

Pontifícia Universidade Católica De Minas Gerais
Faculdade de Odontologia

ANÁLISE DE TENSÕES EM PRÓTESE FIXA DENTO IMPLANTO
SUPPORTADA COM IMPLANTE COMO PILAR INTERMEDIÁRIO PELO
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

LUIS GUSTAVO LIMA LARA

Belo Horizonte

2010

Luis Gustavo Lima Lara

**ANÁLISE DE TENSÕES EM PRÓTESE FIXA DENTO IMPLANTO
SUPPORTADA COM IMPLANTE COMO PILAR INTERMEDIÁRIO PELO
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Clínicas Odontológicas com ênfase em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Dias Lanza

Belo Horizonte

2010

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

L318a	<p>Lara, Luis Gustavo Lima</p> <p>Análise de tensões em prótese fixa dento implanto suportada com implante como pilar intermediário pelo método dos elementos finitos / Luis Gustavo Lima Lara. Belo Horizonte, 2010.</p> <p>86f. : il.</p> <p>Orientador: Marcos Dias Lanza</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.</p> <p>1. Implante dentário. 2. Prótese parcial fixa. 3. Dente. 4. Análise de elemento finito. I. Lanza, Marco Dias. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.</p>
CDU: 616.314-089.28	

Folha de Aprovação

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha querida mãe Laurita, exemplo de honestidade, inteligência e amor, que não mediu esforços para me ajudar na realização desse sonho.

Ao meu pai Fernando, que com muita bondade, amor e carinho me ajudou a chegar até aqui. Vocês são os melhores pais que um filho poderia ter. Por isso agradeço a Deus todos os dias por tudo na minha vida. Muito Obrigado!

Aos meus irmãos que sempre acreditaram em mim, por serem referência de eterna amizade e companheirismo.

À minha querida madrinha Nanã e ao meu padrinho Sérgio por me apoiarem e sempre acreditarem no meu crescimento profissional.

À minha querida Ariana por sempre me incentivar a continuar os estudos, para que um dia possa me tornar professor.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus por estar sempre presente em minha vida todos os dias, me protegendo, abençoando e me guiando no caminho para realização desse sonho.

Ao meu orientador Prof. Dr. Marcos Dias Lanza, por todos os ensinamentos desde o curso de Especialização, por me mostrar uma visão especial a respeito do planejamento em reabilitação oral, por ser um excelente profissional a quem procuro me espelhar e por me incentivar sempre nesse curso de Mestrado. Agradeço também a paciência e dedicação na correção deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Wellington Jansen, profissional cujo extraordinário conhecimento dos materiais dentários modificou minha visão no que se refere à odontologia restauradora. Pude perceber a importância dessa disciplina que se tornou imprescindível na minha vida profissional. Obrigado por me acolher na Disciplina Estágio Docente, me orientando todas as quintas-feiras à tarde na clínica da graduação. Muito obrigado.

Ao Prof. Dr. Paulo Isaías Seraidarian, profissional com conhecimento notável que atende o paciente não só com as mãos, mas também com o coração. Exemplo de humildade e respeito para com o paciente e aluno. Obrigado pelos ensinamentos nas aulas teóricas e principalmente nas clínicas, onde nunca vou esquecer o brilho no olhar dos pacientes após o atendimento. Agradeço pelo grande desenvolvimento profissional que me proporcionaste.

Ao amigo Marcos Daniel Septímio Lanza por me auxiliar na realização deste trabalho e por ser um exemplo de profissional estudioso e dedicado. Muito obrigado por tudo, principalmente por me acompanhar nas visitas ao nosso colega Antônio Vieira (Calé), Mestre em Engenharia, que também agradeço pela confecção dos modelos desse trabalho e pela paciência em me ensinar sobre o Método dos Elementos Finitos.

Aos colegas do curso de Mestrado, pela companhia e aprendizado ao longo desses dois anos. Obrigado pelas aulas e seminários ministrados onde pude aprender muito com cada um de vocês.

Aos professores do Curso de Especialização, Eduardo Lemos, Wellington Santos Rocha e Rômulo Hissa, pelos ensinamentos nas aulas teóricas e práticas e por me incentivarem a continuar sempre estudando.

Aos funcionários da PUC, por me ajudarem na realização desse sonho.

Aos pacientes, pela disponibilidade, paciência e pontualidade com que compareceram aos atendimentos. Obrigado pela confiança.

Aos meus familiares, aos familiares da Ariana, aos meus amigos de Banda e aqueles que não foram citados, mas que de forma direta ou indireta, apoiaram o meu crescimento profissional.

Muito Obrigado a todos vocês!

EPÍGRAFE

“Nem tudo o que se tenta se consegue,
Mas todos os que conseguiram tentaram.”

“Viver é mais que um sonho, viver é mais que só
existir.”

“Para um breve tempo, nascemos; para uma
eternidade, haveremos de viver.”

Padre Airton Freire

RESUMO

Em algumas situações clínicas, ocorrem casos de pacientes parcialmente edêntulos com indicação para prótese através da união de dentes com implantes. Entretanto, esse tipo de conexão ainda é controverso na literatura, tendo em vista possíveis complicações biomecânicas, pelas diferenças de mobilidade e forma de absorver e distribuir as cargas funcionais. O objetivo desse trabalho foi analisar as tensões geradas em uma prótese fixa dento implanto suportada de cinco elementos com conexão rígida onde o implante é pilar intermediário entre dois dentes pilares terminais, por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF). Foi utilizado o programa Ansys Revisão 5.7 como ferramenta computacional para modelar uma prótese fixa de cinco elementos composta por dois dentes como pilares terminais, dois pânticos e um implante como pilar intermediário unidos de forma rígida. Foi aplicada uma carga vertical com um valor nominal de 100 N, distribuída uniformemente nas superfícies oclusais dos dentes posteriores (modelo 1) e carga horizontal de 10N simulando guia canina (modelo 2). Pode-se observar numa análise qualitativa que a prótese no modelo 1 teve um maior deslocamento no sentido ocluso gengival na região dos pânticos, com valor máximo de deslocamento de 6,4 μ m. Já no modelo 2, a prótese sofreu um deslocamento máximo no sentido palatino vestibular de 3,5 μ m na região do canino. A tensão equivalente de Von Mises SEQV para o modelo 1 foi de 77,4MPa notando uma distribuição de tensões semelhante por toda infra estrutura metálica, na região entre as coroas protéticas. Para o modelo 2, o valor da SEQV foi de 12,3MPa localizado na distal do canino. Conclui-se que a infra-estrutura metálica exerce papel fundamental na distribuição a absorção das tensões e no deslocamento do conjunto protético.

Palavras chaves: Pilar intermediário. Implante dentário. Prótese parcial. Dente natural.

ABSTRACT

In some clinical occurrences, one may find patients partially edentulous, which may have orientation to prosthesis, such like the link of teeth and implants. However, this type of link is still controversial in literature, mainly based on possible biomechanical uncertainties, due to different displacement behaviors and the distribution of the functional loads involved in the process. The aim of this work was to analyze and understand the global behavior of stresses and displacements involved in an implant-tooth-supported fixed prosthesis with five elements using a rigid connection and the intermediate implant among two posterior teeth, applying the Finite Element Method (FEM). The Ansys 5.7 program has been used as a computational tool in order to simulate a fixed prosthesis with five elements and built by two teeth as terminal abutment, two bridges and an implant working as an intermediate abutment rigidly joined. A nominal vertical of 100 N has been applied, uniformly distributed, on the occlusive surfaces in the posterior teeth (model 1) and a horizontal load of 10 N has been applied to simulate a canine guide (model 2). It is possible to conclude, in a qualitative analysis, that the prosthesis in model 1 showed a higher displacement in the occlusion-gingival direction of the bridges, with a value around 6,4 μm . Model 2 has showed a higher displacement around 3,5 μm in the vestibular-palatine direction. The equivalent stress of Von Mises (SEQV) showed a maximum value of 77,4 MPa for model 1 in the metallic bar among the prosthetic crowns. Model 2 showed a value of 12,3 MPa concentrated on the canine distal region. It can be concluded that the infra-structure has an important function in the distribution and absorption of stresses and displacements of the whole prosthetic set.

Key-words: Pier abutment. Dental Implants. Partial Prosthesis. Natural Teeth.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 Linhas.....	37
FIGURA 2 Volumes (dentes e implante).....	38
FIGURA 3 Volumes do modelo original do pré-molar.....	39
FIGURA 4 Volumes das coroas em porcelana.....	39
FIGURA 5 Volumes (perspectiva da infra-estrutura metálica).....	40
FIGURA 6 Volumes do implante (em perspectiva).....	41
FIGURA 7 Volumes do implante (vista disto-mesial).....	41
FIGURA 8 Volumes do modelo com pânticos.....	42
FIGURA 9 Volumes (modelo com osso cortical).....	43
FIGURA 10 Volumes do modelo completo (vista vestibular)	43
FIGURA 11 SOLID92 (tetraédrico).....	44
FIGURA 12 SHELL 93 (quadrático).....	45
FIGURA 13 Malha de elementos finitos no modelo.....	47
FIGURA 14 Carregamento nodal equivalente a 100N para cargas axiais..	48
FIGURA 15 Carregamento nodal equivalente a 10N para guia canina.....	48

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 Propriedades elásticas dos vários materiais que compõem o modelo	46
TABELA 2 Dados quantitativos do modelo.	46

LISTA DE ABREVIATURAS

MEF	- Método dos Elementos Finitos
N	- Newton
mm	- Milímetro
μm	- Micrometro
MPa	- Mega Pascal
PFDIS	- Prótese Fixa Dento Implanto Suportada
SEQV	- Tensão Equivalente de Von Mises
MX	- Valor Máximo
DMX	- Deslocamento Máximo
UY	- Deslocamentos Verticais
UX	- Deslocamentos Horizontais
UZ	- Deslocamentos Mesio Distal
3D	- Tridimensional (planos XYZ)
Ni-Cr	- Liga de Níquel Cromo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
1.1 Objetivos.....	16
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	17
2.1 União dente implante.....	17
2.2 Pilar intermediário em prótese fixa dento suportada.....	30
2.3 Pilar intermediário em prótese fixa dento implanto suportada.....	34
3- METODOLOGIA.....	36
REFERÊNCIAS.....	50
ANEXOS.....	55

1 INTRODUÇÃO

É comum no dia a dia da odontologia o atendimento a pacientes que ao exame clínico intra-oral, nota-se a ausência de alguns dentes, classificando esse paciente como edentado parcial. Por meio da necessidade de substituir esses dentes ausentes, um planejamento protético deve ser feito para que de alguma maneira essas áreas edêntulas sejam substituídas por prótese.

Quando pensamos em substituir dentes ausentes, várias alternativas de tratamento são possíveis, como prótese fixa dento suportada, extração dos dentes remanescentes com confecção de próteses fixa implanto suportada, ou até mesmo a união dos remanescentes dentários a implantes e confecção de prótese fixa dento implanto suportada (CORDARO e outros, 2005). Nesses casos, dente e implante funcionariam juntos como pilares de uma prótese fixa dento implanto suportada.

É evidente que, atualmente, quando consideramos uma área edêntula onde os dentes vizinhos a essa área estão hígidos, o implante osseointegrado e posteriormente a prótese unitária implanto suportada seria a primeira opção de tratamento, pois assim preservaria a estrutura dentária dos dentes remanescentes, com custo biológico baixo. Alguns autores relatam também que se deve escolher como primeira opção, a confecção de uma prótese implanto suportada, mas se não for possível, pode-se confeccionar uma prótese dento implanto suportada (DALKIZ, 2002; LANG 2004; LINDH 2008).

Existem algumas razões para a união de dentes e implantes como, por exemplo: limitações das áreas anatômicas para colocação de um número ideal de implantes devido à proximidade do nervo alveolar na mandíbula e altura óssea insuficiente por projeção do seio maxilar (RANGERT, 1991, DALKS, 2002). Podemos considerar também a falha de algum implante na osseointegração dentro de um planejamento de prótese implanto suportada (DALKS, 2002) e a distribuição e localização desfavorável dos pilares ao longo do arco (LAUFER, B.Z. E GROSS, M., 1998). Além disso, se os dentes adjacentes ao espaço protético já requerem intervenção restauradora, a utilização destes associados aos implantes torna-se viável (PAREL, 1996).

A grande diferença entre um implante osseointegrado e um dente natural está na forma de união estrutural, além do diferente mecanismo de absorção e

dissipação de forças (SHEETS & EARTHMAN, 1997). Entretanto, ao unir um dente natural a um implante, inevitavelmente serão produzidas tensões na cortical que envolve o implante, como consequência da mobilidade dentária e da imobilidade do implante. Todavia, as pesquisas demonstram que, em princípio, essas diferenças não representariam maior importância, pois poderiam ser compensadas pelo grau de mobilidade dentária; elasticidade óssea; flexão da infra-estrutura e flexão dos componentes protéticos (RANGERT, 1991; NAERT, 1992; BECHELLI, 2006).

O uso de conexão não-rígida também poderia compensar essa diferença de mobilidade entre dente e implante (LIN e outros 2008), entretanto, deve ser utilizado com cautela devido ao aumento de tensões na prótese (LIN e outros, 2006; LIN e outros 2008) e devido ao aumento significativo de falhas quando comparadas às conexões do tipo rígida (NICKENING e outros 2006). As conexões rígidas teriam preferência (LANG, 2004) e poderiam evitar uma possível intrusão dentária (NAERT, 2001; CORDARO, *et al.* 2005; LINDH, 2008).

Uma prótese fixa de cinco elementos seja dento suportada ou dento implanto suportada geralmente possui dois pilares terminais, dois pânticos e um pilar intermediário (central). Pilar intermediário é definido no *glossary of prosthodontic* (2005) como um pilar (dente ou implante) localizado entre dois pilares terminais e que serve para suportar uma prótese fixa (SAVION e outros, 2006).

Quando consideramos uma prótese fixa dento suportada com pilar intermediário, vários autores acreditam que esse pilar atua como fulcro de uma alavanca classe I (SHILLINGBURG, H.T., FISCHER, D.W., 1973; ZIADA, H.M. ORR, J.F., BENINGTON, I.C., 1998; ORUC e outros, 2008) e que se for utilizado uma conexão semi rígida, poderá evitar que o pilar intermediário atue como fulcro (MOULDING, 1988; ORUC e outros, 2008). Porém, outros autores afirmam que não há evidência que o pilar intermediário atue como fulcro (SAVION e outros, 2006), mas que o encaixe de semi-precisão restringe as tensões no lado da aplicação da carga (STANDLEE, 1988)

O pilar intermediário de uma prótese fixa pode ser um dente ou um implante e é necessário relatar duas situações: A primeira, se um implante for pilar intermediário de uma prótese fixa dento implanto suportada com dois dentes como pilares terminais. A segunda, de maneira oposta, se um dente for pilar intermediário

de uma prótese fixa dento implanto suportada com dois implantes como pilares terminais.

Na primeira situação, o implante sendo pilar intermediário apresenta menos movimento do que os pilares naturais terminais, podendo agir como fulcro de uma alavanca classe I (MISCH,2006). Esse implante recebe forças de rotação e torção que são transmitidas ao osso e aos componentes protéticos (LAUFER E GROSS, 1998). Segundo alguns autores (MISCH, 2006, BECHELLI, 2006), pode-se utilizar conexão semi-rígida entre o implante e o pântico para evitar que o implante intermediário atue como fulcro

Na segunda situação, quando dois ou mais implantes podem suportar sozinhos a carga da prótese, o dente natural intermediário torna-se um pântico vivo (também chamado de pântico com raiz) e ajuda a manter a propriocepção. Sendo assim, o dente por ter maior mobilidade que o implante, contribui muito pouco para sustentar a carga protética. Essa carga é sustentada pelos implantes (MISCH, 2006).

Diante de tal situação, o presente estudo propõe estudar o comportamento biomecânico de uma prótese fixa dento implanto suportada com conexão rígida e implante como pilar intermediário, a partir de uma carga nominal vertical de 100N nos dentes posteriores e horizontal de 10N no pilar canino, por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF). Esse método (MEF) envolve uma série de procedimentos computacionais utilizados para calcular aspectos biomecânicos como tensão e deformação dos biomateriais e tecidos humanos, que dificilmente podem ser mensurados *in vivo* (WAKABAYACHI e outros, 2008, GENG, 2001).

1.2 Objetivos

Objetivo geral:

Analisar as tensões geradas em uma prótese fixa dento implanto suportada (PFIDS) de conexão rígida com um implante intermediário entre dois pilares naturais a partir do Método dos Elementos Finitos (MEF), em uma região posterior e anterior da maxila.

Objetivos específicos:

- 1- Avaliar o comportamento biomecânico dessa prótese sob carregamento vertical de 100 N na face oclusal dos dentes posteriores.
- 2- Avaliar o comportamento biomecânico dessa prótese sob carregamento horizontal de 10 N na face palatina do canino.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 União dente implante

Rangert e outros (1991) relataram em seu estudo, a respeito de união dente implante, que a diferença de mobilidade entre dente e implante poderia ser compensada pela flexibilidade do sistema protético (junção aparafusada do cilindro de ouro e o intermediário protético transmucoso), pois as propriedades mecânicas do implante em prótese fixa dento implanto suportada, sob força vertical, forma um sistema flexível compatível com a mobilidade do dente, considerando que esse dente tenha uma mobilidade normal.

Naert e outros (1992) afirmaram que a elasticidade do sistema de implante osseointegrado poderia se aproximar do potencial de movimento fisiológico do ligamento periodontal. Assim, as próteses fixas dento implanto suportadas também apresentariam movimentos, devido a flexão da estrutura e do parafuso protético *abutment*. Dessa forma, o movimento da prótese ajudaria a compensar alguma diferença entre a mobilidade de um dente saudável e o implante.

Hobkirk e Tanner (1995) afirmaram em seu estudo que, quando se considera uma prótese fixa dento implanto suportada, o deslocamento da estrutura ou de seus componentes de suporte depende de variáveis como: comprimento dessa prótese e do implante, viscosidade do ligamento periodontal, distribuição desfavorável dos dentes remanescentes no arco e, que mesmo o dente contribuindo como suporte de uma prótese, ele ainda continua possuindo micro movimentos quando unidos a implantes, contradizendo a possibilidade de anquilose dental, sendo proposta uma técnica de conexão semi rígida onde a fêmea é confeccionada na coroa do implante para reduzir o possível efeito de cantilever e melhorar o direcionamento de forças diante da combinação de dente com implante

Chee e Cho em 1997 afirmaram a respeito da união dente implante que devido ao movimento fisiológico do dente natural, deve ocorrer alguma flexibilidade no sistema de implante durante a carga oclusal, sendo que essa flexibilidade vem do osso ou dos componentes internos do implante. Se esses componentes estão sujeitos a flexões repetidas, podem levar à perda do parafuso ou pior, a fadiga do metal e fratura de um componente do implante. Qualquer acréscimo na mobilidade

do dente natural poderá resultar em aumento de tensão sobre o implante. No presente estudo, foi relatado o problema da intrusão dental, em prótese dento implantado suportada, de conexão semi-rígida, ao final de doze meses de observações.

Sheets e Earthman (1997) afirmaram em seu estudo que as mudanças no protocolo original de Branemark, que recomendava o isolamento de implantes dos dentes naturais, trouxeram algumas complicações interessantes. Uma dessas complicações seria a intrusão dentária. Após revisarem a literatura a respeito da união entre dente e implante e o fenômeno de intrusão, os autores concluíram que quando a intrusão ocorrer, o desenho da prótese deve ser modificado para tentar reverter essa intrusão, além de recomendar o uso de placa protetora oclusal para minimizar a carga na parafunção, ajustar a oclusão para minimizar forças desagradáveis e até modificar o tipo de *abutment*, escolhendo um que absorve melhor a carga mecânica.

Laufer e Gross em 1998 apresentaram uma revisão dos aspectos biomecânicos da união dente implante e relataram situações clínicas que requerem o planejamento dessa união, como por exemplo:

- 1) Um insuficiente número de pilares naturais ou implantes para suportar uma prótese fixa independente.
- 2) Distribuição e localização desfavorável dos pilares ao longo do arco, situação essa que favorece a união de dentes com implantes.
- 3) Dentes remanescentes com o periodonto comprometido, sendo assim, esses dentes requerem um suporte adicional que pode derivar da estabilidade dos implantes.
- 4) Versatilidade protética. Quando dois implantes sustentam uma prótese fixa e um deles falha, o que sobrou pode ser unido ao pilar natural até que aquele que falhou seja substituído por outro implante.

Os autores concluíram que ao unir dente com implante ocorre um aumento de stress ao redor do implante. Entretanto, existe uma carência de informações clínicas válidas em torno da união de dentes com implantes por meio de próteses fixas em pacientes parcialmente edentados.

Schlumberger, Bowley e Maze (1998) revisaram a literatura a respeito da união dente com implante e o efeito da intrusão dentária. Nesse estudo, os autores

afirmaram que apesar de muitas teorias terem sido propostas, a real causa da intrusão do dente natural unido ao implante permanece desconhecida. Apesar de muitos estudos longitudinais demonstrarem que essa união biomecanicamente funciona muito bem, a intrusão dentária não pode ser ignorada. Os autores concluíram que ao restaurar espaços edêntulos com prótese fixa, a primeira escolha deve ser próteses implanto suportadas. Em casos onde isso não for possível, e existir a real necessidade de unir dente com implante, um correto planejamento dessa prótese deve ser feito para reduzir a probabilidade de ocorrer intrusão.

Num trabalho realizado para avaliar o tecido periodontal dos dentes naturais após cargas funcionais em próteses dento implanto suportadas durante 24 meses, Pesun e outros (1999) afirmaram que a presença do ligamento periodontal promove absorção e neutralização do impacto das forças mastigatórias e transforma as tensões em estímulo à remodelação óssea. Na ausência de ligamento periodontal, na osseointegração, há uma diferença significativa da dissipação de forças mastigatórias, que, nos implantes, são transmitidas de forma direta aos componentes protéticos e ao tecido ósseo. O quadro histológico da amostra no estudo se apresentou com mínima quantidade de células inflamatórias, crista óssea saudável e fibras periodontais indicando mínima remodelação. Os autores concluíram que no modelo animal, os dentes devem ser restaurados de forma que forças sejam direcionadas com magnitude suficiente para se enquadrar dentro da capacidade adaptativa dos tecidos periodontais. Assim, com minuciosa análise oclusal, dente natural e implante podem ser combinados no planejamento de prótese fixa.

Lindh e outros (2001) compararam as conseqüências biomecânicas quando implantes são colocados na região posterior da maxila e são unidos ao dente por meio de uma prótese fixa. 26 pacientes foram selecionados para o estudo, sendo todos classe 1 de Kennedy. De um lado foi confeccionada uma prótese fixa implanto suportada e do outro lado, uma prótese fixa dento implanto suportada. Os pacientes foram avaliados clinicamente em intervalos de 3, 6, 12 e 24 meses e radiograficamente em 6, 12 e 24 meses. Esse estudo mostrou que a prótese fixa dento implanto suportada pode ser uma opção na restauração de pacientes desdentados posterior na maxila. Não houve diferenças significativas entre os dois tipos de prótese em relação ao risco de complicação e reação do tecido gengival

marginal, entretanto, a resposta a perda óssea foi mais favorável quando dentes foram combinados com implantes. Uma prótese implanto suportada ainda é a primeira escolha se dois ou mais implantes puderem ser colocados, entretanto, em casos que o seio maxilar impeça a colocação de mais de um implante e quando o arco curto é aceitável para o paciente, o tratamento com uma prótese fixa dento implanto suportada é aceitável e previsível, devendo optar por conexão rígida, pois ajuda a prevenir a intrusão dental.

Comparando prótese implanto suportada e prótese dento implanto suportada, Naert e outros (2001) afirmaram em seu estudo que, após avaliar e comparar esses dois tipos de próteses durante 15 anos de acompanhamento, houve mais complicações nas próteses com implantes unido a dentes do que nas próteses com implantes unido a implantes, mas nada estatisticamente significativa. Ele concluiu que se deve preferencialmente optar por prótese com implante unido a implante, mas se for confeccionar prótese de implante unido a dente, o tipo de conexão deve ser do tipo rígida para evitar intrusão dentária.

