of Cement and Their Clinical Correlation to the Peri-Implant Tissue. **Clin Implant Dent Relat** 2015; 2: 434-43.
13. Linkevicius T. et al. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. **Clin Oral Implants Res** 2013; 24(11):1179-84.
14. Shapoff CA.; Lahey BJ. Crestal bone loss and the consequences of retained excess cement around dental implants. **Compend Contin Educ Dent** 2012;33(2): 94-6.
15. Wadhvani, C. et al. Radiographic detection and characteristic patterns of residual excess cement associated with cement-retained implant restorations: a clinical report. **J Prosthet Dent** 2012;107(3): 151-7.
16. Wennstrom JL, Ekestubbe A, Grondahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. **J Clin Periodontol.** 2005;32:567-574.
17. Scarso Filho, J.; Barreto, M. A.; Tunes, U. R. **Planejamento estético, cirúrgico e protético em Implantodontia.** São Paulo: Artes Médicas, 2001.
18. Nadin et al. Prótese parafusada lateralmente: A evolução no mecanismos de retenção da prótese fixa sobre implante. **Rev. Odontol. de Araçatuba** Janeiro/Junho 2004;25(1):49-52.
19. Bottino MA; Valandro LF; Scotti R; Buso L. Bonding to zirconiumbased ceramic: the effect of ceramic surface treatment. **International J Prosthodontics** jan./fev 2005;18(1):60-5.
20. Boudrias P; Shoghikian E; Morin E; Hutnik P. Esthetic option for the implant-supported single-tooth restoration – treatment sequence with a ceramic abutment. **J Can Dent Assoc.** out 2001;67(9):508-14.
21. Misch CE. Prótese Sobre Implantes. Edição: 1ª Reimpressão. **São Paulo:** Ed. Santos, 2007.
22. Badalotti, Marisa Parisenti. Tese de Especialização em prótese dentária pela Uningá, Passo Fundo-RS. **Alternativas de tratamento reabilitador sobre implantes para região anterior da maxila.** 43p. 2010.
23. Atieh MA, Payne AG, Duncan WJ, Cullinan MP. Immediate restoration/loading of immediately placed single implants: is it an effective bimodal approach? **Clin Oral Implants Res** 2009;20(7):645-59.
24. Kan, Josepb Y.K; Rungbarassaeng Kilichai; Morimoto, Taicbiro; Lozada Jaime. Facial Gingival Tissue Stability After Connective Tissue Graft With Single Immediate Tooth Replacement in the Esthetic Zone: Consecutive Case Report.

American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons **J Oral Maxillofac Surg.** 2009; 6: 40-48.

25. Rosa JCM, Rosab ACPO, Fadanellic MA, Sotto-Maior BS. Immediate implant placement, reconstruction of compromised sockets, and repair of gingival recession with a triple graft from the maxillary tuberosity: A variation of the immediate dentoalveolar restoration technique. **The Journal of Prosthetic Dentistry** 2014; 112(4):717–22.

26. Chen Chih-Long; Chang Chih-Ling; Lin Shih-Jung. immediate implant placement and provisionalization with simultaneous guided bone regeneration in the esthetic zone. **Journal of Dental Sciences.** 2011; 6: 53—60.

27. Becker, Curtis M; Wilson JR, Thomas G; Jensen Ole T. Minimum Criteria for Immediate Provisionalization of Single-Tooth Dental Implants in Extraction Sites: A 1 -Year Retrospective Study of 100 Consecutive Cases. American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. **J Oral Maxillofac Surg.** 2011: 69:491-497.

28. Pérez, M. A. J.; De Albergaria-Barbosa, J. R.; Formighieri, L. A.; Ribeiro, R. F.; Mazzonetto, R. **Influência do desenho dos implantes endósseos na distribuição de tensões após aplicação de cargas verticais e oblíquas: análise estrutural e fotoelástica.** 59f. Monografia para aquisição do grau de Mestre em Clínica Odontológica. Faculdade de Odontologia – FOP/UNICAMP. Piracicaba-SP. 2008.

29. Freitas, Renato de et al. Procedimentos laboratoriais na confecção de prótese sobre implante utilizando o sistema tubo-parafuso. **Full Dent. Sci.** 2013; 4(16):564-571.