Dalkiz e outros (2002) analisaram uma prótese fixa dento implanto suportada pelo método dos elementos finitos variando a quantidade dos dentes pilares e a direção e quantidade de carga. Foram construídos três modelos nos quais todos possuíam uma prótese fixa dento implanto suportada. Essa prótese tinha como pilar posterior um implante na região de segundo molar, e como pilares anteriores, dentes, sendo de canino a incisivo central do mesmo hemiarco. A variação dos dentes pilares foi da seguinte forma: a primeira prótese ia até canino, a segunda até incisivo lateral e a terceira até incisivo central. Em todos os casos o estresse ao redor das raízes foi mais alto que ao redor do implante, e foi maior também na prótese que tinha somente um dente como pilar natural se comparado com aquelas que possuíam mais dentes como pilares. Os autores concluíram que quando for restaurar uma região edêntula, a primeira escolha deve ser uma prótese implanto suportada. Se não for possível, e a única opção for unir dente com implante, devem-se desenvolver mecanismos para reduzir a sobrecarga sobre a prótese, como colocar um número maior de pilares para suportar essa prótese, pois assim reduziria as tensões no osso ao redor do implante e do dente.

Por meio da análise de elemento finito de dois modelos, sendo um bidimensional e outro tridimensional de uma mandíbula com um dente e um implante

unido de forma rígida por uma ponte fixa de três elementos na região entre primeiro pré-molar e primeiro molar, Menicucci e outros (2002) avaliaram a tensão no osso peri-implantar por meio da aplicação de uma carga direcionada sobre o dente. Essa carga foi transmitida de duas maneiras. A primeira foi de 50 kg durante 10 segundos e a segunda foi de 50 kg durante 5 milésimos de segundos. O autor concluiu que a distribuição da tensão sobre o osso peri-implantar parece ser mais influenciada pela duração do que pela intensidade. Quanto maior a duração da carga, maior é a deformação do ligamento periodontal, e como resultado, o dente tende a entrar no alvéolo, a ponte age como cantilever e a tensão se acumula ao redor do osso peri-implantar. Por outro lado, quando a carga é aplicada de maneira rápida, as propriedades visco-elásticas do ligamento periodontal fazem com que o dente haja como um pilar rígido dividindo a carga com o implante, sendo menos prejudicial.

Ochai e outros (2003) compararam em um estudo fotoelástico o tipo de intermediário protético, utilizando um modelo com o desenho de uma prótese que continha dois implantes unidos a um dente. Os implantes estavam localizados na região de primeiro e segundo molar e o dente na região de primeiro pré-molar. Os intermediários protéticos utilizados foram o pilar UCLA e o pilar cônico. Aplicaram carga em seis pontos diferentes no desenho da prótese, variando de 133N na região dos implantes e 89N na região do dente, sendo observada uma mínima diferença de distribuição das tensões entre os dois tipos de pilares protéticos estudados. Os autores afirmaram que nas condições onde o prognóstico do implante ou do dente é questionável ou quando a prótese tiver uma função considerada alta, o uso de um intermediário (pilar cônico) entre o implante e a prótese é mais indicado, devido a uma ligeira diminuição da distribuição das tensões em regiões mais distantes do ponto de carga.

Lang e outros (2004), por meio de uma revisão sistemática da literatura, selecionaram 176 artigos e analisaram somente 13 (que passaram no critério de inclusão) referente as possíveis causas de falhas na união dente implante. Foi avaliada a sobrevivência dos implantes, das próteses fixas, dos pilares, complicações biológicas, complicações técnicas e intrusão dentária. Os estudos de meta-análise indicaram que a taxa de sucesso dos implantes unidos a dentes foram de 90,1% após 5 anos e de 82,1% após 10 anos. Em relação à prótese fixa, a taxa de sucesso após 5 anos foi de 94,1% e após 10 anos foi de 77,8%. Em relação a

sobrevivência dos pilares, depois de um período de observação de 5 anos, 3,2% dos pilares naturais e 3,4% dos implantes carregados funcionalmente foram perdidos, e após 10 anos, o valor foi de 10,6% e 15,6% respectivamente. As razões relatadas para a perda dos pilares naturais foram fraturas, cáries, complicações endodônticas e periodontais. Em relação às complicações biológicas, após 5 anos, 10% dos pacientes possuíam periimplantite com profundidade de sondagem ≥ 5 mm e sangramento a sondagem. 13,6% dos implantes receberam tratamento específico para periimplantite após 10 anos. A complicação técnica mais comum foi fratura da coroa com percentual de 9,1% após 10 anos e perda de retenção no pilar natural com percentual de 6,2% após 5 anos e 24,9% após 10 anos. A perda do parafuso do intermediário protético após 5 anos foi de 3,6% e após 10 anos de 26,4%. A fratura do intermediário ou do parafuso protético foi relatada no valor de 0,7% após 5 anos de observação. Por fim, em relação à intrusão do pilar natural, foi encontrado uma taxa de 5,2% após um período de 5 anos de acompanhamento, somente em conexão não-rígida. Por meio desse estudo, os autores concluíram que o planejamento da reabilitação oral deve incluir próteses fixas somente implanto suportadas, mas por razões anatômicas ou preferências do paciente para evitar próteses removíveis, a combinação de dente e implante pode ser planejada, dando preferência para conexão rígida.

Cordaro e outros (2005) avaliaram clinicamente os resultados de próteses dento implanto suportadas (de 10 a 14 unidades protéticas) num arco inteiro em pacientes com periodonto de suporte normal e reduzido. Nesse estudo, um total de 19 pacientes foram incluídos sendo 10 pacientes com periodonto de suporte normal (presença de mais de 2/3 de inserção periodontal em cada dente) e 9 pacientes com periodonto reduzido (presença de menos de 2/3 de inserção periodontal em cada dente). Após a instalação das próteses, os pacientes fizeram avaliação de 6 em 6 meses por um período médio de 36,5 meses (24 a 94 meses). Essa avaliação tinha como parâmetros observar a estabilidade dos implantes, perda óssea marginal e intrusão dentária. Os autores puderam concluir que praticamente todos os implantes estavam estáveis (96% de taxa de sucesso), com exceção de um implante, que apresentou mobilidade após 7 meses de instalação da prótese. Este implante foi removido e após cicatrização óssea, foi colocado outro no lugar e uma nova prótese foi instalada, que não apresentou alteração até o fim do estudo. No total de 72

dentes pilares utilizado nesse estudo, apenas quatro (5,6%) sofreram intrusão, sendo que essa intrusão ocorreu na prótese unida com conexão semi-rígida e com suporte periodontal normal.

Lin e outros (2006) avaliaram a partir de oito modelos de elemento finito 2D, a dissipação das tensões em dois tipos de próteses fixas de quatro elementos, composto por dois dentes naturais (primeiro e segundo pré-molar), um pântico (primeiro molar) e um implante (segundo molar), variando o suporte periodontal, esplintagem dos dentes e o tipo de conexão. Os modelos também possuíam ligamento periodontal e osso alveolar. Todos os modelos receberam cargas oclusais de 50 N em cada cúspide para calcular a distribuição de tensão no osso alveolar, sistema de implante e prótese. Os resultados mostraram que em relação à distribuição da carga sobre o implante, os valores de tensão diminuíram quando a prótese tinha suporte periodontal normal com os dois dentes unidos utilizando conector rígido. Em relação a distribuição de carga sobre a prótese, ao variar o periodonto de suporte e a esplintagem dos dentes, não houve mudança significativa nos valores de stress, entretanto, esses valores diminuíram quando uma conexão rígida foi usada. Os autores concluíram que a conexão do tipo não-rígida deve ser usada com cautela, pois pode acrescentar maior tensão para o implante e prótese e que o sistema dento implanto suportado com os dois dentes unidos, é funcionalmente mais eficiente.

Misch (2006) afirma que quando não for possível a realização de enxerto ósseo numa área para colocação de implante, uma das opções seria inserir um implante mais distal e confeccionar uma prótese parcial fixa que conecte um implante a um dente sem mobilidade. Do ponto de vista biológico, a grande diferença entre um implante osseointegrado e o dente natural está na forma de união estrutural com o osso. Pode-se dizer que os dentes não estão em contato direto com o osso, pois possuem o ligamento periodontal entre eles. Enquanto que os implantes estão unidos estruturalmente em seu interior, osseointegrados, tendo contato direto com o tecido ósseo. O movimento real vertical inicial dos dentes posteriores e anteriores são por volta de 28 μ m. O movimento de um implante em direção vertical foi considerado entre 2 a 3 μ m e devem-se principalmente as propriedades visco-elásticas do osso subjacente. A prótese fixa que une o dente e o implante também apresenta movimento, devido à flexão do parafuso protético do

abutment. Dessa forma, o movimento de uma prótese parcial fixa dento implanto suportada, auxilia a compensar alguma diferença na mobilidade vertical de um dente saudável e do implante. Por tanto, a flexibilidade inerente é compatível com a mobilidade vertical do dente natural. O autor ainda afirma que a mobilidade dental horizontal é maior que o movimento vertical, porém a interface implante/osso também apresenta Micron movimento lateral, desta forma, implante, osso e prótese compensam o leve movimento dental, se o mesmo não apresentar mobilidade clínica. Em relação ao tipo de conexão entre implante e dente, têm sido abordadas as conexões do tipo rígidas e semi rígidas. Os implantes não devem ser unidos a dentes com mobilidade, por adicionar um cantilever no implante. Assim, o pilar natural conectado a um implante fixado de forma rígida não deve apresentar mobilidade clínica. Próteses sobre implantes podem usar pilares naturais secundários adicionais para diminuir o movimento da prótese, de forma que a fixação rígida do implante não será comprometida. Considerando a possibilidade de uma união rígida entre o dente e o implante, se ocorrer um aumento da mobilidade dentária, isto é, mobilidade progressiva, poderia ocorrer à perda da osseointegração do implante por deformação plástica das trabéculas em torno dele. Por fim, o autor ainda relata que embora tenham sido preconizadas as conexões semi rígidas na literatura, raramente está indicada em protese fixa unilateral. Esse tipo de conexão não melhora a distribuição de estresse entre os pilares, sendo causadora de migração de dentes naturais.

Bechelli e outros (2006) afirmaram que a transformação de tensões de pressão em tração é uma das funções mais importantes do ligamento periodontal do ponto de vista biológico. Quando a força mastigatória é axializada, ela é transmitida ao ligamento periodontal e transformada em uma tração uniforme sobre a cortical alveolar. Dentro de um sistema de coordenadas, observa-se que no dente ocorre um rápido deslocamento no sentido da força, até o limite máximo de elasticidade do ligamento. No implante, o deslocamento vertical é praticamente nulo e limitado exclusivamente pela elasticidade óssea. Em relação ao tipo de conexão, o autor ainda afirma que ao se considerar uma conexão semi-rígida entre o dente e o implante, se o sistema fêmea se localizar no dente e a parte macho no pântico, frente às cargas mastigatórias, o dente poderá sofrer um movimento de intrusão e, como a prótese não é elástica e o implante não possui mobilidade, haverá uma

relativa liberdade de movimento para o dente. Por outro lado, se utilizarmos a conexão semi-rígida junto ao implante, com localização do sistema fêmea no implante atuando como apoio, ao aplicar cargas mastigatórias, todo conjunto composto por dentes e pânticos poderá movimentar-se o permitido pelo ligamento periodontal, axializando melhor as cargas transmitidas ao implante.

Akça e outros (2006) analisaram a relação entre a força máxima de mordida e o osso marginal de 29 pacientes parcialmente edêntulos, que receberam tratamento com prótese fixa dento implanto suportada, com acompanhamento de dois anos, sendo o implante mais para posterior e unido de forma rígida ao dente. Foi verificado que a força de mordida é maior na região dos implantes (353,61N) do que na região dos dentes (275,45N) e que conectando implantes a dentes de forma rígida tem sido promissor em relação à estabilidade do nível do osso marginal peri implantares, apesar do estudo ter demonstrado uma maior perda óssea na mesial (0,28mm) do que na distal (0,097mm) do implante.

Nickening e outros (2006) avaliaram a incidência de complicações técnicas e biológicas nos casos de tratamento com próteses fixas dento implanto suportadas durante um período médio de 4,7 anos de acompanhamento (2,2 a 8,3 anos). Um total de 84 próteses fixas unindo dente com implante foram avaliadas, sendo que dos 132 dentes utilizados como pilares naturais, 37% eram pré-molares inferiores onde os implantes (em sua maioria 43,5% Nobel Biocare e 41,2% ITI Strauman) foram colocados adjacentes a eles. A maioria das restaurações foi aparafusada (45,3%), um terço era cimentada enquanto 26% foram tratadas com sistema telescópico. A extensão das próteses variou de três (39,3%) ou mais elementos. Das 84 próteses dento implanto suportadas, um terço era unida com conexão semi-rígida. Os autores relataram que após o período de 5 anos, cerca de 10% das próteses apresentaram modificações técnicas como a necessidade de apertar novamente o parafuso do *abutment*, fratura da coroa e fratura da prótese. Após o oitavo ano, aproximadamente 13% das próteses foram afetadas. Em relação ao tipo de conexão, apenas 3 das 56 conexões rígidas foram afetadas por algum tipo de complicação técnica, enquanto 8 das 28 conexões não rígidas necessitaram de modificações. Das 47 próteses aparafusadas, 8 foram afetadas por complicações enquanto das 26 próteses cimentadas, somente 3 foram afetadas. Os problemas mais encontrados nos pilares naturais após o período de cinco anos foram

complicações periodontais e necessidade de tratamento endodôntico por causa de cáries recorrentes. Já para os implantes osseointegrados, algumas complicações de técnica foram observadas como perda ou fratura do *abutment* e fratura do parafuso do *abutment*. Também foram observados falha na cimentação nos casos de próteses cimentadas. Os autores concluíram que nos casos onde se utilizaram conexões semi-rígidas, houve um aumento significativo de falhas quando comparadas àquelas que foram utilizadas conexões rígidas. Puderam concluir também que as taxas de sucesso entre PFIDS e PFIS foram similares quando utilizaram conexão rígida em ambas as próteses.

Ozçelik. e Ersoy (2007) analisaram as tensões ao redor de implante e dente em prótese fixa dento implanto suportada utilizando dois métodos diferentes (Método dos Elementos Finitos e Método Fotoelástico). Três modelos foram preparados cada um com uma conexão diferente, da seguinte forma: modelo 1: conexão rígida; modelo 2: conexão não rígida na região distal do pilar anterior (2º pré-molar); modelo 3: conexão não rígida na mesial do pilar posterior (2º molar). Força vertical de 50N foi aplicada sobre os três modelos. Os resultados mostraram grandes tensões no osso ao redor do implante na prótese de conexão rígida, por outro lado, o uso de conexão não-rígida mostrou menores valores de tensões ao redor do osso peri implantar. Nenhuma diferença significativa foi observado entre os modelos 1 e 2 em ambos os métodos, porém uma menor tensão foi observado no modelo 3. Os autores concluíram que pode ser sugerido que dentes e implantes podem ser unidos para suportar uma prótese dento implanto suportada, onde a conexão não rígida deveria ser colocada no lado do implante.

Maezawa e outros (2007) construíram quatro modelos tridimensionais de uma mandíbula e incluíram os dois caninos naturais, seis implantes (sendo dois anteriores e quatro posteriores) e uma infraestrutura metálica. Os implantes localizavam-se na região de incisivos laterais, primeiros pré-molares e primeiros molares. Por meio desse modelo, os autores analisaram pelo método dos elementos finitos o estresse no osso periimplantar e a influência do canino natural unido de várias formas aos implantes. Os quatro tipos de modelos eram: 1- Dentes e implantes unidos numa infraestrutura só. 2- Dentes e implantes não conectados, sendo uma infraestrutura anterior e duas posteriores isoladas. 3- três partes da infraestrutura com os dentes conectados na parte posterior. 4- três partes da

infraestrutura com os dentes conectados na parte anterior. Também foi simulado guia canina, função em grupo e M.I.H. O maior estresse no osso foi verificado na região adjacente ao canino no modelo quatro. A carga máxima ao redor do implante foi observada na região adjacente a região dos pré-molares implantados, no modelo três. Os autores concluíram que menos estresse é conduzido para o ligamento periodontal quando o canino está conectado aos dois segmentos (anterior e posterior), entretanto, a união ao canino não está associada com o surgimento perceptível do tensão máxima no osso peri implantar. A inclusão do canino natural em uma prótese fixa dento implanto suportada não aumenta o estresse nas estruturas de suporte podendo ser uma opção de tratamento.

Lin e outros (2008) construíram um modelo de elemento finito de uma prótese fixa dento implanto suportada composto por dois dentes, um pântico e um implante sendo que o implante substituíra o segundo molar inferior, o pântico se localizava na região de primeiro molar e os dentes eram os dois pré-molares inferiores. Os autores investigaram os efeitos da variação na direção e intensidade da carga sobre essa prótese, variando também o número de dentes esplintados e o tipo de conexão (rígida / não rígida) e observaram as respostas mecânicas do osso, prótese e implante. Em uma primeira análise, aplicaram cargas verticais e oblíquas de 200N simultaneamente em toda extensão da prótese. Em outra análise aplicaram cargas verticais e oblíquas também de 200N apenas nos pilares naturais e num terceiro momento, as cargas verticais e oblíquas de 200N foram aplicadas no implante e dentes naturais simultaneamente a uma carga de 40N sobre o pântico. Os resultados mostraram que o número de dentes esplintados não afeta os valores de tensões sobre o implante, osso alveolar e prótese, e que o uso de conexão não rígida aumenta os valores médios de stress sobre a prótese (mais de 3 a 4 vezes se comparada a conexão rígida). Os autores concluíram que:

- em próteses implanto suportadas, os valores de tensão são menores do que nos casos de união dente implante, independente do tipo de conexão.

- a condição da aplicação da carga é o fator preponderante na distribuição das tensões no implante, osso alveolar e prótese sem levar em consideração o tipo de conector e o número de dentes unidos.

- o uso de conectores não rígidos pode ser mais eficiente em termos de compensar a diferença de mobilidade entre o dente natural e o implante, entretanto, deve ser utilizado com cautela devido ao aumento de tensões na prótese.

Nickening e outros (2008) avaliaram clinicamente 229 próteses dento implanto suportadas instaladas em 224 pacientes (50 mulheres e 174 homens) sendo que dessas 229 próteses, 178 eram fixas e 51 eram removíveis apoiadas por um sistema de coroa telescópica. A média de tempo avaliado foi de 6,7 anos (2,1 a 15,8) e a média de idade dos pacientes foi de 51,3 anos (21,7 a 78,0). Os resultados mostraram que após 10 anos a substituição da prótese foi necessária em 8,3% dos casos e somente 3 dos 459 implantes foram removidos devido a não osseointegração. Dos 449 dentes utilizados nas próteses, 23 foram removidos em sua maioria devido a problemas no tratamento endodôntico. Em relação as complicações biológicas nos pilares naturais, após 10 anos, 11% dos dentes necessitaram de algum tipo de tratamento periodontal, endodôntico ou restaurador. Nos implantes, após 10 anos, menos de 5% apresentaram algum problema biomecânico ou complicações técnicas. Durante o estudo, somente 3 parafusos do intermediário fraturaram, 9 entre 276 parafusos afrouxaram e 6 entre 67 próteses cimentadas fracassaram na cimentação. Os autores concluíram que não existe diferença estatística relacionada a complicações técnicas entre prótese dento implanto suportada fixa e/ou removíveis, entretanto, há maior risco de complicações biológicas quando se utiliza dentes tratados endodonticamente e dentes com reduzido suporte de ancoragem.

Lindh (2008) apontou algumas discussões a respeito da união de implante com dente em relação ao tipo de conexão usada, a ocorrência ou não de intrusão do dente usado como pilar, a perda óssea ao redor do implante e as complicações relacionadas à prótese implanto-dento- suportada. Em relação ao tipo de conexão, se rígida ou semi rígida, afirmou que estudos *in vitro* e *in vivo*, mostram que a mobilidade nos componentes do implante é suficiente para compensar a diferença na mobilidade entre o implante e o dente. Igualmente mostrou-se que a carga funcional sob circunstâncias clínicas está distribuída uniformemente entre os dois tipos de conexões. Não há razão para afirmar que as próteses dento/implanto suportadas são inferiores as implanto suportadas em relação à sobrevida dessa prótese. A respeito da intrusão dentária, o autor afirma que o mecanismo

responsável ainda não foi totalmente explicado. Evidências clínicas e experimentais parecem apontar que conexão rígida entre o implante e o dente irá prevenir a maioria dos casos de intrusão dentária. Comparando próteses fixas dento implanto suportadas com prótese implanto suportadas, mostraram que as complicações e a previsibilidade de ambas são similares. Além das complicações relacionadas ao implante, as próteses dento implanto suportadas correm sempre o risco de complicações relacionadas ao dente tais como lesões cariadas, perda de vitalidade e a doença periodontal. O autor conclui que não há suporte científico para que algum dente deva ser extraído para se colocar implante e confeccionar uma prótese implanto suportada, evitando assim a confecção de prótese dento/implanto suportada. O autor ainda relata que a maioria dos estudos revisados se refere a próteses confeccionadas principalmente na região de pré-molar em mandíbula, portanto os resultados podem não ser possíveis de extensão a uma escala mais larga de situações clínicas.

Hita, Hernández e Calvo (2009) revisaram a literatura a partir do ano 2000 a respeito da conexão de dentes com implantes por meio de uma prótese fixa dento implanto suportada, com o objetivo de determinar se essa união é uma opção de tratamento viável ou não. Os artigos revisados foram classificados pelo tipo, como sendo: estudos biomecânicos (40%), estudos clínicos (50%) e revisão bibliográfica (10%). De todos os artigos, 50% defende a conexão rígida, 10% defende a conexão não-rígida e 40% não mencionaram ou não fizeram diferença entre as duas. Os dados mais significantes obtidos pelos estudos clínicos e revisões bibliográficas indicam que a taxa de sucesso dos implantes foi de 84,4%-100%, a taxa de sucesso da prótese foi de 80-94,1% e o fenômeno da intrusão ocorreu principalmente em próteses com conexão não-rígida variando de 0 a 5,6%. Os autores concluíram que conexão rígida obteve melhores resultados em relação prevenção da intrusão dentária, entretanto, poderá produzir maior perda óssea marginal, que corresponde a um aumento na profundidade de sondagem ao redor dos pilares, seja dente ou implante. Concluíram também que prótese implanto suportada é a opção mais segura num planejamento protético, entretanto, dependendo da situação clínica, a união de dente com implante por meio de uma prótese fixa é uma alternativa viável e com uma taxa de sucesso aceitável.

Lanza e outros (2009) analisaram as tensões de uma prótese fixa dento implanto suportada de três elementos (dente/ pântico/ implante) por meio do Método dos Elementos Finitos, variando o local do carregamento. No modelo 1 foi aplicado 100N distribuído por toda prótese, e no modelo 2, 100N no pântico. Os autores observaram que a tensão equivalente de Von Mises no modelo 1 foi de 47,84MPa e no modelo 2 foi cerca de três vezes maior (148,29MPa). Entretanto, as tensões foram distribuídas igualmente nas mesmas regiões, porém com magnitudes diferentes. Essa comparação permitiu avaliar as conseqüências geradas em uma PFIDS caso os pacientes desenvolvam um hábito parafuncional ou na presença de interferências na região do pântico, justificando a perda de implantes e fraturas dos componentes protéticos. Concluíram que a liga utilizada na infra-estrutura metálica exerce papel fundamental no deslocamento da prótese, devendo preferir as de maior módulo de elasticidade. E deve-se obter uma estabilidade harmoniosa evitando sobrecarga da prótese.

2.2 Pilar intermediário em prótese fixa dento suportada

Shillingburg (1973), afirmou que dentes em diferentes posições no arco se movem em diferentes direções. Esses movimentos de magnitude mensurável, em direções divergentes, podem criar sobre uma prótese extensa, tensões que serão transmitidas aos pilares. Segundo uma teoria, as forças são transmitidas aos pilares terminais porque o pilar intermediário atua como fulcro, provocando o colapso do retentor mais fraco. Por causa da extensão da prótese, da diferença de mobilidade dos dentes pilares e da tendência do pilar intermediário atuar como fulcro, tensões geradas nos pilares de uma prótese de cinco elementos com pilar intermediário podem alcançar níveis destrutíveis. Como há limites para aumentar a capacidade de um retentor para suportar forças de deslocamento, é preciso usar algum meio que neutralize os efeitos dessas forças. Recomendou-se o uso de conector não rígido para reduzir esse risco. O autor ainda afirma que apesar do ajuste íntimo, o movimento dos conectores é suficiente para prevenir que o pilar intermediário atue como fulcro e para impedir a transmissão das tensões do segmento que está recebendo a carga, passe para o restante da PPF. O encaixe rompe forças geralmente é colocado no pilar intermediário, com a parte da fêmea localizada na

distal desse pilar e a parte macho localizado na mesial do pântico mais posterior. Isso se dá, pois 98% dos dentes inclinam-se mesialmente quando submetidos a forças oclusais, sendo assim, quando o encaixe se localizar dessa forma, esse movimento para mesial manterá o macho no encaixe fêmea. Mas se a colocação do encaixe for na face mesial do pilar intermediário, fará com que o macho se desaloje do encaixe fêmea durante seus movimentos mesiais. Com o tempo isso poderia produzir mobilidade patológica ou falha do pilar terminal mais anterior, por exemplo, o canino.

De acordo com o mesmo autor (SHILLINGBURG, 1973), o uso de conector não-rígido em prótese fixa de cinco elementos com pilar intermediário é contra-indicado quando: (1) se o pilar apresentar significativa mobilidade; (2) se o pântico for substituir mais de um dente; e (3) se o pilar posterior e o pântico não tiverem dentes antagonistas ou, se tiverem, e este for uma PPR, e se as três unidades anteriores da PPF tiverem como antagonistas dentes naturais, a parte posterior dessa prótese poderá apresentar extrusão. A prótese rígida distribui a carga mais uniformemente que a não-rígida, o que a torna preferível para dentes com pequena inserção periodontal.

Moulding (1988) examinou seis próteses parciais fixas de cinco elementos com pilar intermediário, de canino a segundo molar, por meio de modelos fotoelásticos, usando diferentes materiais. Esse estudo comparou qualitativamente as tensões geradas no periodonto dos pilares dessas próteses variando o local e a forma de conexão entre pilares da seguinte forma: (1) todos conectores rígidos, (2) Conector não rígido localizado na distal do canino com a fêmea no pilar, (3) conector não rígido localizado na mesial do segundo pré-molar com a fêmea no pilar intermediário, (4) conector localizado na distal do segundo pré-molar com a fêmea no pilar intermediário, (5) conector localizado na distal do segundo pré-molar com a fêmea pântico e o macho no pilar intermediário, e (6) conector não rígido localizado na mesial do segundo molar com a fêmea nesse pilar. Todas as próteses foram carregadas individualmente com 198N, variando o local da aplicação. Somente a prótese de união rígida (1) foi carregada com 66N em toda a prótese para servir de comparação. Os resultados foram gravados por uma câmera. Na prótese rígida, as tensões foram em geral similares, se concentrando mais no ápice dos pilares. Quando um conector não rígido foi usado no pilar intermediário e esse pilar foi

carregado, foi observada maior tensão ao redor de sua raiz devido à incapacidade da conexão de transmitir as tensões para os pilares terminais. Esse resultado sugere que colocar uma conexão não rígida no pilar intermediário deve ser considerado com cautela, entretanto, colocar a conexão na distal do pilar intermediário é preferível a colocá-la na mesial desse mesmo pilar. Os autores concluíram que o padrão de distribuição de tensão é dependente da localização do conector não rígido, mas independe da orientação do conector não rígido na distal do pilar intermediário, ou seja, independe se o macho está no pilar ou no pântico.

Standlee, Holland e Sulik (1988) construíram três modelos de próteses parciais fixas de cinco elementos, com pilar intermediário, na região posterior de mandíbula para analisarem, por meio de exame fotoelástico as tensões geradas sobre essas próteses. Todas as próteses possuíam o canino, segundo pré-molar e segundo molar como pilares e o primeiro pré-molar e primeiro molar como pânticos, variando apenas a posição do conector semi-rígido. No primeiro modelo, todos os pilares estavam unidos de forma rígida; no segundo o encaixe era na mesial do pilar intermediário (segundo pré-molar) e no terceiro, o encaixe localizava-se na distal do pilar intermediário. Cargas verticais de 30 lb. foram aplicadas separadamente em cada parte da prótese. Os autores observaram que ao incluir um encaixe semi-rígido, as tensões aumentam na região do dente que recebeu a carga enquanto que no lado de não carregamento, as tensões diminuem, pois o encaixe permite que o pilar funcione como um dente individual ou uma prótese simples de três elementos. Puderam concluir que não há evidência que o pré-molar intermediário atue como fulcro e que o encaixe de semi-precisão restringe as tensões no lado da aplicação da carga.

Ziada e outros (1998) analisaram as tensões geradas em duas próteses parciais fixas adesivas confeccionada em resina, na região anterior por meio da foto elasticidade, sendo uma prótese de três elementos e outra de cinco. Essa prótese de cinco elementos possuía dois pilares terminais (dente 12 e 23), um pilar intermediário (dente 21) e dois pânticos (dentes 11 e 22). Os autores concluíram que ao se confeccionar uma prótese fixa adesiva de três elementos, as tensões são concentradas na região proximoligual dos pilares, mas sem maiores problemas, ao contrário de prótese fixa de cinco elementos com pilar intermediário, onde as tensões foram concentradas ao redor de toda superfície desse pilar intermediário,

resultando num aumento potencial de falha. Sendo assim, esse estudo experimental revelou que um pilar intermediário numa prótese fixa adesiva anterior em resina deve ser usado com cautela, pois as tensões geradas se localizaram sobre toda superfície desse pilar intermediário, tendo o potencial de falhar a adesão, enquanto os outros pilares (terminais) permaneceriam intactos.

Savion e outros (2006) revisaram a literatura buscando estudos a respeito do uso de pilares intermediários em prótese fixa. Os autores encontraram um estudo que descrevia a longevidade de implantes utilizados como pilar intermediário e 4 estudos *in vitro* utilizando teste de fotoelasticidade de próteses fixas de 5 elementos com pilar intermediário. Concluíram que nenhum estudo demonstrou de fato que o pilar intermediário age como fulcro e que ao utilizar conexão não-rígida, quando o pilar recebe uma determinada carga, ocorre um aumento das tensões sobre esse pilar. Em relação à PPF de cinco elementos de canino a segundo molar com pilar intermediário, não é suportada pela literatura por nenhum estudo *in vitro*, observações clínicas ou análise matemática que o pilar intermediário age como fulcro aumentando o risco de falha na cimentação no retentor mais fraco, no caso o canino. E que o risco potencial de perda de cimentação no canino originado por forças extrusivas quando o pântico molar recebe uma carga, seria devido a forças flexurais desenvolvidas na prótese fixa. Entretanto, a magnitude da força e a significância clínica devem ser determinadas por mais estudos *in vitro* e *in vivo*.

Oruc e outros (2008) analisaram, por meio do MEF, os efeitos da distribuição de tensões sobre um PPF de cinco elementos com pilar intermediário, variando o tipo de conexão (se rígida ou não rígida) e o local dessa conexão não rígida. Os autores construíram cinco modelos 3-D de uma PPF com dois pilares terminais (Canino e segundo molar), dois pânticos (primeiro pré-molar e primeiro molar) e um pilar intermediário (segundo pré-molar). Uma PPF tinha conexão rígida e as outras quatro conexão não rígida, sendo (1) a conexão na mesial do pilar terminal posterior, (2) a conexão na distal do pilar intermediário, (3) a conexão na mesial do pilar intermediário e (4) a conexão na distal do canino. Uma carga vertical de 50N foi aplicada em cada cúspide sendo três métodos diferentes de aplicação de carga: (1) aplicação de carga em todos os dentes para simular a máxima oclusão cêntrica, (2) aplicação de carga no canino para simular contato anterior e (3) aplicação de carga no segundo molar para simular contato único posterior. Foi observado que as

tensões sobre a PPF de união rígida foi distribuída de maneira semelhante quando todos os dentes receberam carga e que a distribuição das tensões variou conforme o local do conector não rígido. Os autores consideraram que quando uma PPF com conexão rígida com pilar intermediário atua como uma alavanca, altas concentrações de tensões podem ocorrer no pilar intermediário, e grandes deslocamentos podem ser observados nos pilares terminais, resultando em dano para os dentes pilares. Assim, um conector não rígido pode ser usado para eliminar a ação de fulcro do pilar intermediário. Concluíram que a distribuição das tensões na PPF com pilar intermediário é afetada pela presença e localização da conexão não rígida e o pilar intermediário recebeu menor tensão quando o conector não rígido estava na distal desse pilar, sendo assim, o melhor lugar para o conector não rígido é na distal do pilar intermediário.

2.3 Pilar intermediário em prótese fixa dento implanto suportada

Fugazzotto (1993) citado por Savion e outros (2006), descreveu a longevidade de implantes usados como pilar intermediário. Esse estudo descreveu o sucesso e a falha de implantes colocados em desdentados totais e parciais. 974 pacientes tratados com 2.023 implantes foram acompanhados por 6 a 60 meses. Dentre esses implantes, 53 eram utilizados como pilar intermediário entre dentes pilares naturais. Essa prótese incluiu o uso de um elemento intramóvel, e o implante era unido aos pilares naturais/dentes por uma PPF de forma rígida. Todos os implantes apresentaram sucesso, entretanto não se podem tirar conclusões a respeito do sistema intramóvel e a respeito do sucesso com prótese com implante como pilar intermediário.

Em 1998, Laufer e Gross, afirmaram que ao unir dente com implante, o implante pode agir como pilar intermediário ou pilar terminal. Quando for pilar intermediário, esse implante receberá força de rotação e de torção que serão transmitidas ao osso e ao componente protético em casos de sobrecarga.

Misch (2006) afirmou que quando um implante serve como pilar intermediário entre dois dentes naturais, a diferença no movimento entre o dente e o implante pode gerar complicações. Esse implante intermediário apresenta menos movimento do que os dentes pilares terminais, tornando o fulcro de uma alavanca classe I,

aumentando o risco biomecânico de falha na cimentação do pilar menos retentivo, principalmente sob cargas laterais. O autor afirma ainda que o implante intermediário pode provocar complicações mesmo quando está unido a dentes sem mobilidade como pilares terminais. Pode-se utilizar conexão semi-rígida entre o implante e a coroa menos retentiva para evitar que o implante intermediário atue como fulcro. Já quando um dente natural serve como pilar intermediário entre dois ou mais implantes, o autor enfatiza que a situação é totalmente diferente da anterior. Quando dois ou mais implantes podem suportar sozinhos a carga da prótese, o dente natural se torna pântico vivo (também chamado de pântico com raiz), ou seja, o dente por ter maior mobilidade que o implante, contribui muito pouco para sustentar a carga protética. Essa carga será sustentada pelos implantes. O autor afirma que para um pilar intermediário natural entre dois implantes, um encaixe do tipo rompe forças não está indicado. O autor ainda cita que uma vantagem ao utilizar um dente natural como pilar intermediário entre dois implantes, embora não contribua na sustentação da prótese, é o aspecto proprioceptivo do complexo periodontal. Devido a diminuição da consciência oclusal, próteses sobre implantes possuem forças de mordida mais elevadas durante a mastigação quando comparadas as forças aplicadas sobre próteses em dentes naturais. Esse pântico vivo pode afetar a interação das forças encontradas durante a função podendo proporcionar alguma propriocepção à restauração.

Bechelli (2006), relatou duas situações clínicas nas quais foi necessário utilizar um implante como pilar entre dois dentes naturais, por se tratar de uma ponte de grande extensão. Segundo o autor, a conexão semi-rígida deve estar no implante e em casos de pilar intermediário, deve ter duas conexões, uma por mesial e outra por distal, confeccionando a ponte em duas extensões.

3 METODOLOGIA

Nas últimas duas décadas, o Método dos Elementos Finitos (MEF), aplicado à Biomecânica, vem se destacando como uma ferramenta extremamente útil utilizada para calcular numericamente, aspectos mecânicos como tensões e deformações, e para avaliar o comportamento mecânico dos biomateriais e tecidos humanos, tendo em vista a dificuldade de se fazer tal avaliação *in vivo* (WAKABAYACHI, et al., 2008). Dessa forma, tenta simular e compreender o comportamento estrutural e possíveis implicações de tensões geradas durante uma atividade funcional e/ou parafuncional, nas diversas áreas da Odontologia. Também é relatada que a utilização do MEF pode permitir uma visão de como a variação nas propriedades dos materiais e configurações geométricas afetam os níveis de tensões, proporcionando uma amostragem que nos informa sobre quais variáveis devem ser considerados para validação de trabalhos *in vitro*.

Para cada aplicação específica, as diversas variáveis que envolvem o problema devem ser cuidadosamente analisadas e fornecidas como dados a um programa computacional (GENG *et al.* 2001). Essa análise inclui etapas que podem ser classificadas em cinco grupos básicos:

- a) Levantamento de dados e criação da geometria, aplicando-se aos volumes as propriedades elásticas dos diversos materiais e tecidos que compõem o domínio do problema;
- b) Geração da malha dos elementos finitos;
- c) Aplicação das condições de contorno, na forma de deslocamentos impostos (iguais a zero);
- d) Aplicação de cargas atuantes e processamento para obtenção das tensões e deformações;
- e) Análise de resultados.

O MEF é uma técnica numérica, largamente utilizada, para obter-se a solução de problemas mecânicos, idealizados a partir de pontos virtuais (nós), e da conectividade de regiões discretas (elementos), que representam o domínio do problema. Esse conjunto gerado de nós e elementos, chamado de malha de elementos finitos representa, numericamente, o modelo físico real. Após a solução

numérica do sistema de equações, a resposta encontrada está diretamente relacionada ao grau de simplificações impostas à natureza do problema, a partir da geometria estabelecida. Simplificações da geometria podem implicar em alterações na rigidez local e global do corpo elástico, o que por sua vez, conduz a erros numéricos, típicos do método (VIEIRA, A. C. B. 2002).

Neste trabalho, o programa Ansys Revisão 5.7 (ANSYS Inc[®], Pennsylvania; USA) foi utilizado para desenvolver a modelagem tridimensional de um modelo de segmento posterior e anterior de uma maxila, composta por uma prótese fixa metalo porcelana de cinco elementos com um canino como pilar terminal anterior, um pré-molar como pilar terminal posterior, duas coroas de pré-molares como pânticos e um implante como pilar intermediário. A partir de *keypoints* conectados por linhas (figuras 1), esses pontos foram interpolados através de *splines* (união de dois ou mais pontos através de linhas curvas), que determinam as superfícies (áreas) e, a seguir, os volumes que compõem as estruturas a serem analisadas. Nestes volumes, as cores estão associadas aos diversos tipos de materiais (figuras 2).

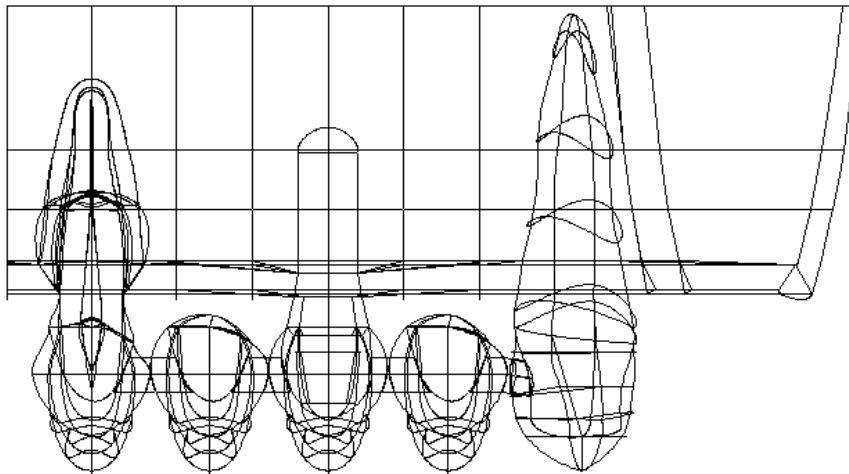


Figura 1- Linhas (modelo 1)

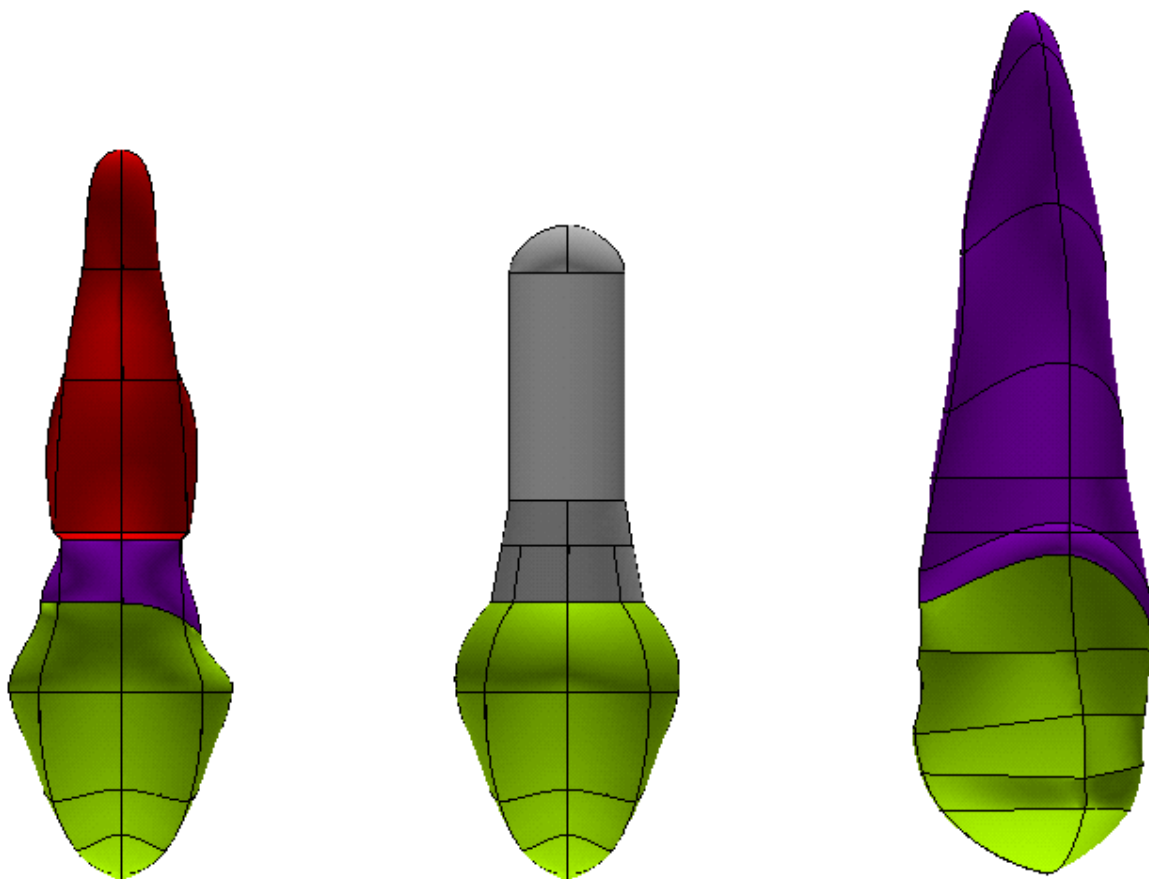


Figura 2- Volumes (dentes e implante)

A criação de um modelo matemático de elemento finito passa inicialmente, pela definição do objeto a ser pesquisado, podendo ser qualquer estrutura dento maxilo facial. O objeto será desenhado graficamente em um programa computacional específico, onde a morfologia das estruturas representadas podem ser baseadas em tomografias computadorizadas, atlas de anatomia, crânios secos e/ou dentes extraídos (LOTTI, 2006).

O modelo 3-D do MEF é uma representação aproximada de uma geometria *in vivo*, com características físicas de um modelo real. O modelo original do pré-molar, incluindo o esmalte, dentina, ligamento periodontal, osso cortical e esponjoso foi obtido através da rotina desenvolvida por Vieira (2002) conforme mostrado na figura 3. O modelo do canino foi confeccionado por meio de informações retiradas de atlas (WHEELER, R.C., 1969) e radiografia.

Os volumes e as superfícies gerados a partir da rotina citada foram utilizados para gerar os domínios representativos do modelo proposto. A região do esmalte foi

substituída por porcelana (figura 4). Para compor uma coroa metalo porcelana foi simulada uma superficial metálica de uma liga não nobre de NiCr (figura 5).

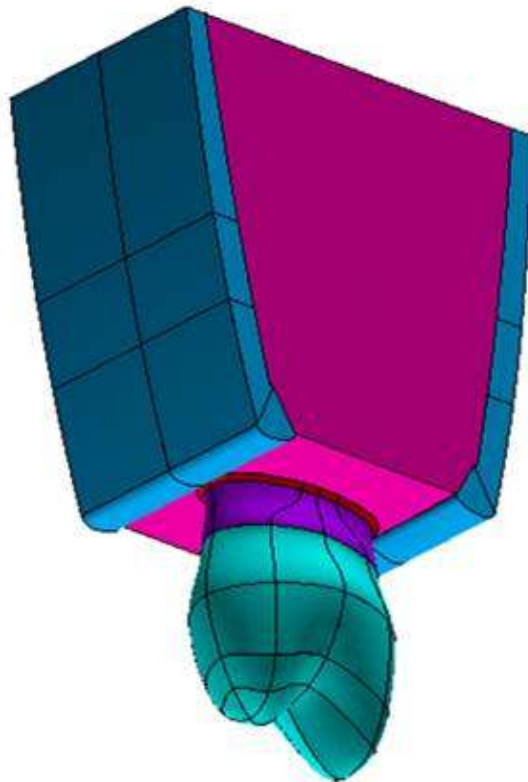


Figura 3- Volumes do modelo original do pré-molar

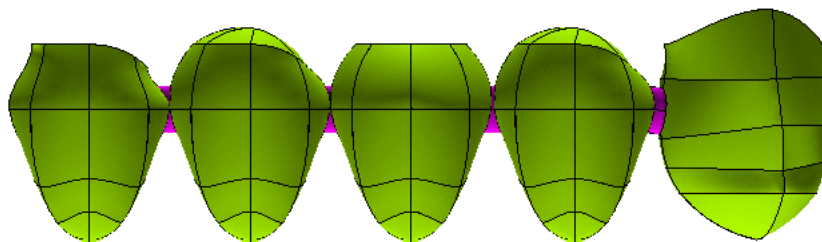


Figura 4 Volumes das coroas em porcelana

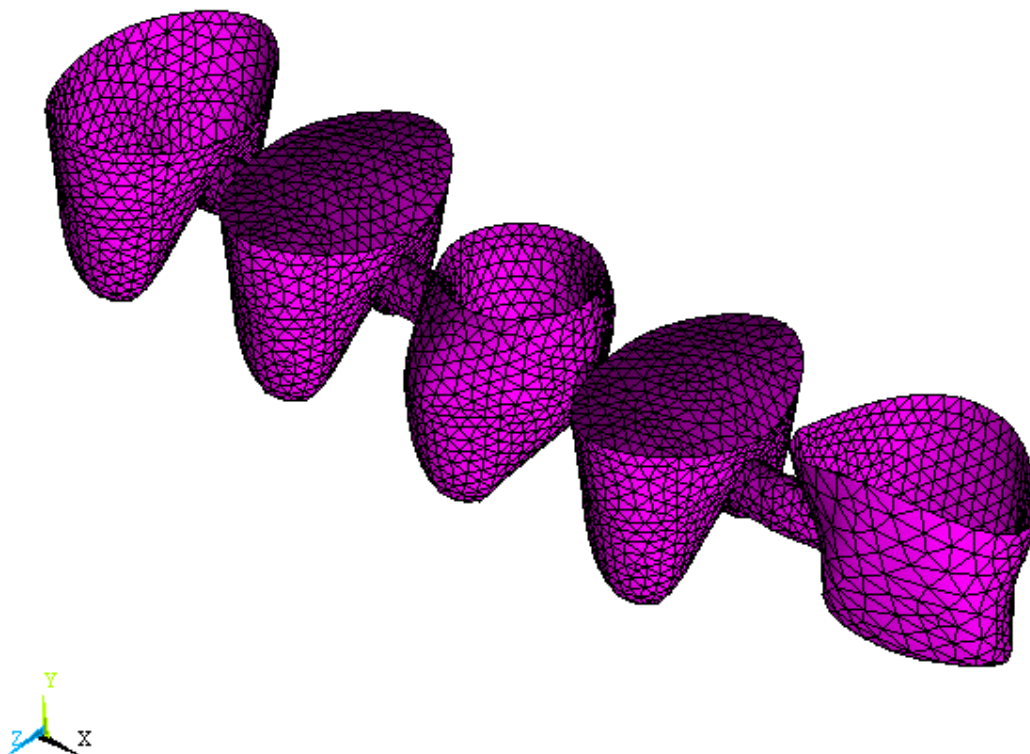


Figura 5- Volumes (perspectiva da infra-estrutura metálica)

O implante que foi modelado é do tipo ITI Straumann®, de 10,00 mm de comprimento, 4,1 mm de diâmetro, com plataforma de 4,8 mm. Adaptado ao implante existe um intermediário protético do tipo pilar sólido (ITI Strauman®) com uma altura de 4,0 mm, que recebeu uma coroa protética de um pré-molar superior, seguindo as especificações do fabricante de acordo com o diâmetro da plataforma (figuras 6 e 7). O modelo apresenta algumas simplificações em sua geometria, sem incorrer riscos de alterar os resultados em relação à forma dos implantes, com e sem roscas inserido no osso, pelo simples fato de que a avaliação de tensões resultantes não será realizada em um ponto da rosca, mas na sua distribuição da interface osso/implante, maxila, componentes protéticos, dente e cortical que envolve o implante.