30. Korsch M, Walther W. Peri-Implantitis Associated with Type of Cement: A Retrospective Analysis of Different Types of Cement and Their Clinical Correlation to the Peri-Implant Tissue. **Clin Implant Dent Relat Res** 2015; 17:434-43.

31. Korsch M, Walther W, Marten SM, Obst U. Microbial analysis of biofilms on cement surfaces: An investigation in cement-associated peri-implantitis. **J Appl Biomater Funct Mater** 2014; 5;12(2):70-80

32. Raval NC1, Wadhvani CP, Jain S, Darveau RP. The Interaction of Implant Luting Cements and Oral Bacteria Linked to Peri-Implant Disease: An In Vitro Analysis of Planktonic and Biofilm Growth - A Preliminary Study. **Clin Implant Dent Relat Res** 2014 Jun 6.

33. Vindasiute E, Puisys A, Maslova N, Linkeviciene L, Peciuliene V, Linkevicius T. Clinical Factors Influencing Removal of the Cement Excess in Implant-Supported Restorations. **Clin Implant Dent Relat Res** 2015;17(4):771-8.

34. Canullo L, Cocchetto R, Marinotti F, Oltra DP, Diago MP, Loi I. Clinical evaluation of an improved cementation technique for implant-supported restorations: a randomized controlled trial. **Clin Oral Implants Res.** 2015 Apr 6.

35. Wadhvani C1, Rapoport D, La Rosa S, Hess T, Kretschmar S. Radiographic detection and characteristic patterns of residual excess cement associated

withcement-retained implant restorations: a clinical report. **J Prosthet Dent.** 2012 Mar;107(3):151-7.

36. Korsch M, Obst U, Walther W. Clin. Cement-associated peri-implantitis: a retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement. **Oral Implants Res** Jul 2014;25(7):797-802.

37. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. **Clin Oral Implants Res** 2013;24(11):1179-84.

38. Schwarz S1, Schröder C, Corcodel N, Hassel AJ, Rammelsberg P. Retrospective comparison of semipermanent and permanent cementation of implant-supported single crowns and FDPs with regard to the incidence of survival and complications. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2012;1:151-8.

39. de Brandão ML, Vettore MV, Vidigal Júnior GM. Peri-implant bone loss in cement- and screw-retained prostheses: systematic review and meta-analysis. **J Clin Periodontol.** 2013 Mar;40(3):287-95.

40. Freitas, Renato; Almeida Junior de, Antonio Alves de; Oliveira, José Luiz Góes de. Tubo-Parafuso: uma alternativa viável para próteses fixas implanto-suportadas **ImplantNewsPerio** 2008;5(5): 519.

41. Skinner, EW - Materiais Dentários. Ed. por Ralph W. Philips. Trad. Dioracy Fonterrada Vieira. 8ª ed. **Rio de Janeiro**, ed. Interamericana, 1984.

42. Anusavice, K. J. Materiais Dentários de Philips. 11ed. Rio de Janeiro: Elsevier.

43. João, M; La Croix, SP. Estudo de uma liga alternativa de prata-paládio para uso odontológico. **Separata Revista Brasileira de Odontologia – Seção RJ.** Volume L - Nº 6 – Nov./ Dez.1993:25.

44. Peixoto, Hugo Eduardo de Miranda. Análise da distribuição de tensões de componentes protéticos em titânio e zircônia em implantes de interface Cone Morse. **Dissertação de Mestrado em Odontologia área de concentração Implantodontia.** ILAPEO. 167p. 2011.

45. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent** 2001;85(6):585-598.

46. CATÁLOGO da NEODENT. Curitiba, 2016. Disponível em: <<http://www.neodent.com.br/catalogo/>>. Acesso em: 24 mar. 2016.

47. Rosa, JC; Rosa, DM; Rosa, AC; Zardo, CM. Carga Imediata Pós-exodontia: da Integridade dos Tecidos de Suporte à Necessidade de Enxertos. **Int Jornal of Brazilian Dentistry** 2008;4(1):52-67.