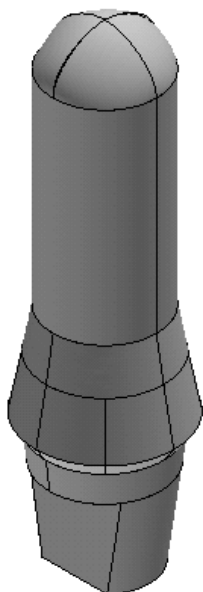


Figura 6- Volumes do implante (em perspectiva)

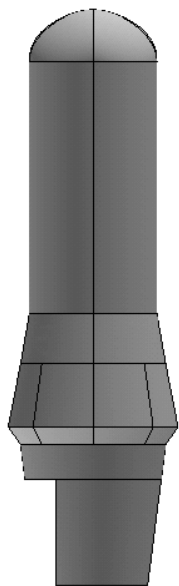


Figura 7- Volumes do implante (vista disto-mesial)

Foi modelada uma coroa protética na forma de pântico (pré-molar) com as mesmas dimensões das coroas presentes no dente e no implante. Esse pântico serviu como meio de união entre os elementos pilares apresentando uma conexão rígida (figura 8). A conexão do tipo rígida foi escolhida, pois alguns estudos justificam e orientam a escolha dessa conexão (NAERT, 2001; LANG, 2004; AKÇA, 2006; NICKENIG, 2006; LIN e outros, 2006; LINDH, 2008; LIN e outros, 2008).

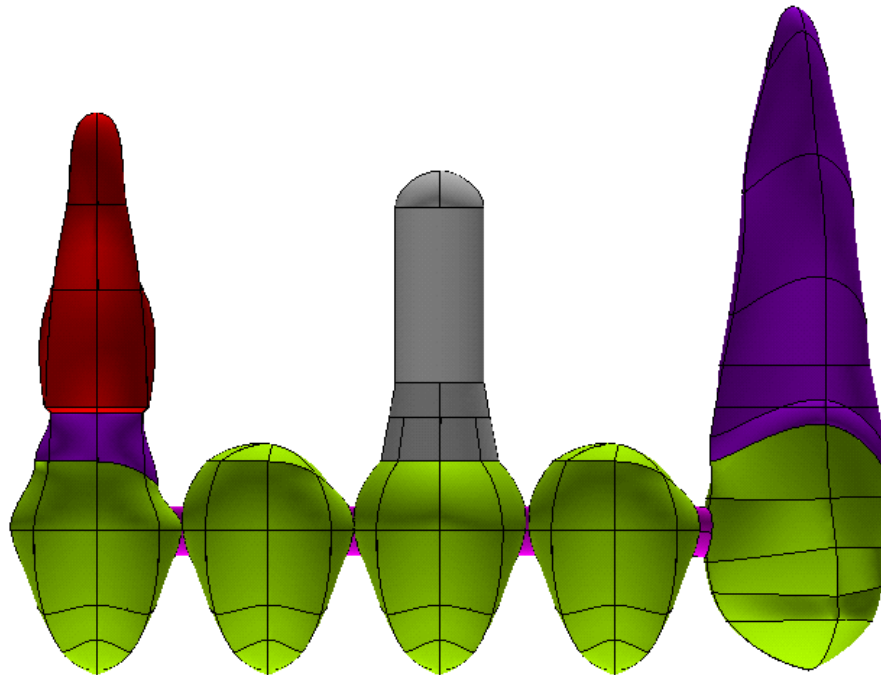


Figura 8- Volumes do modelo com pânticos

A interface osso/implante foi considerada homogênea, isotrópica e linearmente elástica com 100% de osseointegração, com 1,0 mm de espessura da cortical alveolar, simulando a lâmina dura constituída por uma camada contínua em toda a superfície do implante e cuja propriedade elástica é de osso cortical maduro, ilustrado na figura 9.

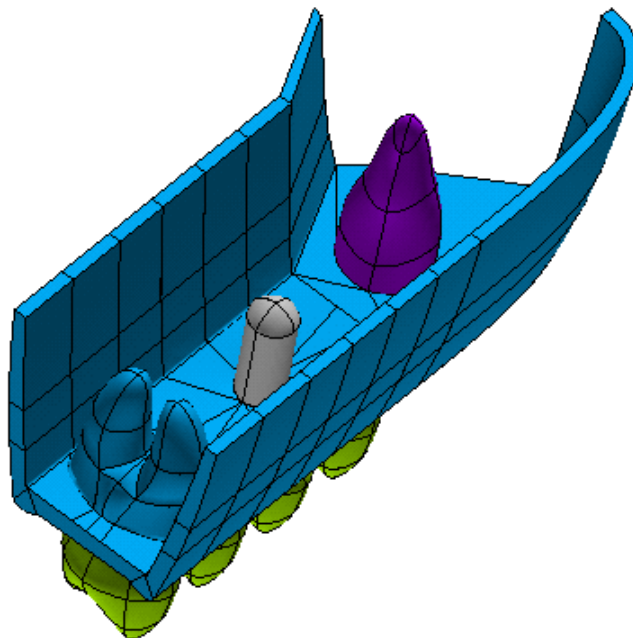


Figura 9- Volumes (modelo com osso cortical)

Após a criação de todos os volumes apresentados, o modelo foi finalizado contendo dois dentes e um implante intermediário conforme ilustrado na figura 10.

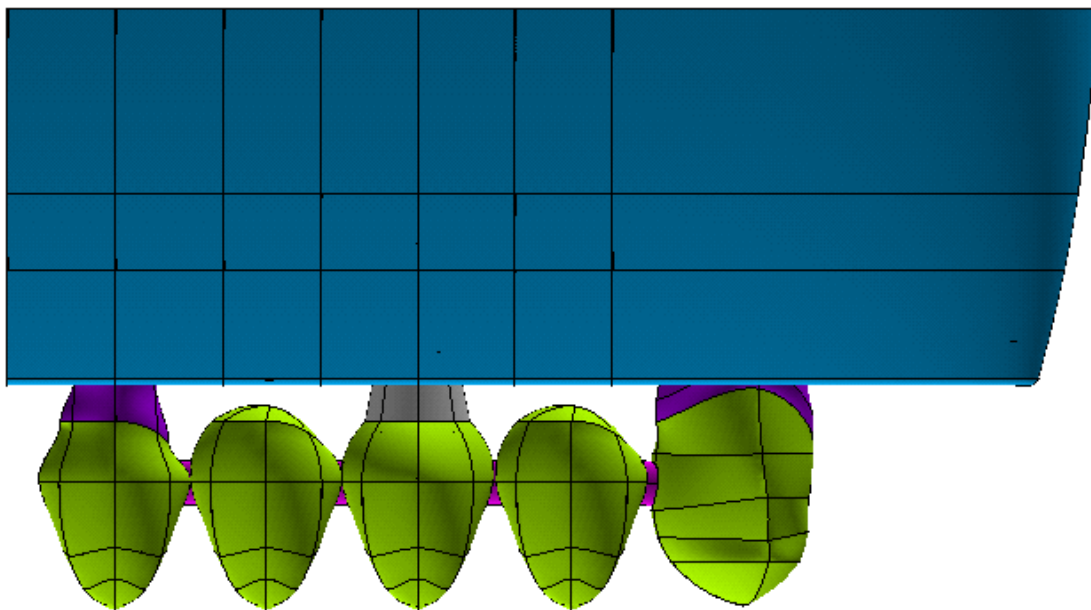


Figura 10- Volumes do modelo completo (vista vestibular)

A partir da geometria básica criada e a atribuição das propriedades elásticas dos diversos materiais e estruturas associadas, procede-se a geração da malha de elementos finitos.

Para a geração da malha, foram adotados os elementos SOLID92 e SHELL93. A figura 11 ilustra a configuração do elemento SOLID92 que simula o comportamento estrutural para modelos 3-D. Este elemento (tetraédrico) é constituído por 10 nós, e os números inscritos nos círculos mostram as faces passíveis de aplicação de pressão.

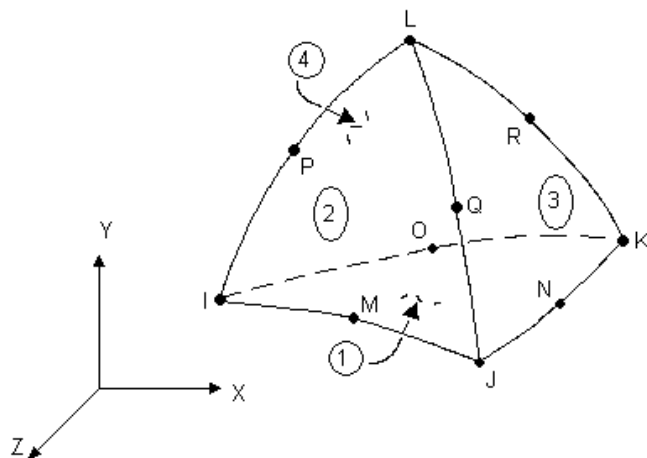


Figura 11- SOLID92 (tetraédrico)

A configuração do elemento SHELL93 (quadrático) que simula o comportamento estrutural para cascas finas para modelos 3-D é constituído por 8 nós, e os números mostrados, nos círculos mostram as faces passíveis de aplicação de pressões (figura 12).

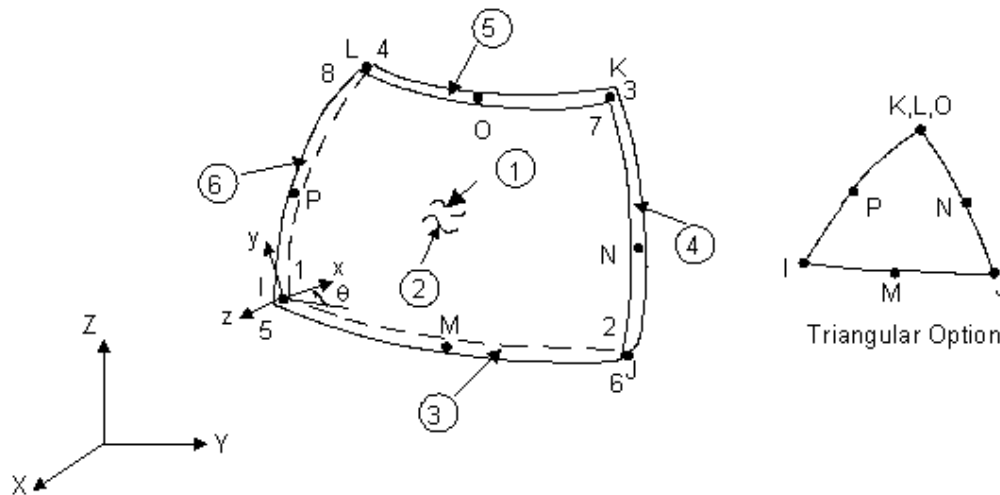


Figura 12- SHELL 93 (quadrático)

O critério utilizado para a geração da malha de elementos finitos é baseado no tamanho máximo da aresta do elemento. Esse critério é especificado através de uma variável denominada *ESIZE*, que determina, em última análise, a quantidade de nós e elementos da malha.

Tendo em vista as variações de dimensões dos elementos e curvatura das linhas (*splines*) foram adotados os seguintes valores:

ESIZE = 1,0 mm em todo o domínio dos volumes que representam osso cortical e esponjoso;

ESIZE = 0,5 mm em todo o domínio dos volumes que representam tecidos do dente, estruturas da prótese e implante.

A modelagem geométrica em 3-D de uma PFIDS, composta por implante, dente e estruturas protéticas, foi realizada, atribuindo-se aos diversos materiais as suas respectivas propriedades elásticas e coeficiente de *Poisson*, utilizando-se valores aproximados encontrados na literatura (BENZING e outros,1995; VAN ROSSEN e outros, 1990; CARTER E HAYES,1977; MOFFA e outros,1973; LEWINSTEIN e outros,1995; SUANSUWAN E SWAIN, 1999; WEINSTEIN e outros,1980; SITE:www.matweb.com; MIDDLENTON e outros,1996; GALLOZA, 2004), conforme Tabela 1.

TABELA 1		
Propriedades elásticas dos vários materiais que compõem o modelo		
MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON
Titânio	110.000,0	0.35
Osso cortical	13.700,0	0.30
Osso esponjoso	1.370,0	0.30
Ligamento periodontal	170,0	0.45
Niquel-Cromo	204.000,0	0.30
Dentina	18.600,0	0.31
Porcelana	66.900,0	0.29

A Tabela 2 ilustra os dados relativos à geração do modelo geométrico e a malha de elementos finitos no modelo correspondente a figura 13.

TABELA 2	
Dados quantitativos do modelo.	
<i>Keypoints</i>	644
Linhas	1558
Áreas	1081
Volumes	176
Nós	409.042
Elementos	289.701

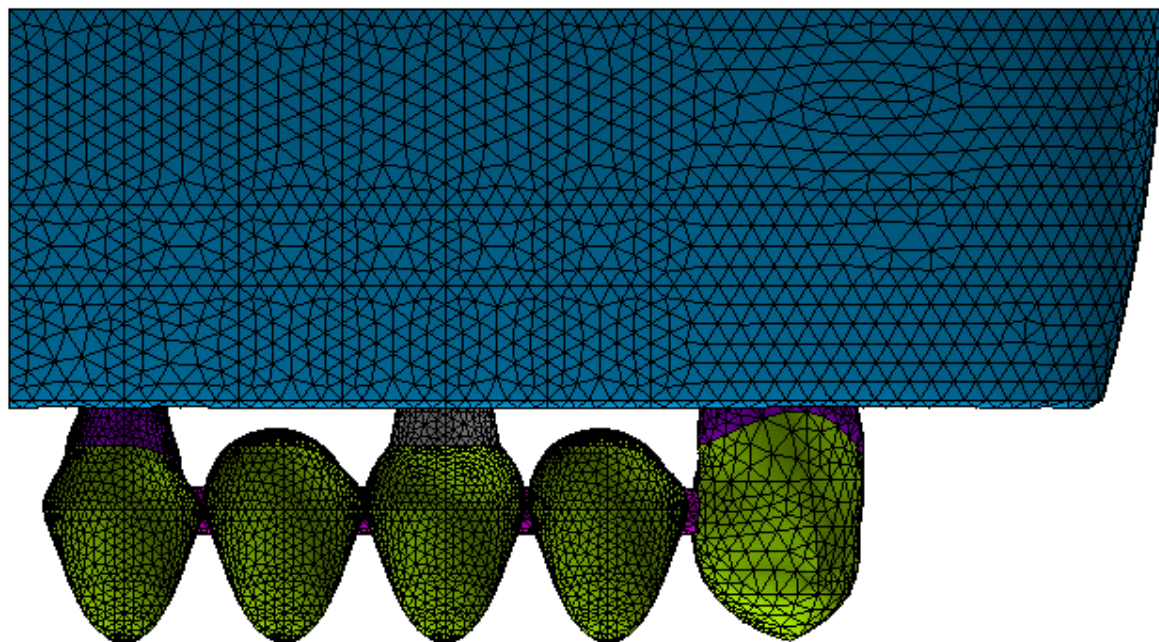


Figura 13- Malha de elementos finitos no modelo

As propriedades elásticas dos materiais foram adotadas no regime linear, em cuja hipótese, a deformação dos corpos elásticos é proporcional à força aplicada. Além disso, essas propriedades foram consideradas constantes e isotrópicas (iguais em todas as direções). As estruturas foram modeladas como um corpo único, considerando-se as uniões entre os componentes como rígidas, não permitindo qualquer movimentação entre os mesmos, ou seja, ausência de desajuste (*gap*), resultando numa análise estática (cargas constantes ao longo do tempo) e linear (deformações proporcionais às tensões).

Foi aplicada uma carga vertical, considerada nominal de 100 N na face oclusal dos dentes posteriores, em todo o conjunto protético, distribuída uniformemente, simulando uma função mastigatória com bolo alimentar interposto, para posterior análise de tensões e deformações das estruturas (figura 14). Esse conceito de carga nominal refere-se a uma carga para comparações a partir da tensão de escoamento dos materiais contidos neste modelo com a força de mordida fisiológica unilateral (van der BILT, 2008). A carga de 100 N foi dividida pelas superfícies oclusais, proporcionalmente, de acordo com a quantidade de elementos das respectivas superfícies. Foi aplicada também uma carga horizontal, de 10 N na face palatina do canino, simulando a guia canina (figura 15).

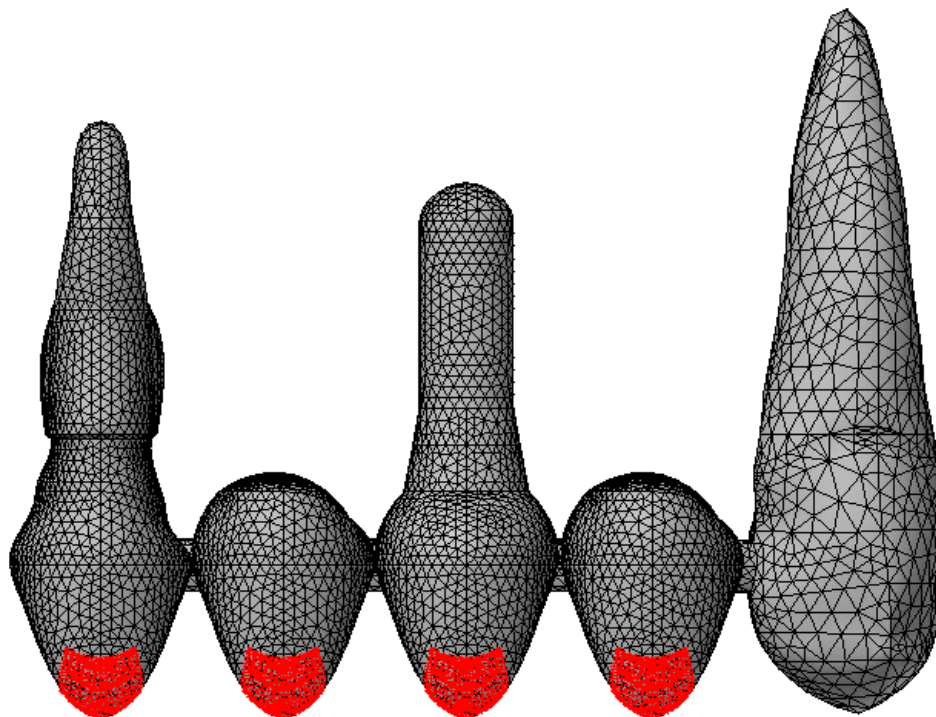


Figura 14- Carregamento nodal equivalente a 100N para cargas axiais

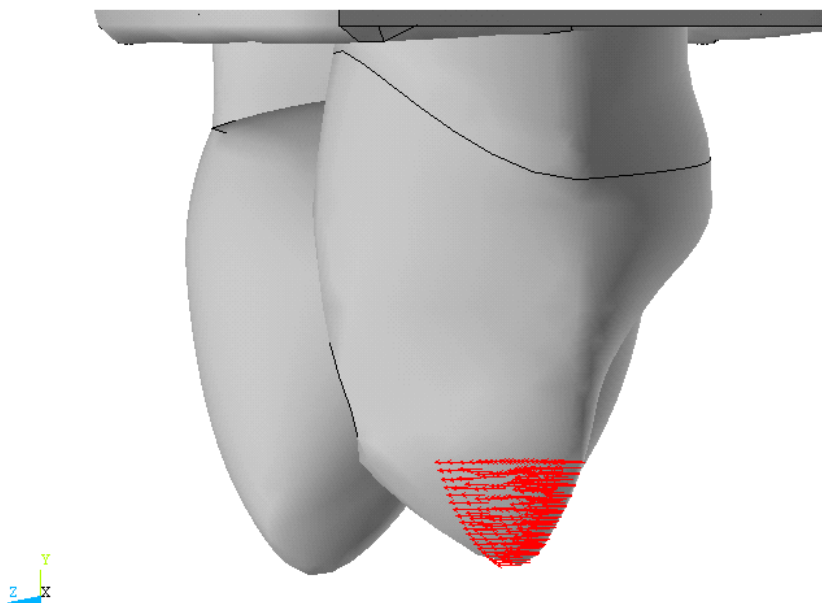


Figura 15- Carregamento nodal equivalente a 10N para guia canina

A distribuição interna de tensões e deformações obtida via MEF quantifica a magnitude destas tensões no modelo, proporcionando dados para comparação com observações clínicas. Trata-se apenas de um método de simulação matemática da

realidade e, portanto, não invasivo. De posse dos resultados qualitativos e quantitativos, passa-se à fase de interpretação dos mesmos, para posterior análise e discussão.

REFERÊNCIAS

AKÇA,K.; UYSAL,S.; ÇEHRELI,M.C. Implant-tooth supported fixed partial prostheses: correlations between *in vivo* occlusal bite forces and marinal bone reactions. **Clin Oral Impl Res**, n.17, p.331-336, 2006.

BECHELLI,A.H. Prótese implantosuportada e carga imediata. In:BECHELLI, A.H. **Carga imediata em implantologia oral**. São Paulo: Santos, 2006. cap8, p.186-215.

BENZING UR, GALL H, WEBER H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **Int J Oral Maxillofac Implants**, n.10, p.188–198, Feb.1995.

CARTER DR, HAYES WC. Compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. **J Bone Joint Surg [Am]**, n.59, p.954–962, 1977.

CHEE, W.W.L. & CHO, G.C. A rationale for not connecting implants to natural teeth. **Journal Prosthodontics**, v.6,p.7-10,1997.

CORDARO, L. et al. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal supported. **J Prosthet Dent**, n.94, p. 313-20, 2005.

DALKIZ, M., et al. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by combination of teeth and osseointegrated implants. **Implant Dentistry**, v.11, n.3, p.293-300, 2002.

GALLOZA, A.; et al. Biomechanics of implants and dental materials. **Applications of engeneering mechanics in medicine**. GED-University of Puerto Rico, May, 2004.

GENG,J.P., TAN,K.B., LIU,G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, n.85, p.585-598, 2001.

HITA-CARRILLO C, HERNANDEZ-ALIAGA M, CALVO-GUIRADO JL, Tooth-Implant connection: A bibliographic review. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**. Sep. 2009.

HOBKIRK, J.& TANNER,S.R.R. Load transmission in implants superstructures supported by natural teeth and osseointegrated dental implants.A preliminary report. **Int J Periodont Rest Dent**, v.3, n.3, p.101-105,1995.

LANG, N.; et al. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FDPs) after an observation period of at least 5 years. II: Combined tooth-implant-supported FDPs. **Clin Oral Impl Res**, n.15, p.643-653, 2004.

LAUFER,Z. & GROOS,M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patient.Part II: principles and applications.**Journal of Oral Rehabilitation**. Londres, v.25, p.69-80,1998.

LANZA, M. D. ; LANZA, M. D. S. ; JANSEN, W. C. ; SARAIIDARIAN, P. I. . Comportamento biomecânico de uma prótese fixa implanto dento suportada com variação na localização do carregamento. **Revista Dental Press de periodontia e implantologia**, v. 3, p. 36-46, 2009.

LEWINSTEIN, I., et al., Finite elements analysis of a new system (JL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, n.10, p.355-366,1995.

LIN, C.L., et al. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis, **Clin Oral Impl Res**, n.19, p.107-117, 2008.

LIN, C.L., et al. Mechanical interaction of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and numbers of splinted teeth with rigid and nonrigid connections. **J Dent**, n. 34, p. 682-691, 2006.

LINDH, T. Should we extract teeth to avoid tooth-implant combinations? **Journal of oral rehabilitation**. Londres, v. 35, p. 44-54, 2008.

LINDH, T., et al. Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report. **Clin Oral Impl Res**, p.441-449, 2001

LOTTI, R.S., et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finites. *Rev. Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v.11, n.2,

p.35-43, Mar/Abril, 2006.

MAEZAWA, N., et al. Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures. **Int J Oral Maxillofac Impl**, v.22, n.5, p.710-718, 2007.

MENICUCCI, G. *et al.* Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. **Clinical oral implants research**. Turin, v. 13, p. 334-341, 2002.

MICH, C.E. Dentes naturais adjacentes a sítios multiimplantares: Efeito no diagnóstico e plano de tratamento In: MICH, C.E. **Prótese sobre Implantes**. São Paulo: Santos, 2006. cap12, p.180-195.

MIDDLETON J, JONES M, WILSON A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: The initial development of a time-dependent finite element model. **Am J Orthod Dentofac Orthop**;109:155–162, 1996.

MOFFA, J.P.; LUGASSY, A.A.; GUCKES, A.D.; GETTLEMAN, L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. **J Prosthet Dent** ;;30:424–431, 1973.

MOUDING, M.B., HOLLAND, G.A., SULIK, W.D. Photoelastic stress analysis of supporting alveolar bone as modified connectors. **J Prosthet Dent**, v.59, n.3, p.263-274; Mar.1988.

NAERT, I.E. *et al.* A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **The journal of prosthetic dentistry**. Leuven, v. 67, n.2, p.236-245, Feb. 1992.

NAERT, I.E. *et al.* Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years clinical evaluation. **Clinical Oral Implant Research**. v.12, p.237-244, 2001

NICKENING, H.J.; et al. Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed and removable partial dentures. **Int J Prosthodont**, n.21, p.131-137, 2008.

NICKENING, H.J.; et al. Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. **Clin Oral Impl Res**, .17, p.506-511, 2006.

OCHIAI, K.T., et al. Photoelastic stress analysis of tooth-implant connected prostheses with segmented and nonsegment abutment. **J Prosthet Dent**, n.89, p.495-502,2003.

ORUC, S.et al. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed parcial dentures with pier abutments. **J Prosthet Dent**, v.99, n.3, p.185-192; Mar.2008

OZÇELIK, T. B.; ERSOY, A. E. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. **Journal of Prosthodontics**, v.16, n.2, p.107-116, Mar/Abril, 2007

PAREL,S.M. Prothesis design and treatment planning for the partially edentulous implant patient. **J Oral Implantol**,v.22,n.1,p.31-33,1996.

PESUN,I.J., *et al.* Histologic evaluation of the periodotium of abutment teeth combination implant/tooth fixed partial denture.**Int Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v.14, n.3, p.342-350,1999.

RANGERT,B.,et al. Mechanical a implant of a Branemarkn connected to a natural tooth: An in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, p.177-186,1991.

SALVION, I., et al. The pier abutment: a review of the literature and a suggested mathematical model. **Quintessence**, v.37, n.5, p.345-352; 2006.

SCHLUMBERGER,T.L., BOWLEY, J.F.; MAZE, G.I. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: A review of the literature. **Journal Prosthetic Dentistry**, v.80, n.2, p.199-203, Aug,1998.

SHEETS,C.G. & EARTHMAN,J.C. Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. **J Prosthet Dent**, v.77, n.1, p.39-45, Jan,1997.

SHILLINGBURG, H.T, Plano de tratamento para substituir dentes anteriores in SHILLINGBURG, H.T Fundamentos de prótese fixa, São Paulo: Santos, p.77-78.

SHILLINGBURG, H.T., FISCHER, D.W. Nonrigid conectors for fixed partial dentures. **JADA**, v.87, p.1195-1199; Nov. 1973.

SITE:www.matweb.com

STANDLEE, J.P. Load transfer by fixed partial dentures with three abutments. **Quintessence international**, v.9, n.6, p.403-410; 1988.

SUANSUWAN,S.; SWAIN, M. New approach for evaluating metalporcelain interface bonding. **Int J Prosthodont**, n.12, p.547-552, 1999.

The Academy of Prosthodontics. The glossary of prosthodontic terms. **J Prosthet Dent**, v.9, n.1, 2005.

Van der BILT, A. et al. Bite force and eletromyograpy during maximum unilateral and bilateral clenching. **Eur J Oral Sci**, v.116, p.217-222, 2008.

VAN ROSSEN IP, BRAAK LH, DE PUTTER C, DE GROOT K. Stressabsorbing elements in dental implants. **J Prosthet Dent**; n.64; p. 198–205; 1990.

VIEIRA, A.C.B. **Modelagem Tridimensional parametrizada do primeiro Pré- Molar superior pelo método dos elementos finitos**. Dissertação (Mestrado)- Universidade Federal de Minas Gerais, 101fls, 2002.

WAKABAYASHI, N. et al. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. **J Dent**, n.36, p.463-471, 2008.

WEINSTEIN, A.M.; KLAWITTER, J.J.; COOK S.D. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. **J Biomed Mater Res**,;14:23–29, 1980

WHEELER, R.C. **An Atlas of tooth form**. W.B. Saunders, 4th edition, London,1969.

ZIADA, H.M.ORR, J.F., BENINGTON, I.C., Photoelastic stress analysis in a pres retainer of an anterior resin-bonded fixed partial denture. **J Prosthet Dent**, v.8, n.6, p.661-665; 1998.

ANEXO- Artigo

ANÁLISE DE TENSÕES EM PRÓTESE FIXA DENTO IMPLANTO SUPORTADA
COM PILAR INTERMEDIÁRIO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

LUIS GUSTAVO LIMA LARA¹; PAULO ISAIAS SERAIDARIAN²; WELLINGTON
CORREA JANSEN³; MARCOS DANIEL SEPTÍMIO LANZA⁴; ANTÔNIO CARLOS
VIEIRA⁵; MARCOS DIAS LANZA⁶.

1: Endereço para correspondência: Rua Professora Josefina Bento da Costa, nº 215,
Bairro Angola, CEP 32630-260, Betim-MG/ Brasil

Telefone: (31) 3532 4465/ (31) 9695 4465.

Titulação: Especialista em Prótese Dentária (UFMG); Mestre em Clínicas
Odontológicas com Ênfase em Prótese Dentária (PUC-MG).

2: Titulação: Professor Pós-graduação PUC-MG; Doutor em Odontologia
Restauradora (UNESP).

3: Titulação: Professor Pós-graduação PUC-MG; Doutor em Materiais Dentários
(USP-São Paulo).

4: Mestre em Clínicas Odontológicas com ênfase em Prótese Dentária (PUC-MG).
Aluno de pós-graduação nível Doutorado (FOB-USP)

5: Titulação: Mestre em Engenharia de Estruturas (UFMG)

6: Titulação: Professor Pós-graduação PUC-MG; Doutor em Reabilitação Oral (FOB-
USP).

ANÁLISE DE TENSÕES EM PRÓTESE FIXA DENTO IMPLANTO SUPORTADA COM IMPLANTE COMO PILAR INTERMEDIÁRIO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Proposição: O objetivo desse estudo foi avaliar o comportamento biomecânico de uma prótese fixa extensa dento implanto suportada, tendo um implante como pilar intermediário, pelo método dos elementos finitos.

Materiais e Métodos: Foi modelado uma prótese fixa metalo porcelana de cinco elementos sendo composta por dois dentes como pilares terminais, dois pânticos e um implante como pilar intermediário. Foi aplicada carga vertical de 100N distribuída uniformemente na face oclusal de todos os dentes posteriores (modelo 1), simulando uma mastigação funcional e carga horizontal de 10N no canino simulando a guia canina (modelo2), para posterior análise do deslocamento e da tensão equivalente SEQV (Von Mises).

Resultados: O maior deslocamento no sentido ocluso-cervical observado no modelo 1 foi nos pânticos, com valores 6,4 μ m a 6,2 μ m. No modelo 2, o maior deslocamento no sentido palatino-vestibular foi no canino, com valor de 3,5 μ m. A tensão equivalente de Von Mises SEQV no o modelo 1 foi de 77,4MPa (N/mm²) e no modelo 2 foi de 12,3MPa (N/mm²). Nota-se uma distribuição de tensões semelhante por toda infra-estrutura metálica, na região entre as coroas protéticas.

Conclusão: A liga de NiCr utilizada na infra-estrutura metálica deste trabalho exerceu papel fundamental na distribuição e absorção das tensões e no deslocamento do conjunto protético.

Implicações Clínicas: Prótese fixa dento implanto suportada de conexão rígida com implante como pilar intermediário pode ser uma opção de tratamento confiável.

Unitermos: *Pilar intermediário, Implantes dentários, Dente natural.*

Introdução

Em algumas situações clínicas, ocorrem casos de pacientes parcialmente edêntulos com indicação para prótese através da união de dentes com implantes. Entretanto, esse tipo de conexão ainda é controverso na literatura, tendo em vista possíveis complicações biomecânicas, pelas diferenças de mobilidade e forma de absorver e distribuir as cargas funcionais (SHEETS & EARTHMAN, 1997). O sucesso de tal procedimento está diretamente associado aos cuidados especiais no planejamento criterioso visando a minimização de possíveis incompatibilidades.

Uma prótese fixa de cinco elementos seja dento suportada ou dento implanto suportada geralmente possui dois pilares terminais, dois pânticos e um pilar intermediário (central). Pilar intermediário é definido no *glossary of prosthodontic* (2005) como um pilar (dente ou implante) localizado entre dois pilares terminais e que serve para suportar uma prótese fixa (SAVION, *et al.*, 2006).

Alguns autores relatam que devido ao implante possuir menos movimentos que os dentes pilares terminais, por causa da diferença de união ao osso, poderia agir como fulcro de uma alavanca classe I (Misch, 2006), recebendo maior tensão que seria transmitida ao osso e componentes protéticos (Laufer e Gross, 1998), aumentando o risco de complicações, como a perda da cimentação, que normalmente ocorre no pilar terminal menos retentivo, principalmente sob cargas laterais (Misch, 2006).

Outros autores relatam que poderia ser utilizado uma conexão semi-rígida quando o implante for pilar intermediário, para evitar que ele atue como fulcro (Bechelli, 2006 e Misch, 2006). O uso de conexão não-rígida também poderia compensar a diferença de mobilidade entre dente e implante (LIN, *et al.* 2008), entretanto, deve ser utilizado com cautela devido ao aumento de tensões na prótese (LIN, *et al.*, 2006; LIN, *et al.*, 2008) e devido ao aumento significativo de falhas quando comparadas às conexões do tipo rígida (NICKENING, *et al* 2006).

Existe também um risco de intrusão dentária quando se utiliza união semi rígida em prótese fixa dento implanto suportada (MICH,2006, Bechelli, 2006). Portanto, as conexões rígidas teriam preferência (LANG, 2004, AKÇA, 2006; NICKENING, 2006; HITA, C.C; HERNÁNDEZ, A.M; CALVO, G.J.L., 2009) e poderiam evitar essa possível intrusão dentária (NAERT, 2001; LINDH, 2008).

Esse estudo tem por objetivo avaliar pelo Método dos Elementos Finito a geração de tensões em uma prótese fixa dento implanto suportada de conexão rígida com implante como pilar intermediário.

Materiais e métodos

Neste trabalho, o programa Ansys Revisão 5.7 (ANSYS Inc[®], Pennsylvania; USA) foi utilizado para desenvolver a modelagem tridimensional de um modelo de segmento posterior e anterior de uma maxila, composta por uma prótese fixa metalo porcelana de cinco elementos com um canino como pilar terminal anterior, um pré-molar como pilar terminal posterior, duas coroas de pré-molares como pânticos e um implante como pilar intermediário.

O primeiro pré-molar superior e o canino superior foram modelados utilizando as medidas anatômicas descritas previamente por Wheeler (1969). Foi desenvolvido também as estruturas anatômicas adjacentes como osso alveolar cortical, osso esponjoso e ligamento periodontal. O implante que foi modelado era da ITI Straumann[®], de 10,00 mm de comprimento, 4,1 mm de diâmetro, com plataforma de 4,8 mm.

Adaptado ao implante existe um intermediário protético do tipo pilar sólido (ITI Strauman[®]) com uma altura de 4,0 mm, que recebeu uma coroa protética de um pré-molar superior, seguindo as especificações do fabricante de acordo com o diâmetro da plataforma. A partir de *keypoints* conectados por linhas, esses pontos foram interpolados através de *splines* (união de dois ou mais pontos através de linhas curvas), que determinam as superfícies (áreas) e, a seguir, os volumes que compõem as estruturas a serem analisadas (figuras 1 e 2).

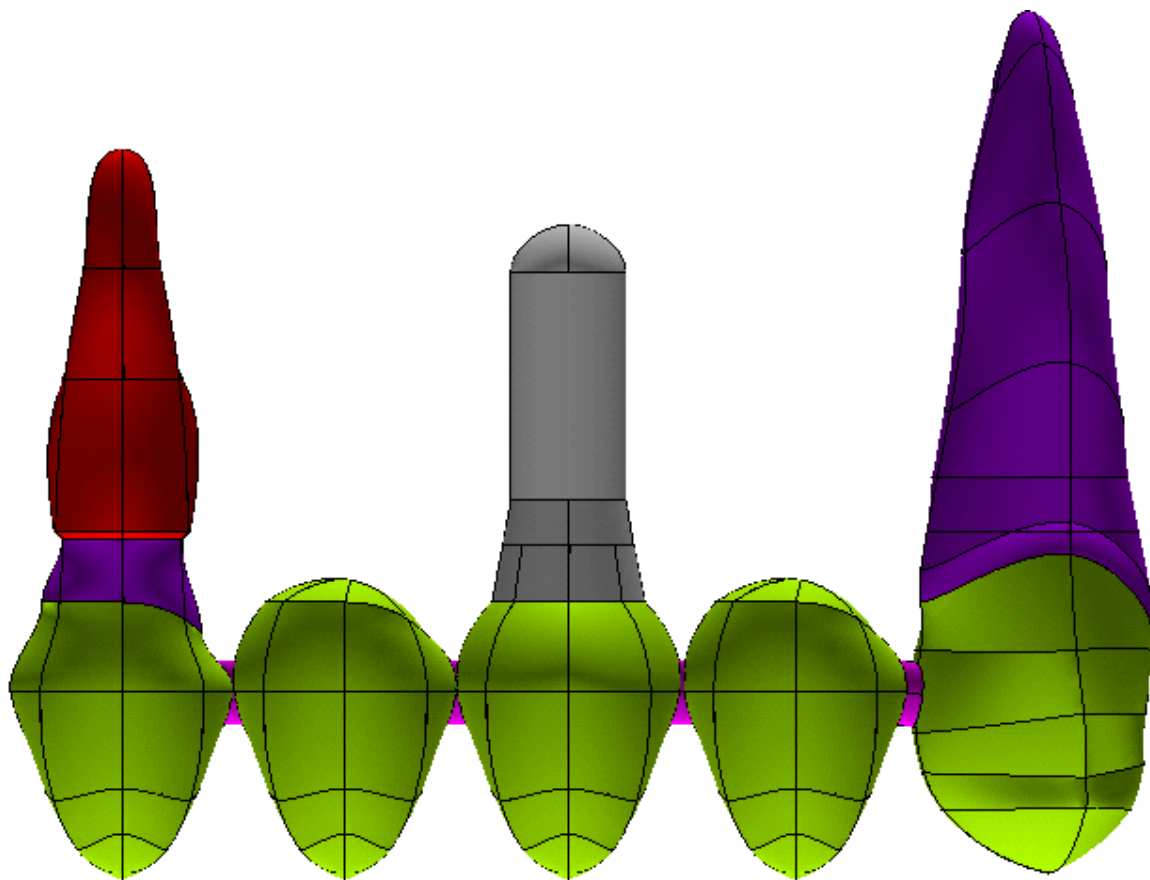


Figura 1- Volumes

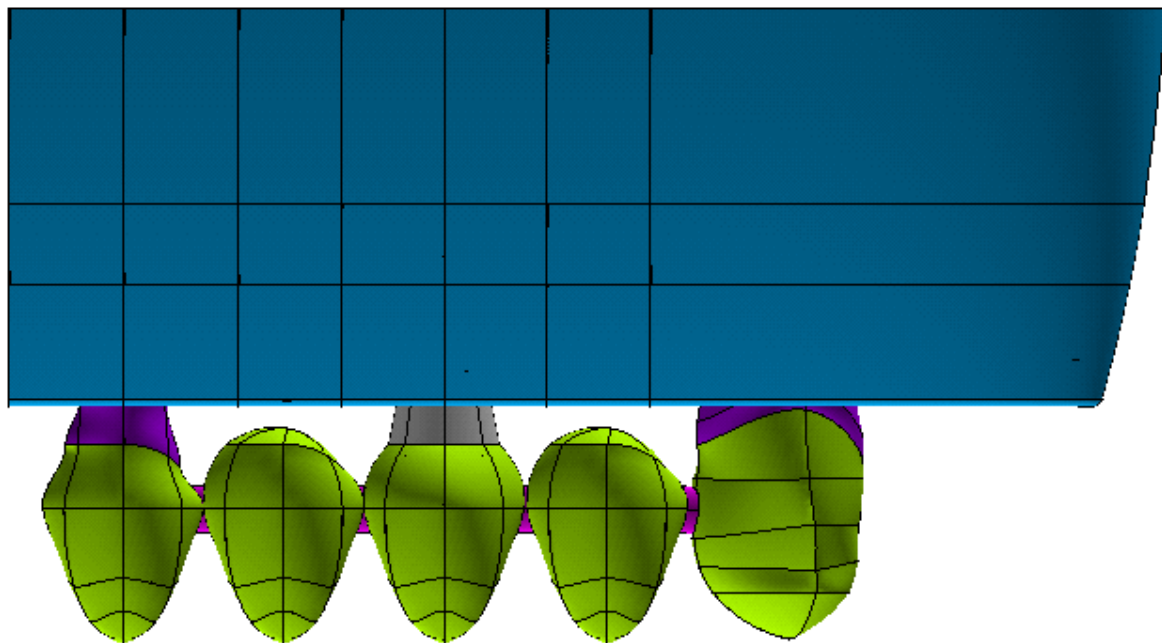


Figura 2- Volumes (modelo completo).

A conexão do tipo rígida foi escolhida para esse estudo, por já existir consenso na literatura mostrando que a conexão semi-rígida em PFIDS gera níveis mais elevados de tensões (LIN, C.L., 2006; LIN, C.L., 2008) sendo preferível a conexão rígida (LANG, 2004; AKÇA, 2006; NICKENING, 2006). Essa união rígida foi simulada por meio de uma infra estrutura metálica de liga não nobre de NiCr.

A interface osso/implante foi considerada homogênea, isotrópica e linearmente elástica com 100% de osseointegração, com 1,0 mm de espessura da cortical alveolar, simulando a lâmina dura constituída por uma camada contínua em toda a superfície do implante e cuja propriedade elástica é de osso cortical maduro.

A partir da geometria básica criada e a atribuição das propriedades elásticas dos diversos materiais e estruturas associadas (Tabela 1), procede-se a geração da malha de elementos finitos. A análise pelo MEF ocorre por cálculos matemáticos e se baseia no princípio de que figuras complexas podem ser divididas em um número finitos de elementos os quais são interligados por pontos denominados de “nós”. Neste estudo, foram adotados os elementos SOLID92 e SHELL93. O elemento SOLID92 simula o comportamento estrutural para modelos 3-D. Este elemento (tetraédrico) é constituído por 10 nós. A configuração do elemento SHELL93 (quadrático) que simula o comportamento estrutural de cascas finas para modelos 3-D é constituído por 8 nós.

MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON	
Titânio	110.000,0	0.35	BENZING, et al., 1995; VAN ROSSEN, et al., 1990
Osso cortical	13.700,0	0.30	CARTER E HAYES, 1977
Osso esponjoso	1.370,0	0.30	SUANSUWAN; SWAIN, 1999
Ligamento Periodontal	170,0	0.45	WEINSTEIN, et al., 1980
Niquel-Cromo	204.000,0	0.30	www.matweb.com
Dentina	18.600,0	0.31	MIDDLELTON, et al., 1996
Porcelana	66.900,0	0.29	GALLOZA, 2004

Tabela 1-Propriedades elásticas dos diversos materiais e estruturas associadas

O critério utilizado para a geração da malha de elementos finitos é baseado no tamanho máximo da aresta do elemento. Esse critério é especificado através de uma variável denominada *ESIZE*, que determina, em última análise, a quantidade de

nós e elementos da malha. Para esse estudo, foram adotados os seguintes valores: ESIZE = 1,0 mm em todo o domínio dos volumes que representam osso cortical e esponjoso; ESIZE = 0.5 mm em todo o domínio dos volumes que representam tecidos do dente, estruturas da prótese e implante. Esse critério contempla, além do exposto, a necessidade de evitar a geração de elementos distorcidos. Desta maneira os modelos são compostos por 409.042 nós e 289.701 elementos no modelo (Figura 3).

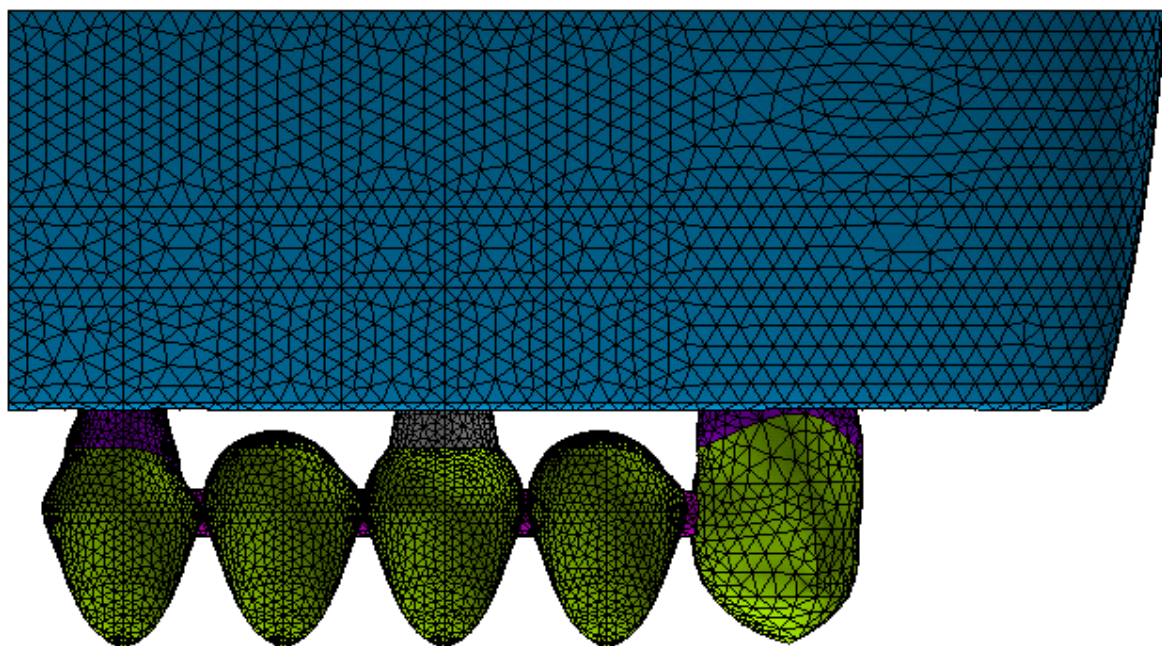


Figura 3- Malha de elementos finitos no modelo

As propriedades elásticas dos materiais foram adotadas no regime linear, em cuja hipótese, a deformação dos corpos elásticos é proporcional à força aplicada. Além disso, essas propriedades foram consideradas constantes e isotrópicas (iguais em todas as direções).

Uma carga vertical considerada nominal de 100N foi aplicada na face oclusal de todos os dentes posteriores, distribuída uniformemente, simulando uma função mastigatória com bolo alimentar interposto, para posterior análise de tensões e deformações das estruturas (Figura 4). Esse conceito de carga nominal refere-se a uma carga para comparações a partir da tensão de escoamento dos materiais contidos neste modelo com a força de mordida fisiológica unilateral (VAN DER BILT, 2008). A carga de 100 N foi dividida pelas superfícies oclusais dos dentes posteriores, proporcionalmente, de acordo com a quantidade de elementos das

respectivas superfícies. Foi aplicada também uma carga horizontal de 10N na superfície palatina do canino simulando a guia canina (Figura 5).