48. Carvalho, M. A. et al. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: A nonlinear 3-Dimensional finite element analysis. **J Prosthet Dent** 2014; 112: 1096-1102.
49. Hilbeler, RC. Resistência dos Materiais, 3.º Ed., Editora Livros Técnicos e Científicos, 2000.
50. Beer, FP. e Johnston Jr., JR., E.R. Resistência dos Materiais, 3.º Ed., Makron Books, 1995.
51. Teixeira, ER et al. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. **J Oral Rehabil** 1998;25:299-303.
52. Balbinoti JA, Lang RP. **Influência da geometria da rosca de implantes dentários osseointegrados no campo de tensões em ossos** [monografia]. Curitiba: Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Centro Federal Tecnológico; 2007.
53. Caglar A, Bal BT, Aydin C, Yilmaz H, Ozkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2010; 25(1):95-103.
54. Bonacin Filho V. **Avaliação do torque para deformação plástica dos parafusos de fixação do intermediário de diferentes materiais e graus de tolerância em implantes de desenhos diversos. Análise pelo método dos elementos finitos com modelos tridimensionais** [tese]. Campinas: Universidade São Leopoldo Mandic. Centro de Pós Graduação/CPO; 2009.
55. Cruz, M; Wassall, T; Toledo, EM; Da Silva. BLP.; Cruz, S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**. 2009; 24:391-403.
56. Kao, HC et al. The influence of abutment angulation on micromotion level for immediately loaded dental implants: A 3-D finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2008;23:623-30.
57. Geng, JP; Tan, KB; Liu, GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **J Prosthet Dent**. 2001; 85: 585-98.
58. Lazari, PC. et al. Influence of the veneer-framework interface on the mechanical behavior of ceramic veneers: A nonlinear finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry** 2014;112(4):857-63.
59. Moaveni S. Finite element analysis: theory and application with ANSYS. **New Jersey**: Prentice-Hall, Upper Saddle River, 2003.
60. Yokoyama, K et al. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant. **Biomaterials** Jun 2002;23(12):2459-65.

61. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee Sh. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int. J Oral Maxillofac. Implants** 2006; 21(2): 195-202.
62. F. Butz, G. Heydecke, M. Okutan, J.R. Strub, Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation, **J. Oral Rehabil.** 32 (2005) 838–843.
63. Leutert, CRB; Stawarczyk, TC; Truninger, CH; Hammerle, I. Sailer, Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study, **Int. J. Oral Maxillofac. Implants** 2012;27:505–512.
64. Truninger, TCB; Stawarczyk, CR; Leutert, TR; Sailer, C.H. Hammerle, I. Sailer, Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation, **Clin. Oral Implants** 2012;23:12–18.
65. Chang, CL; Chen, CS; Yeung, TC; Hsu, ML. Biomechanical effect of a zirconia dental implant-crown system: a three-dimensional finite element analysis, **Int. J. Oral Maxillofac. Implants** 2012;27:49–57.
66. Glantz, PO; Rangert, B.; Svensson, A; Stafford, GD; Arnvidarson, B; Randow, K. et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study, **Clin. Oral Implants** 1993; 4: 99–105.
67. Ferreira MB; Delben JÁ; Barao VA; Faverani LP; Dos Santos PH. Assunção WG. Evaluation of torque maintenance of abutment and cylinder screws with Morse taper implants. **The Journal of craniofacial surgery** 2012;23:631–4.
68. Caglar, A; Bal, BT; Karakoca, S; Aydin, C; Yilmaz, H; Sarisoy, S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants, **Int. J. Oral Maxillofac. Implants** 2011;26:961–969.
69. Aramouni, P; Zebouni, E; Tashkandi, E; Dib, S; Salameh, Z; Almas, K. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments, **J. Contemp. Dent. Pract.** 2008;9:41–48.
70. Bordin D. Cavalcanti I.M. Jardim Pimentel, M. Fortulan, C.A. Sotto-Maior, B.S. Del Bel Cury, A.A., et al., Biofilm and saliva affect the biomechanical behavior of dental implants, **Journal of Biomechanics.** 2015:1-6.
71. Da Costa CE, Pelegrine AA, Lopes FM, Guimarães CPD, Sendyk CL, Sendyk WR. Avaliação comparativa fotoelástica de diferentes desenhos de implantes submetidos a carga de compressão. **Implant News.** 2007; 4(4):377-382.
72. Pérez, Miguel Angel Jaimes. **Influência do desenho dos implantes endósseos na distribuição de tensões após aplicação de cargas verticais e oblíquas. Análise estrutural e fotoelástica.** Dissertação apresentada a

Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas,
para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica Área de Cirurgia e
Traumatologia BucoMaxilo-Faciais. Piracicaba – SP. 2008 59p.