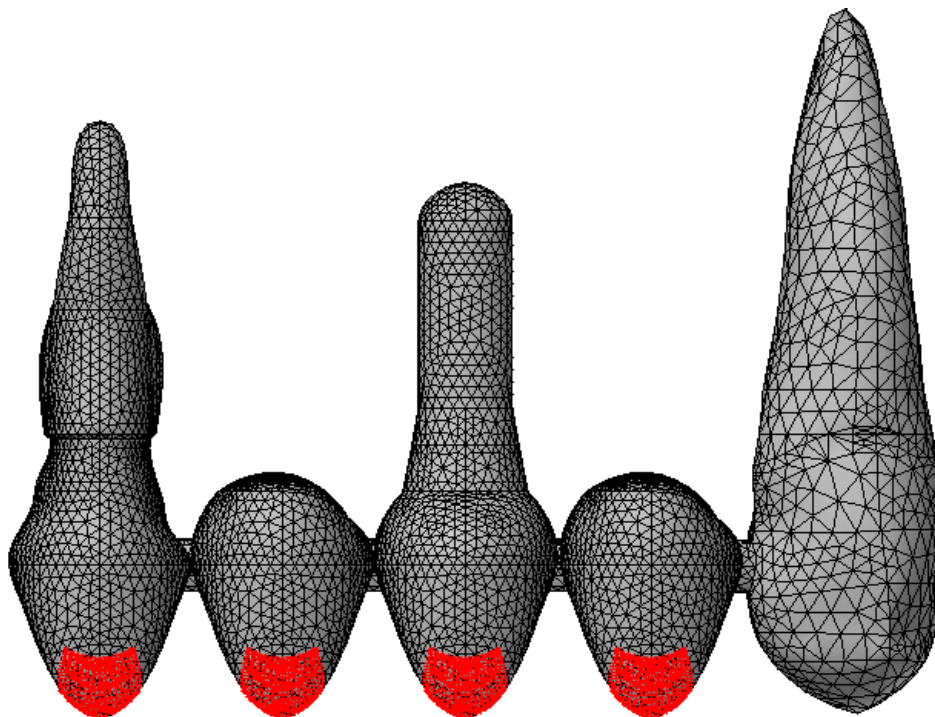


Figura 4- Carregamento nodal equivalente a 100N para cargas axiais

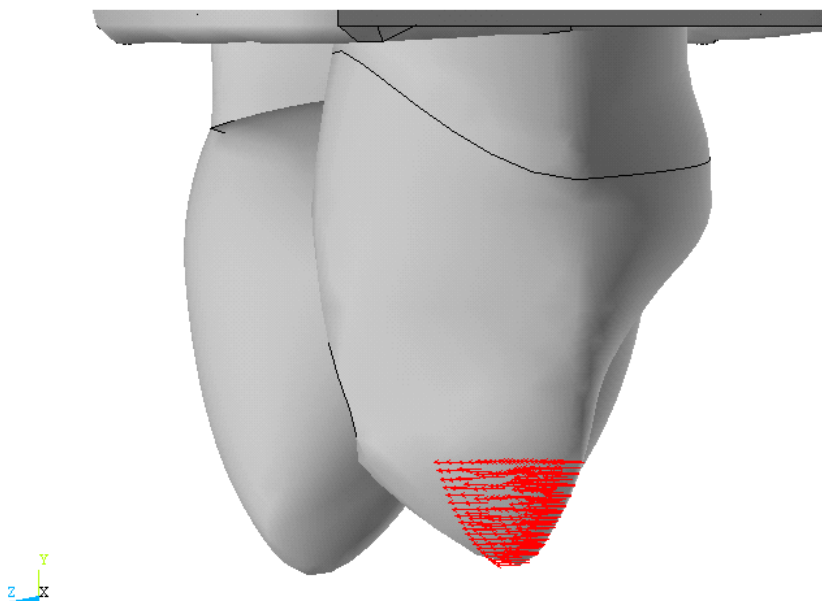


Figura 5- Carregamento nodal equivalente a 10N para guia canina

Na análise quantitativa linear física (regime elástico para os materiais) e geométrica (pequenos deslocamentos), os valores de tensão são linearmente

proporcionais às deformações dos elementos. Os resultados fornecidos pelo programa de elementos finitos mostram um estado triplo de tensões (XYZ) para cada um dos elementos que compõem a malha

A interpretação qualitativa de resultados é realizada através do gradiente de cores que representam níveis que estão entre o valor máximo e mínimo, indicando a intensidade de tensão ocorrida em uma região. As tensões denominadas de SEQV correspondem à equivalente de Von Mises, onde a cor vermelha indica o nível máximo e o azul o nível mínimo.

Resultados e Discussão

O modelo foi assim idealizado e submetido a uma carga vertical e horizontal onde seu efeito foi avaliado quantitativamente em MPa (N/mm²) e qualitativamente por meio do gradiente de cores das imagens geradas, possibilitando uma compreensão ampla e significativa da distribuição destas tensões no tecido ósseo bem como nos componentes protéticos e estruturas associadas.

Os resultados quantitativos estão resumidos nas tabelas 2 e 3 mostrando os valores de deslocamento vertical (UY), horizontal (UZ) e tensão equivalente de Von Mises (SEQV), para o modelo 1 (carga aplicada verticalmente de 100N sobre as superfícies oclusais dos dentes posteriores) e modelo 2 (carga horizontal de 10N aplicado sobre o canino simulando guia canina).

MATERIAL	DESLOCAMENTO VERTICAL UY (µm)	TENSÃO SEQV (MPa)
PFIDS (pôntico posterior)	6,4	77,46
METAL	8,4	78,06
PORCELANA	10,0	69,69
CORTICAL/IMPLANTE/DENTE	4,1	20,29

Tabela 2- Análise quantitativa (modelo 1)

MATERIAL	DESLOCAMENTO HORIZONTAL UZ (μm)	TENSÃO SEQV (MPa)
PFIDS (canino)	3,5	13,34
METAL	2,8	12,73
PORCELANA	3,5	12,69
CORTICAL/IMPLANTE/DENTE	2,8	6,3

Tabela 3- Análise quantitativa (modelo 2)

Na análise da biomecânica de modelos de elemento finito, pode-se observar que as estruturas se deslocam de acordo com a direção do carregamento. No modelo 1, os maiores deslocamentos verticais (UY) de baixa intensidade, foram observados nos dois pânticos da prótese. O pântico localizado na distal do implante deslocou $6,4\mu\text{m}$ e o pântico localizado na mesial do implante deslocou $6,2\mu\text{m}$, ambos no sentido ocluso-gengival (UY) (figura 6).

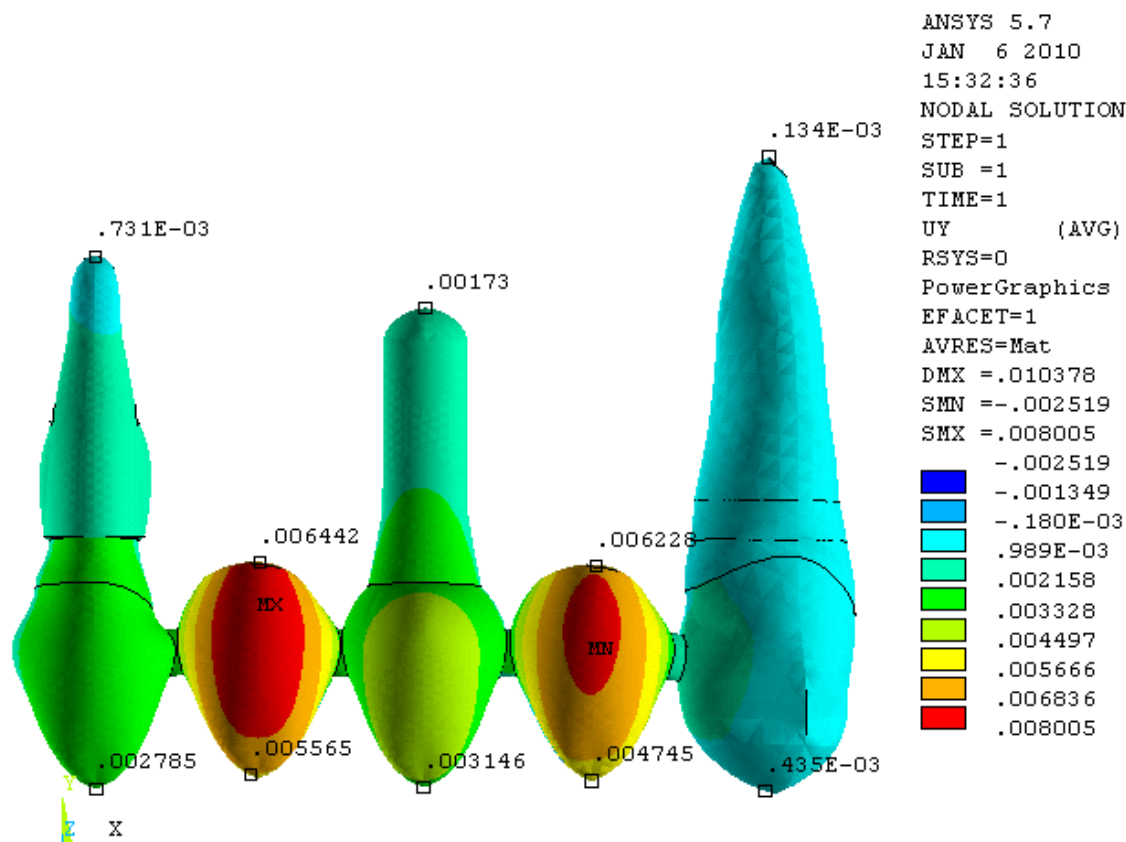


Figura 6– Deslocamento vertical (UY).

Nota-se uma flexão de toda a prótese no mesmo sentido da aplicação da carga, ou seja, de oclusal para gengival, principalmente nos dentes posteriores. O canino deslocou menos, pois não recebeu carga axial diretamente. Na figura 7 também é possível verificar que os pânticos deslocaram mais após a aplicação da carga vertical.

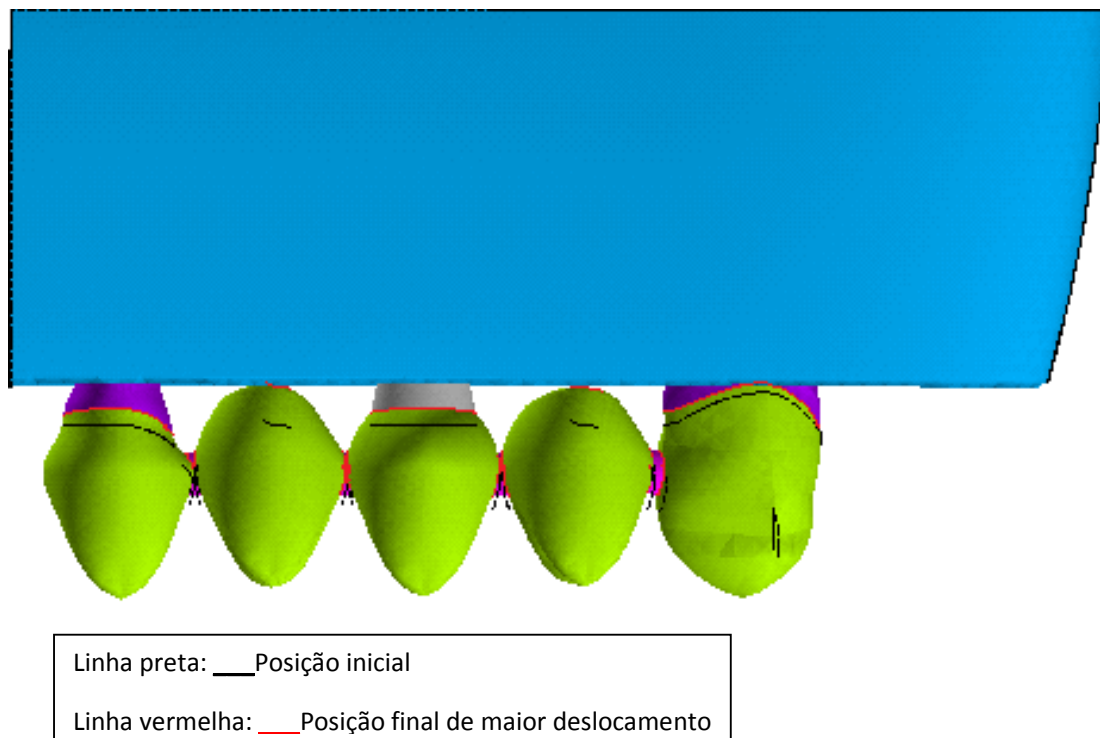


Figura 7- Perspectiva do deslocamento vertical máximo (UY)

As figuras 8 e 9 mostram o deslocamento no sentido méso-distal (UX), onde pode-se notar que a região cervical do canino, a região medial do implante e a região mais apical do pré-molar apresentaram menor valor de deslocamento nesse sentido, pois segundo o gradiente de cores, está na faixa de transição entre o maior valor de deslocamento negativo e o menor valor de deslocamento positivo, ou seja, mais próximo de zero. Sabe-se que todo dente possui um eixo de rotação (fulcro) dentro da raiz clínica que é determinado pela altura do osso alveolar remanescente (COHEN, D.W. 2007). Para esse modelo, pôde ser evidenciado que o fulcro pode ocorrer em mais de uma região, dependendo da direção e localização do carregamento. Diferentemente da teoria que o implante funcionaria como fulcro de uma alavanca classe 1 (Misch, 2006).

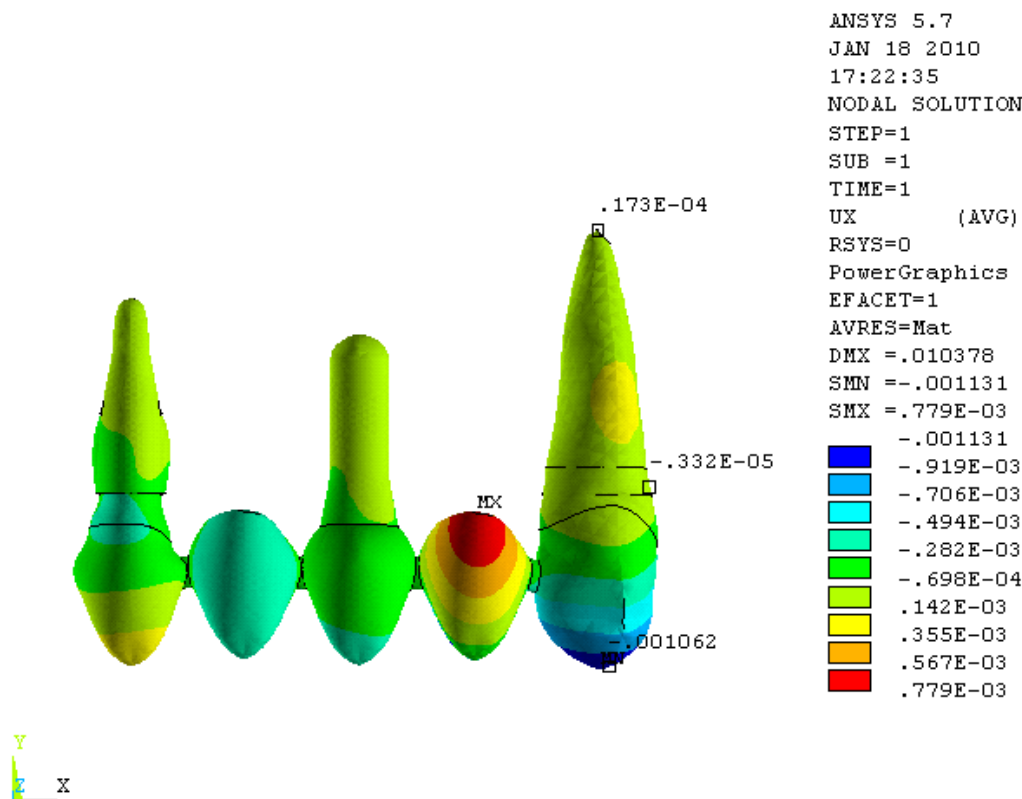


Figura 8- Deslocamento méso distal (UX)

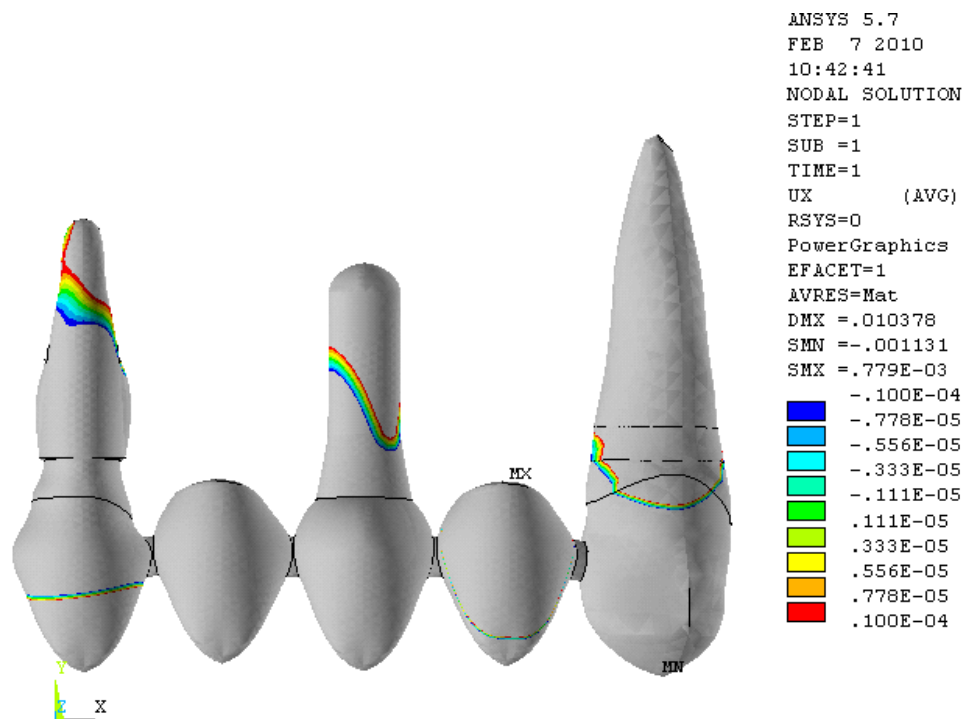


Figura 9- Deslocamento no sentido méso distal (UX). Faixa colorida representa região mais próxima de zero, sendo consideradas as prováveis regiões de fulcro.

No modelo 2 (carregamento horizontal) pode-se observar um valor maior de deslocamento do canino no sentido palatino-vestibular (UZ), com valor de $3,4\mu\text{m}$ e um menor deslocamento no mesmo sentido do pântico adjacente, com valor de $1,9\mu\text{m}$ (fig.10). Nota-se também um deslocamento do ápice da raiz do canino no sentido contrário a força, mas com valor desprezível, segundo o gradiente de cores. Houve um menor deslocamento do implante intermediário e menor ainda do pântico posterior, sendo considerado desprezível. Não houve deslocamento do pilar terminal posterior.

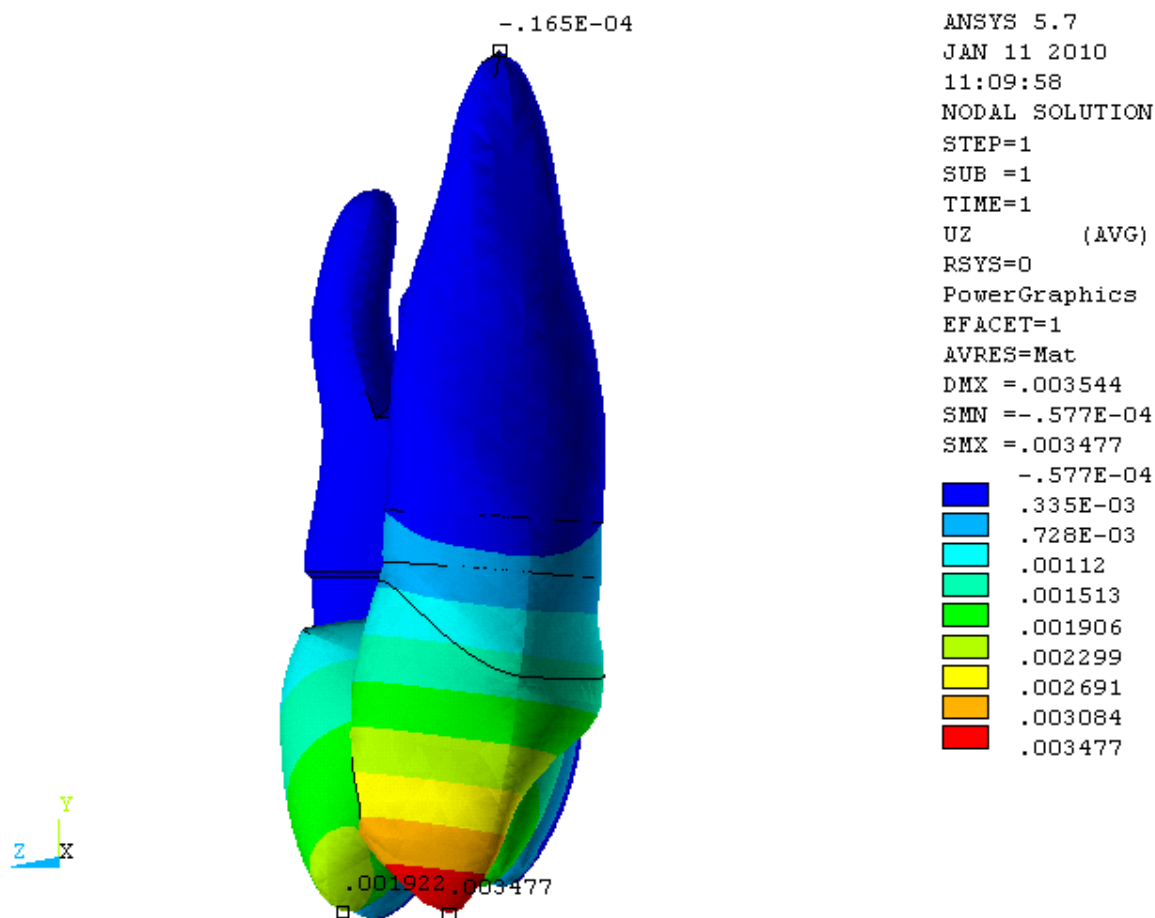


Figura 10- Deslocamento horizontal (UZ)

Na figura 11 é possível verificar um pequeno deslocamento do canino e do pântico, observando a posição inicial (linha preta) em que eles se encontravam e a posição final (linha vermelha) de maior deslocamento. As forças horizontais causam um movimento de inclinação ao redor do eixo rotacional de um dente (fulcro), resultando em duas áreas de compressão e tração diametralmente opostas do

ligamento periodontal (COHEN, D.W.2007). Nesse estudo, notou-se que somente o canino recebendo carga lateral, e estando unido de forma rígida em toda prótese, realizou um movimento de inclinação ao redor do seu eixo de rotação (fulcro), com deslocamento da coroa na mesma direção da força e deslocamento da raiz em direção contrária (figura 12). Sendo assim, contradiz também a teoria que o implante como pilar intermediário, seria o fulcro de uma alavanca classe 1, aumentando o risco biomecânico de falha na cimentação do pilar menos retentivo, especialmente sob cargas laterais (MISCH, C. 2006)

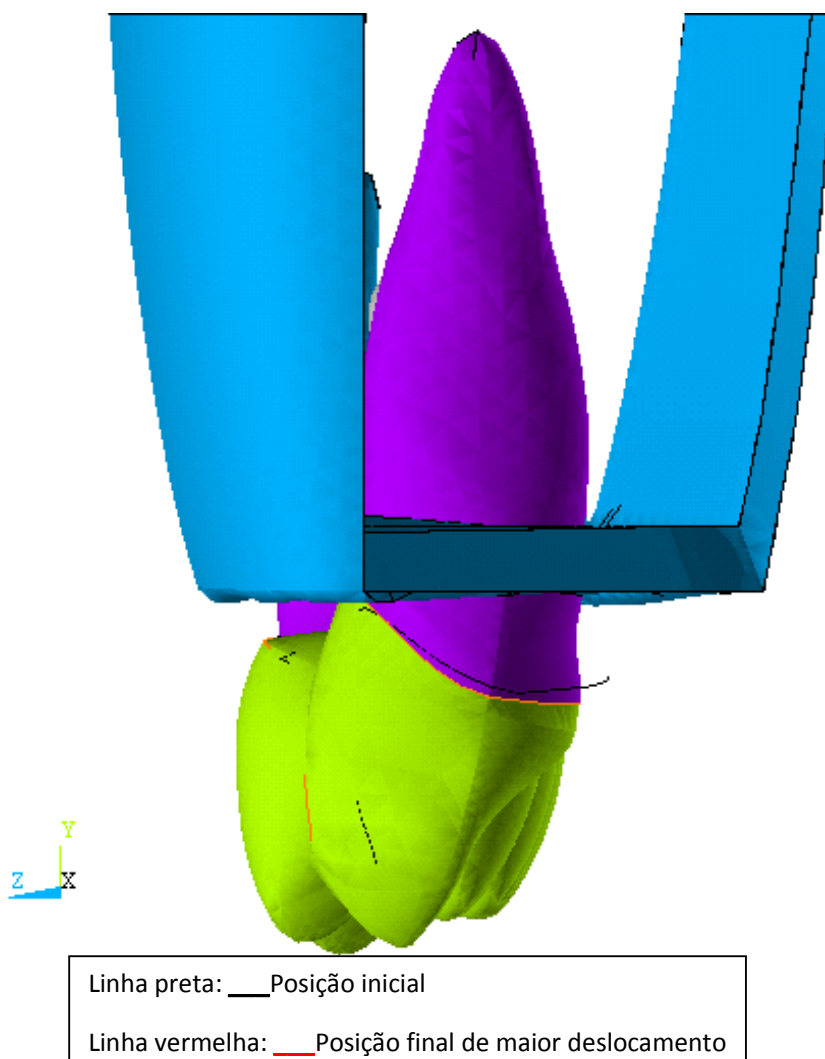


Figura 11- Perspectiva do deslocamento horizontal (UZ)

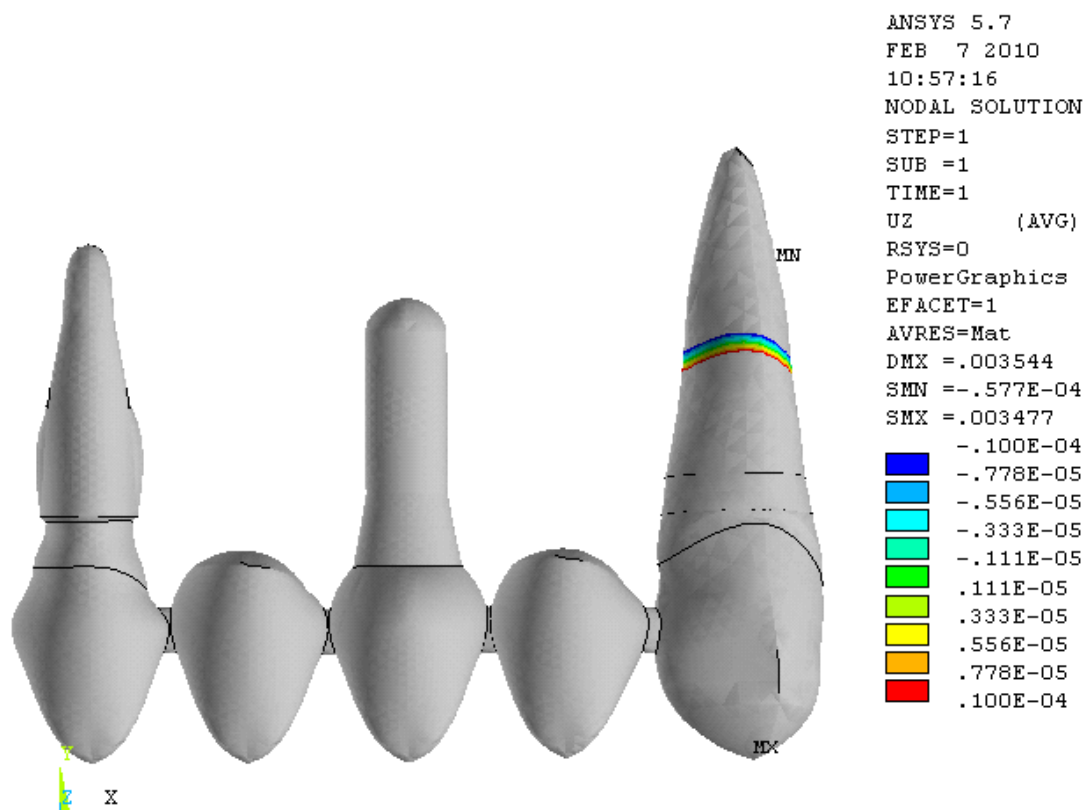


Figura 12- Região de fulcro (eixo de rotação) do canino.

Em uma análise qualitativa no modelo 1, a tensão SEQV de Von Mises foi de 77,46MPa, localizada na região de interseção entre a coroa do implante e o pântico mais posterior (figura 13 e 14). Todavia, pode-se observar que existe uma distribuição de tensão semelhante em todo conjunto, entre pilares e pânticos unidos de forma rígida, segundo o gradiente de cores.

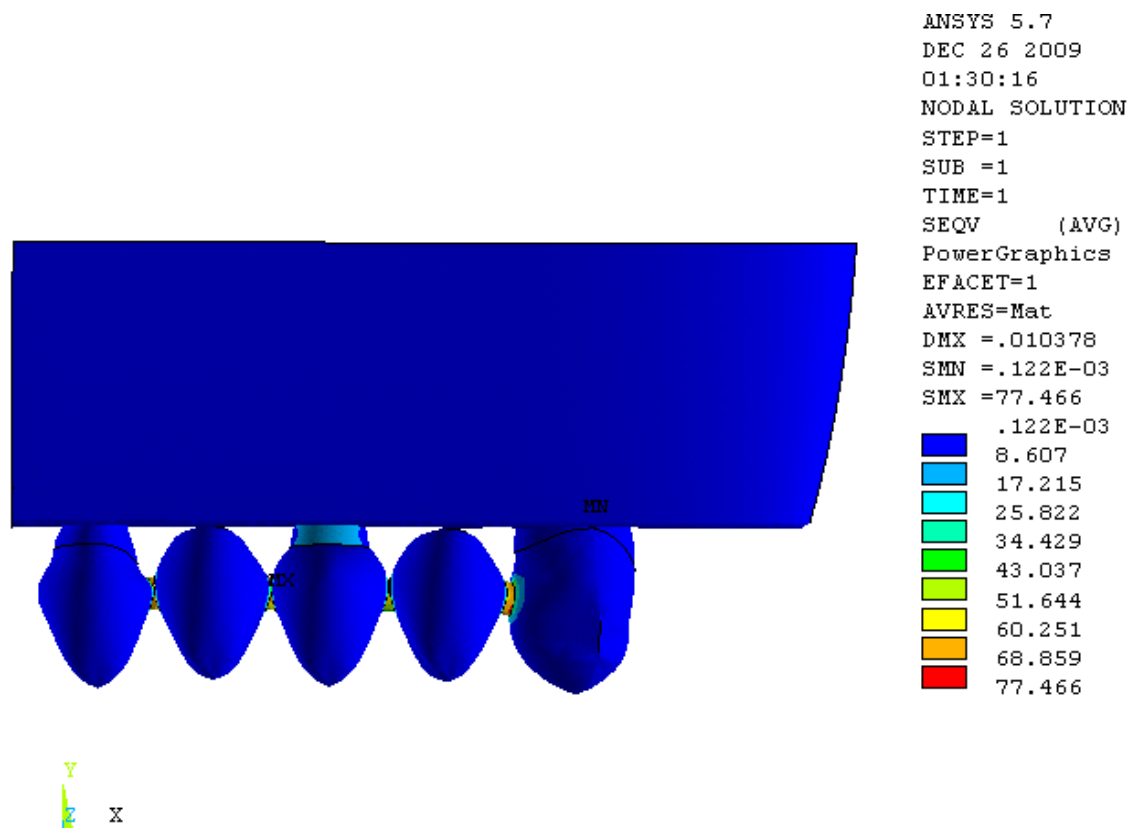


Figura 13- Modelo 1 completo mostrando tensão SEQV.

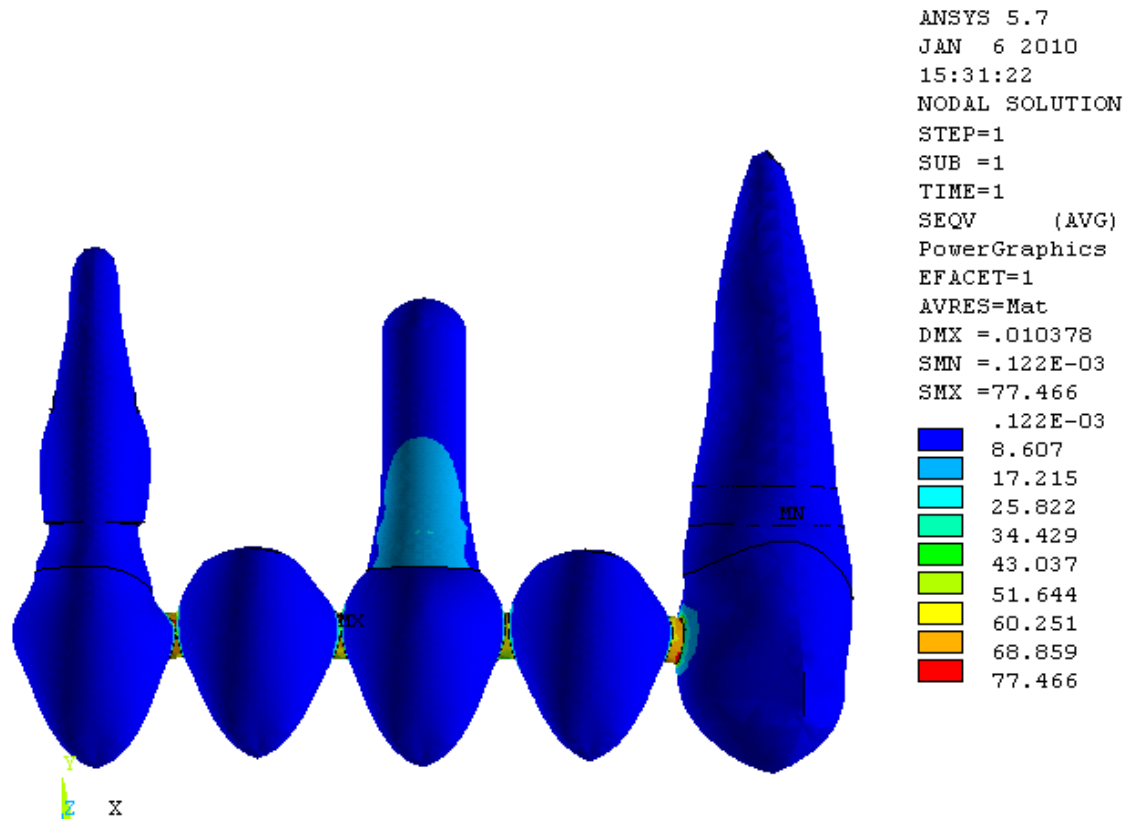


Figura 14- Modelo 1 sem osso

Esse resultado vai de acordo com outros estudos que justificam e orientam a escolha pela conexão rígida (LANG, 2004; AKÇA, 2006; NICKENIG, 2006; LINDH, 2008), uma vez que as tensões foram bem distribuídas de maneira uniforme por toda prótese, contradizendo estudos que indicariam a conexão semi-rígida para evitar que o implante intermediário atue como fulcro (MISCH, 2006; BECHELLI, 2006). Além disso, ao utilizar a conexão rígida, estaria prevenindo uma possível intrusão dentária (NAERT, 2001; LINDH, 2008) e um provável aumento de tensões na prótese (LIN, *et al*, 2006; LIN, *et al.*, 2008). Portanto, justifica-se o uso de conexão rígida, visto que a conexão semi-rígida apresenta um aumento significativo de falhas quando comparadas às do tipo rígida (NICKENING, *et al* 2006).

Na plotagem do modelo 1, quando se remove as estruturas metálicas e cervicais que compõem a PFIDS, podemos verificar que a tensão máxima (MX) SEQV ocorre na face vestibular da região da plataforma do implante, na junção com a cortical óssea, com valores de 20,29 MPa (figuras 15 e 16). Podem-se considerar tensões geradas nos pilares terminais (dentes) como mínimas, de acordo com o gradiente de cores.

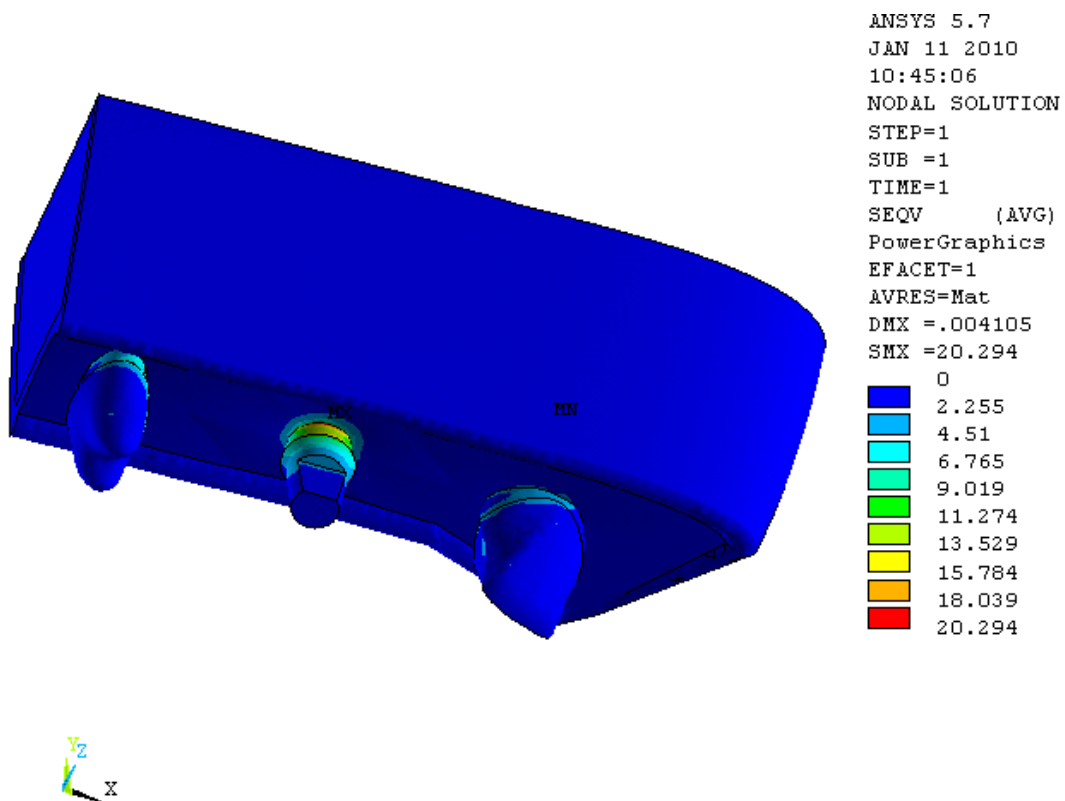


Figura 15- Tensão SEQV no implante.

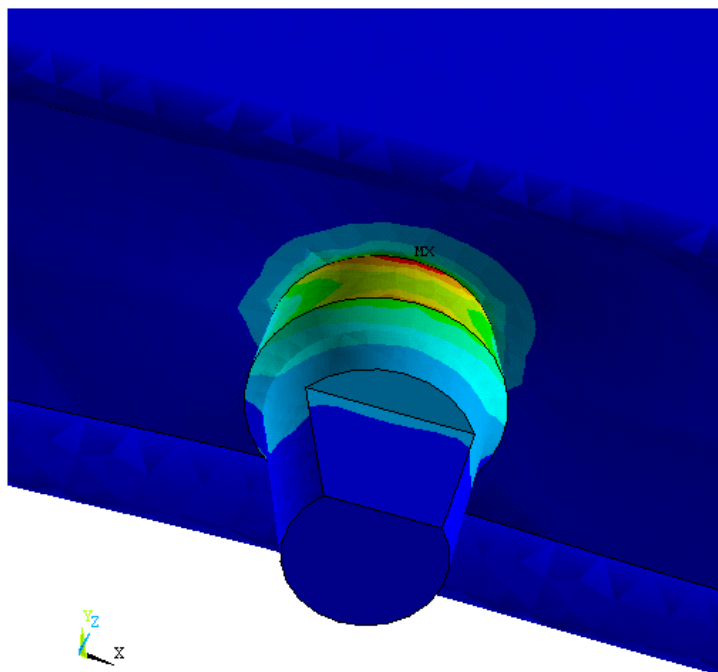


Figura 16- Tensão SEQV no implante (visão ampliada)

Na análise das tensões equivalentes de Von Mises (SEQV) geradas no metal após a remoção das demais estruturas protéticas, nota-se que a tensão máxima encontra-se na região entre pilar natural posterior e pântico mais posterior, com valor de 78,06MPa. No entanto, pode-se notar, segundo o gradiente de cores, uma distribuição uniforme de tensão por toda barra metálica, na interseção entre cada coroa protética. É possível observar também a flexão da infra-estrutura metálica com uma maior intrusão dos pânticos (figura 17). Estudos relatam que a diferença de mobilidade entre dente e implante e a diferença no mecanismo de absorção e dissipação das tensões, poderiam ser compensadas por vários fatores, como por exemplo, a flexão da infra estrutura metálica (RANGERT,1991; NAERT,1992; BECHELLI, 2006). Esse estudo confirma essa afirmação visto que a pequena flexão da barra de NiCr, devido ao seu alto módulo de elasticidade, desempenhou papel importante na absorção e distribuição das tensões, visualizada de maneira uniforme por toda barra metálica, concordando com estudos que justificam o uso de ligas com alto módulo de elasticidade para tal finalidade (LANZA, 2009).

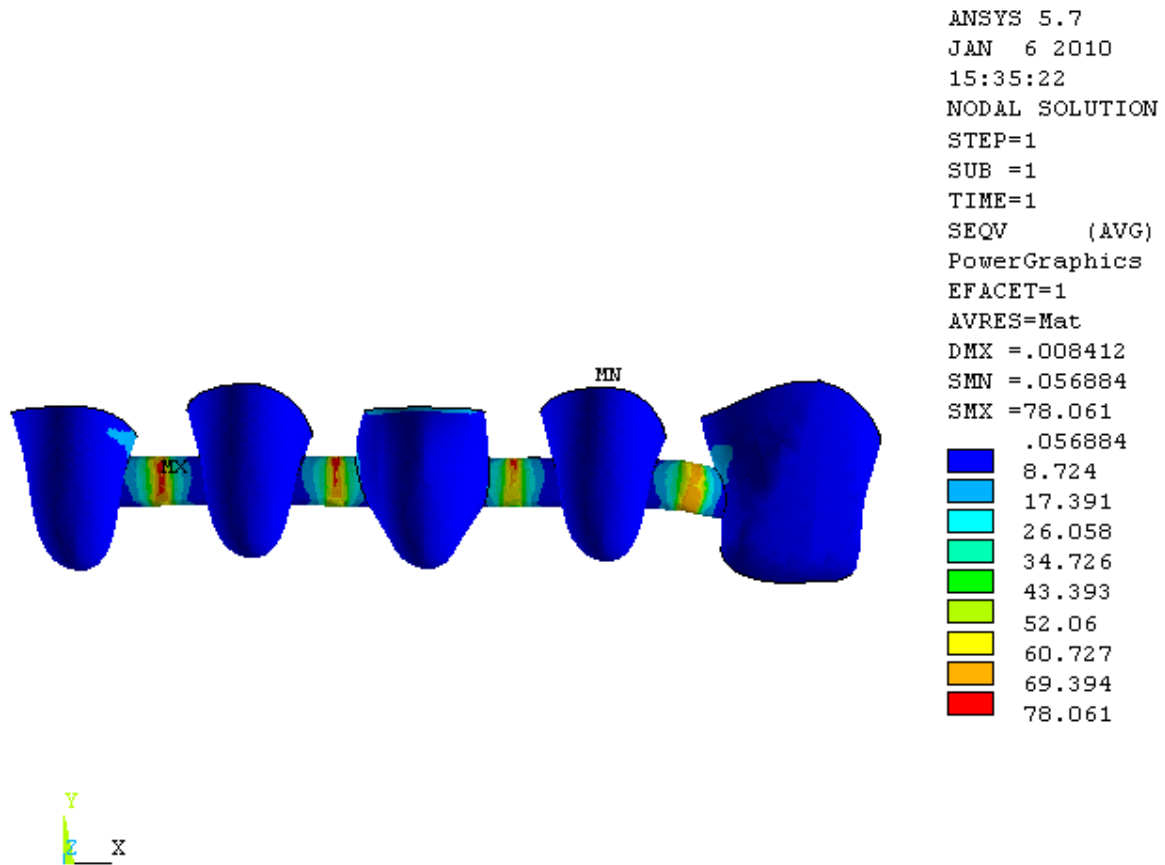


Figura 17- Tensão SEQV na infra estrutura metálica.

Na análise de tensão máxima de Von Mises (MX) gerado na porcelana isoladamente, foi de 69,69MPa localizada na distal do pilar canino, entretanto, analisada a distribuição de tensões em todo conjunto protético, pode-se observar uma homogeneidade de valores nas interseções entre pânticos e pilares (figura 18).

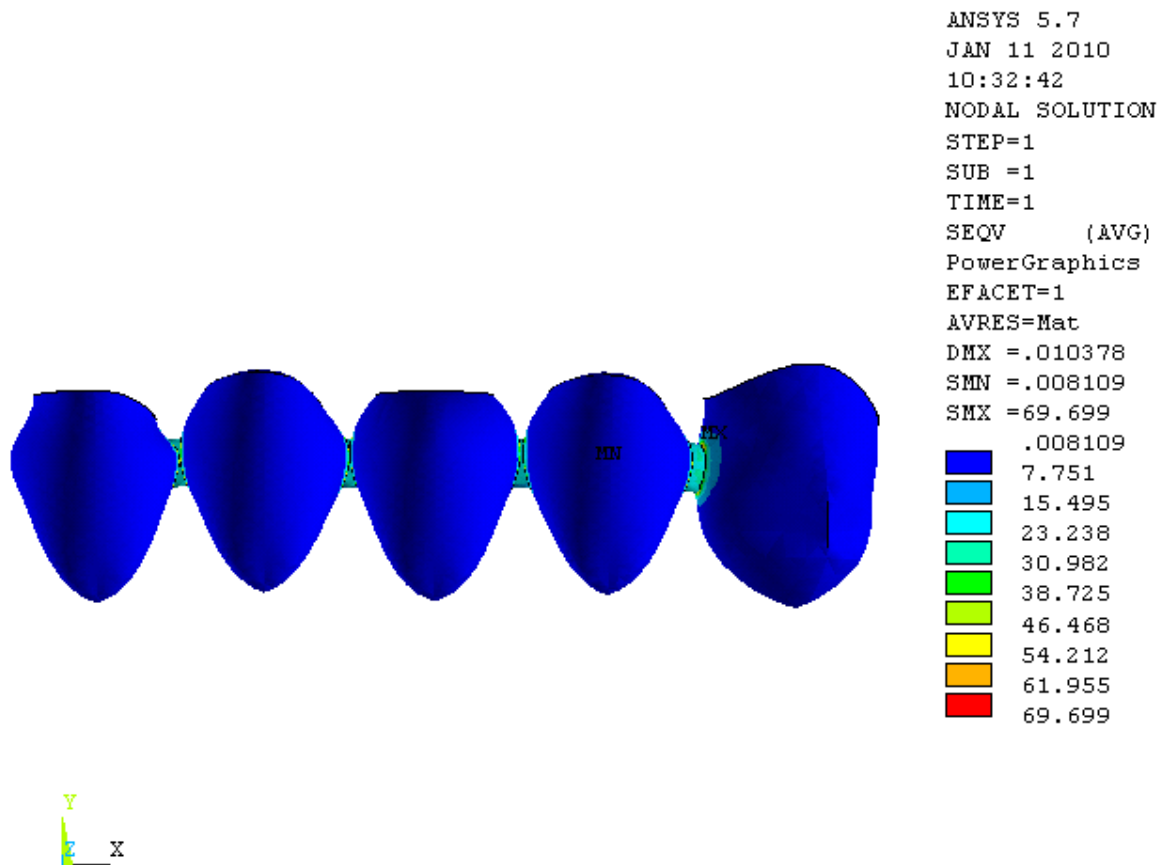


Figura 18- Tensão SEQV na porcelana

No trabalho de eletro miografia (VAN DER BILT, 2008) avaliando a intensidade de força fisiológica bilateral e unilateral, foi encontrado um resultado de 430N unilateralmente. Dessa forma, de acordo com a tabela 3, pode-se fazer uma comparação para as cargas funcionais a partir do limite de escoamento dos materiais. Essa tabela permite observar a porcelana utilizada nesse estudo, com propriedades específicas, quando submetida à aplicação de cargas funcionais, apresenta valores de tensão (299,66MPa) maior que seu limite de escoamento (140MPa). Dessa forma, o maior carregamento admissível para tal porcelana seria de 200N, o que implica em uma menor capacidade de suportar tensões se comparado a força gerada em uma mastigação fisiológica. Entretanto, como esse valor de tensão de escoamento é um valor obtido da porcelana isolada, é provável que mesmo essa porcelana, ao se unir ao metal, funcionando como um conjunto metal/porcelana, suportem as tensões geradas dentro de um padrão funcional. O implante e o metal utilizado nesse estudo possuem valores de tensão de

escoamento maiores que os valores de tensões geradas por cargas funcionais, suportando melhor uma mastigação funcional.

MATERIAIS	SEQV (MPa) Carga de 100N	TENSÃO DE ESCOAMENTO (SE) MPa (LANZA,2008)	SEQV (MPa) Carga de 430 N	SE/SEQV=K	K x 100N
PORCELANA	69,69	140	299,66	2,00	200
METAL	78,06	427	335,65	5,47	547
IMPLANTE	20,29	275	87,24	13,68	1.368

Tabela 3- Valores para modelo 1

Em relação ao modelo 2, ao aplicar carga horizontal no canino, a tensão máxima de Von Mises foi de 13,34MPa localizada na distal do canino. Pode-se observar também uma tensão localizada na mesial da coroa do implante, e valores mínimos de tensão na região mais posterior do conjunto protético (figura 19).

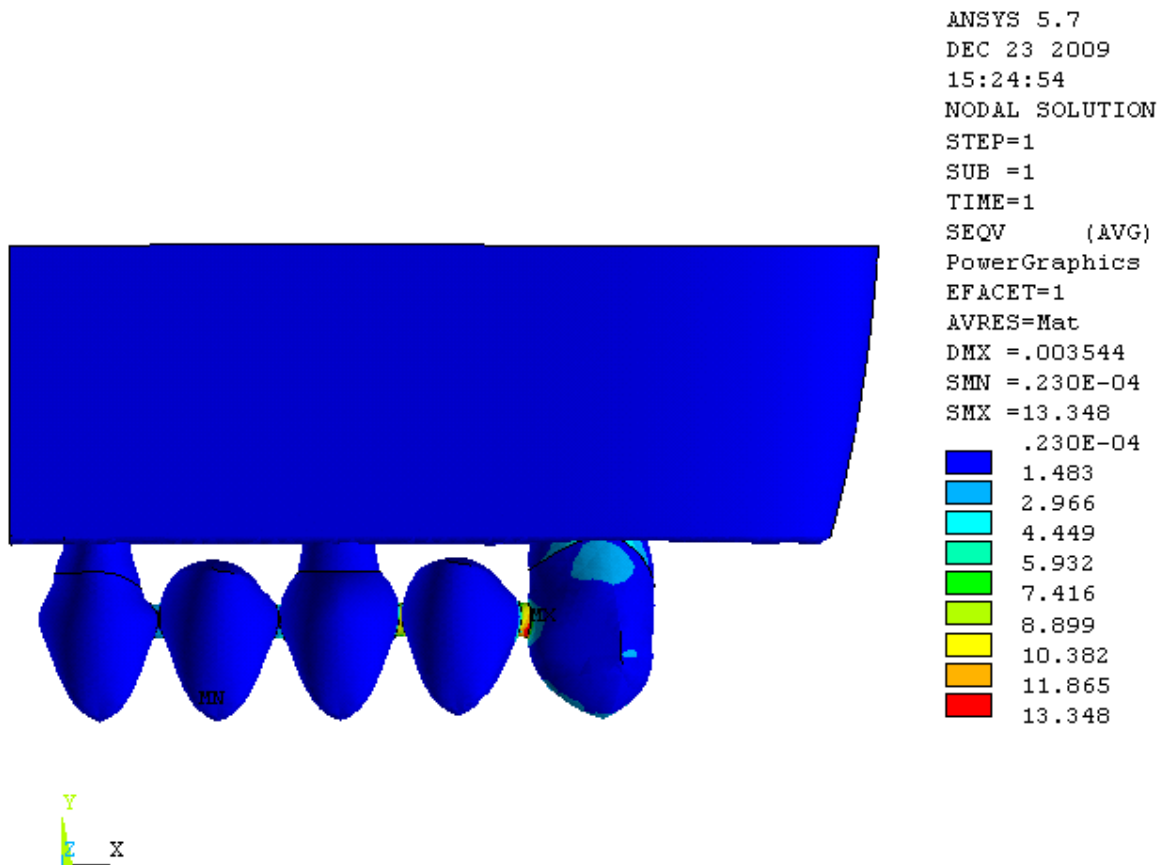


Figura 19- Visão global das tensões SEQV

Na plotagem, quando se remove as estruturas que compõem as coroas protéticas, podemos verificar que a tensão máxima (MX) SEQV foi localizada na face palatina do canino, na região cervical, com valor de 6,3MPa e com valores mínimos na região da plataforma do implante por vestibular (figura 20 e 21).

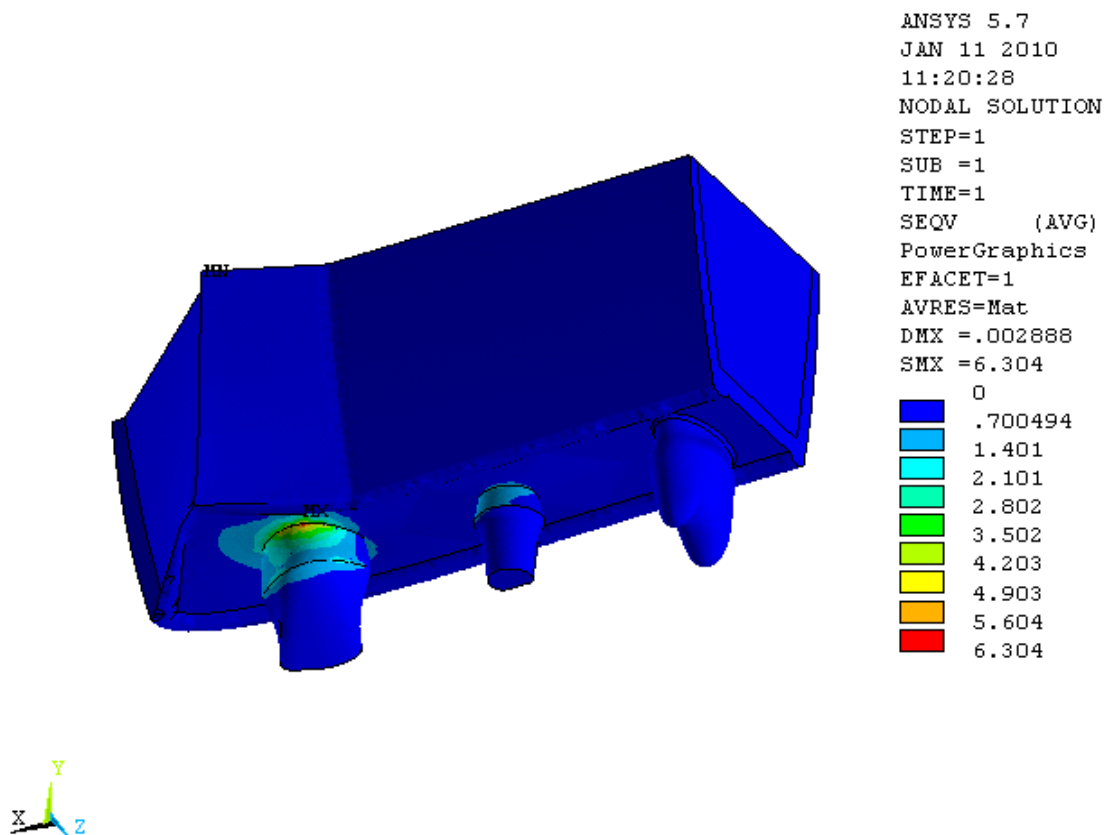


Figura 20- Tensão SEQV no canino

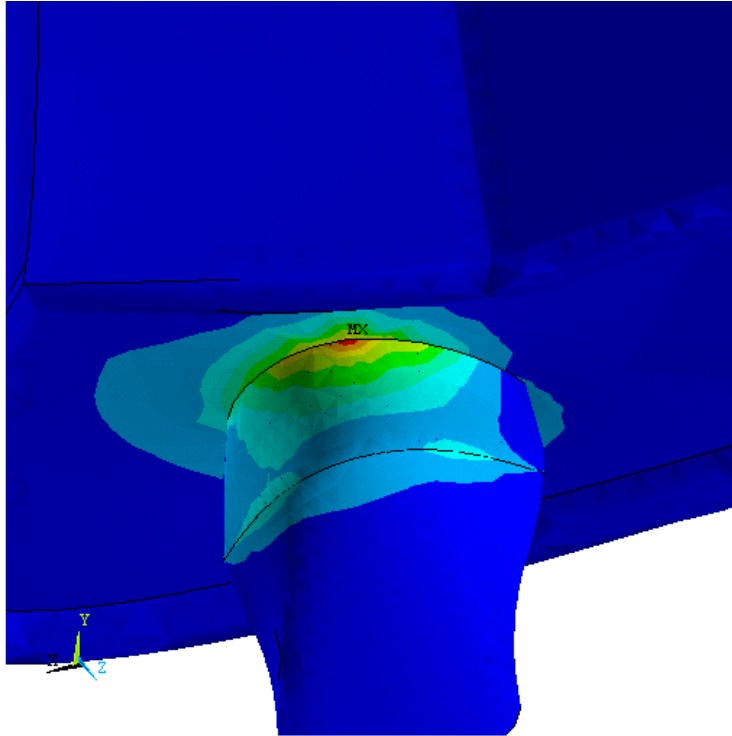


Figura 21- Tensão SEQV no canino (visão ampliada)

A tensão equivalente de Von Mises gerada na estrutura metálica isoladamente foi de 12,73MPa, localizado na distal do canino. De acordo com o gradiente de cor, pode ser observado mínima tensão na região posterior ao implante (figura 22).

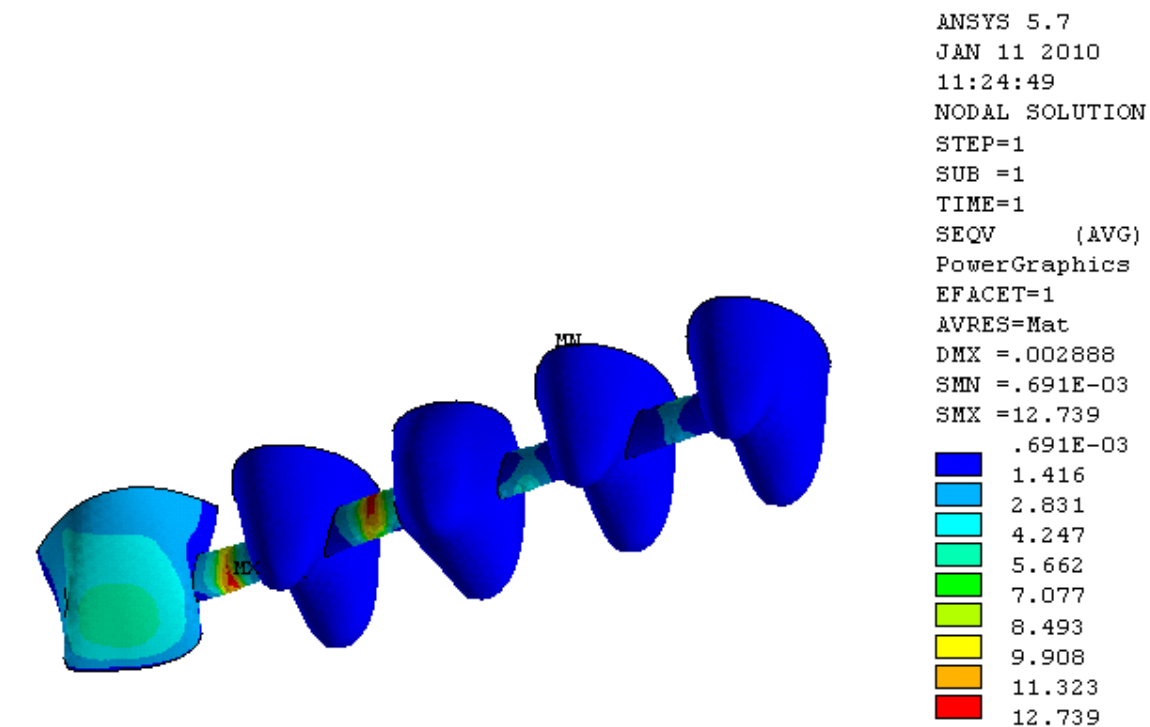


Figura 22- Tensão SEQV na infra estrutura metálica

A tensão equivalente SEQV obtida somente na plotagem da porcelana, localizou-se na região distal de canino com valor de 12,69MPa e foi observado uma pequena distribuição de tensão entre o pântico mais anterior e o canino (figura 23 e 24).

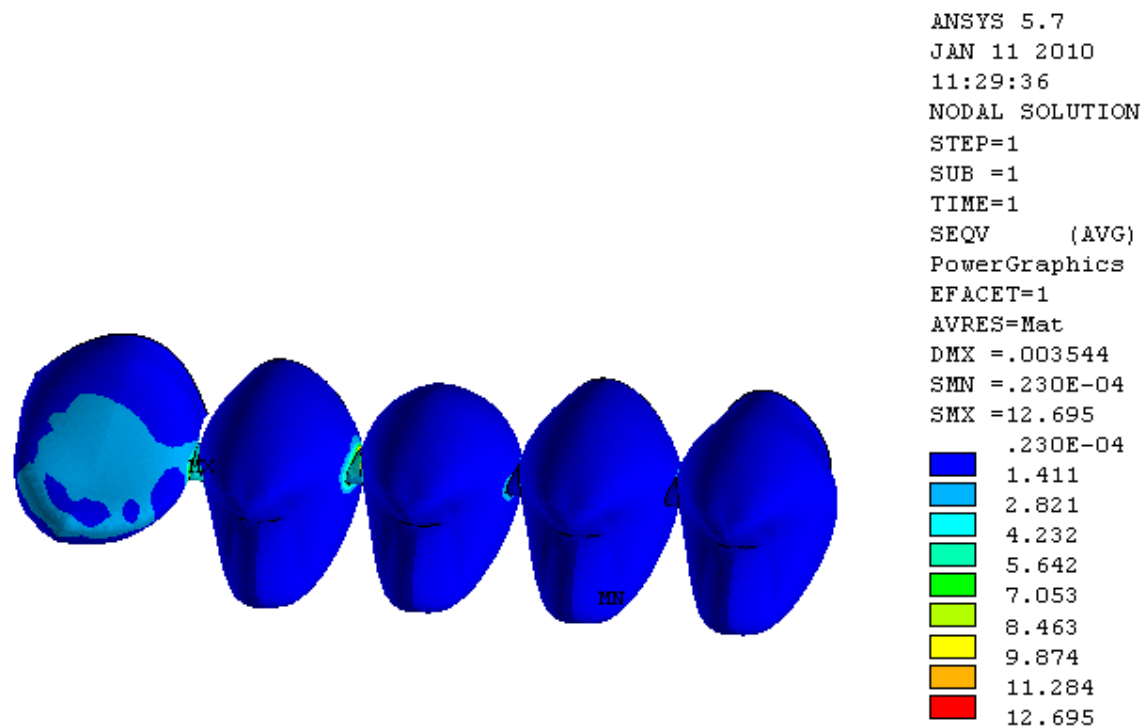


Figura 23- Tensão SEQV na porcelana.

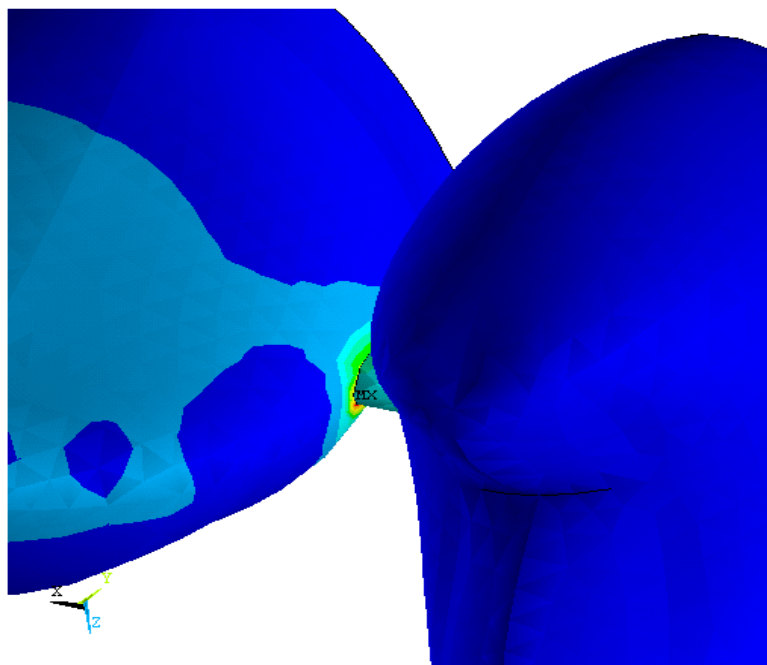


Figura 24- Tensão de SEQV na porcelana (visão ampliada).

Segundo Alonso (2005) a força lateral na região de canino é por volta de 200N, onde somente 1/3 dos músculos temporal e masseter atuam, predominando o feixe anterior do Temporal. Diante disso, de acordo com a tabela 4 pode-se fazer uma comparação para as cargas funcionais a partir do limite de escoamento dos materiais. Essa tabela nos permite observar que a porcelana isoladamente utilizada nesse estudo, com as propriedades específicas, quando submetida à aplicação de carga horizontal funcional de 200N unilateralmente, apresenta valores de tensão (253,8MPa) maior que o limite de escoamento (140MPa) .

Dessa forma, o maior carregamento admissível para tal porcelana seria de 110,3N, o que implica em uma menor capacidade de suportar tensão se comparado a força gerada em uma desocclusão pelo canino. É provável que mesmo essa porcelana, ao se unir ao metal, funcionando como um conjunto metal/porcelana, suportem as tensões geradas dentro de um padrão funcional. O implante e o metal utilizado nesse estudo possuem valores de tensão de escoamento maiores que os valores de tensões geradas por cargas funcionais, suportando melhor tensão gerada na guia canina.

MATERIAIS	SEQV (MPa) Carga de 10N	TENSÃO DE ESCOAMENTO (SE) MPa (LANZA,2008)	SEQV (MPa) Carga de 200 N	SE/SEQV=K	K x 10N
PORCELANA	12,69	140	253,8	11,03	110,3
METAL	12,73	427	254,6	33,54	335,4
IMPLANTE	6,30	275	126	43,65	436,5

Tabela 4- Valores para modelo 2

A literatura ainda é escassa a respeito de tratamento com implante utilizado como pilar intermediário. Deve-se aguardar mais estudos para discussões futuras no que tange essa modalidade terapêutica.

Conclusão

Diante dos resultados apresentados e de posse das análises qualitativas e quantitativas do presente estudo, podemos concluir que:

-A liga de NiCr utilizada na infra-estrutura metálica deste trabalho exerceu papel fundamental na distribuição e absorção das tensões e no deslocamento do conjunto protético, apresentando uma distribuição uniforme das tensões por toda prótese.

-Sugere-se que o implante intermediário não atua como fulcro de uma alavanca classe I.

-Todos os pilares da prótese podem apresentar uma região de fulcro dependendo da direção e localização do carregamento.

-Sugere-se que PFIDS de conexão rígida com implante como pilar intermediário pode ser uma opção de tratamento confiável.

-Mais estudos são necessários a respeito de PFIDS com pilar intermediário.

REFERÊNCIAS

AKÇA,K.; UYSAL,S.; ÇEHRELI,M.C. Implant-tooth supported fixed partial prostheses: correlations between *in vivo* occlusal bite forces and marinal bone reactions. **Clin Oral Impl Res**, n.17, p.331-336, 2006.

ALONSO, A.A.; ALBERTINI, J.S.; BECHELLI, A.H. **Oclusion y Diagnóstico en Reabilitacion Oral**. Buenos Aires: Médica panamericana. 652p.2005.

BECHELLI,A.H. Prótese implantosuportada e carga imediata. In:BECHELLI, A.H. **Carga imediata em implantologia oral**. São Paulo: Santos, 2006. cap8, p.186-215.

BENZING UR, GALL H, WEBER H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **Int J Oral Maxillofac Implants**, n.10, p.188–198, Feb.1995.

CARTER DR, HAYES WC. Compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. **J Bone Joint Surg [Am]**, n.59, p.954–962, 1977.

COHEN, et al, O papel da oclusão na doença periodontal, in **Periodontia: medicina, cirurgia e implantes**,São Paulo: Santos, cap.29, p.745-77, 2007.

GALLOZA, A.; et al. Biomechanics of implants and dental materials. **Applications of engeneering mechanics in medicine**. GED-University of Puerto Rico, May, 2004.

HITA-CARRILLO C, HERNANDEZ-ALIAGA M, CALVO-GUIRADO JL, Tooth-Implant connection: A bibliographic review. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**. Sep. 2009.

LANG, N.; et al. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FDPs) after an observation period of at least 5 years. II: Combined tooth-implant-supported FDPs. **Clin Oral Impl Res**, n.15, p.643-653, 2004.

LAUFER,Z. & GROOS,M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patient.Part II: principles and applications.**Journal of Oral Rehabilitation**. Londres, v.25, p.69-80,1998.

LANZA, M.D.S. Análise de tensões na prótese fixa dento-implanto suportada pelo método dos elementos finitos. 2008. Dissertação (Mestrado) Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia, Belo Horizonte.

LIN, C.L., et al. Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis, **Clin Oral Impl Res**, n.19, p.107-117, 2008.

LIN, C.L., et al. Mechanical interaction of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and numbers of splinted teeth with rigid and nonrigid connections. **J Dent**, n. 34, p. 682-691, 2006.

LINDH, T. Should we extract teeth to avoid tooth-implant combinations? **Journal of oral rehabilitation**. Londres, v. 35, p. 44-54, 2008.

MICH, C.E. Dentes naturais adjacentes a sítios multiimplantares: Efeito no diagnóstico e plano de tratamento In: MICH,C.E. **Prótese sobre Implantes**. SãoPaulo: Santos, 2006. cap12, p.180-195.

MIDDLETON J, JONES M, WILSON A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: The initial development of a time-dependent finite element model. **Am J Orthod Dentofac Orthop**;109:155–162, 1996.

NAERT, I.E. *et al.* A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **The journal of prosthetic dentistry**. Leuven, v. 67, n.2, p.236-245, Feb. 1992.

NAERT, I.E. *et al.* Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years clinical evaluation. **Clinical Oral Implant Research**. v.12, p.237-244, 2001

NICKENING, H.J.;*et al.* Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. **Clin Oral Impl Res**, v.17, p.506-511, 2006.

RANGERT, B., *et al.* Mechanical a implant of a Branemark connected to a natural tooth: An in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, p.177-186, 1991.

SALVION, I., *et al.* The pier abutment: a review of the literature and a suggested mathematical model. **Quintessence**, v.37, n.5, p.345-352; 2006.

SHEETS, C.G. & EARTHMAN, J.C. Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. **J Prosthet Dent**, v.77, n.1, p.39-45, Jan, 1997.

SITE: www.matweb.com

Van der BILT, A. *et al.* Bite force and eletromyograpy during maximum unilateral and bilateral clenching. **Eur J Oral Sci**, v.116, p.217-222, 2008.

SUANSUWAN, S.; SWAIN, M. New approach for evaluating metalporcelain interface bonding. **Int J Prosthodont**, n.12, p.547-552, 1999.

The Academy of Prosthodontics. The glossary of prosthodontic terms. **J Prosthet Dent**, v.9, n.1, 2005.

VAN ROSSEN IP, BRAAK LH, DE PUTTER C, DE GROOT K. Stressabsorbing elements in dental implants. **J Prosthet Dent**; n.64; p. 198–205; 1990.

WEINSTEIN, A.M.; KLAWITTER, J.J.; COOK S.D. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. **J Biomed Mater Res**,;14:23–29, 1980

WHEELER, R.C. *An Atlas of tooth form*. W.B. Saunders, 4th edition, London,1969.