

convencional, quanto ao nível de tensão gerada, diante de várias disposições, tamanho e quantidade de cliques a serem utilizados.

2. REVISÃO DA LITERATURA

As reabilitações orais com prótese mucossuportada e implantorretida requerem cuidados especiais no planejamento tanto no que se refere à instalação dos implantes, quanto na confecção das próteses. Objetivando, contudo, oferecer condições de convivência e compatibilidade biomecânica entre estruturas com tamanha diferença nas propriedades físicas, químicas e biológicas.

Conhecer a biomecânica que envolve a distribuição dos esforços realizados sobre próteses, implantes e o tecido ósseo de suporte é fundamental ao entendimento para a preservação das estruturas biológicas e mecânicas que possibilitam a longevidade e integridade do processo de osseointegração.

Neste contexto e para que se pudesse estabelecer uma melhor conformação deste capítulo, é que se delineou a revisão da literatura em três tópicos. No primeiro foram revisados trabalhos a respeito da evolução clínica das reabilitações orais com implantes osseointegrados, enfatizando o sistema de prótese mucossuportada e implantorretida; o segundo foi direcionado ao comportamento e efeitos das tensões ao osso periimplantar; e por último a aplicabilidade do método dos elementos finitos na odontologia.

2.1 Evolução clínica das reabilitações orais sobre implantes osseointegrados.

Carlsson, Hedegard e Koivumaa, (1976) relata em seu trabalho que embora muitos pacientes portadores de prótese total removível convencional estejam satisfeitos com a função e estética, outros são infelizes com este tipo de prótese.

Brånemark; Hansson; Adell, (1977) publicaram seus estudos iniciados em 1965 sobre a osseointegração em seres humanos, acompanhados por 10 anos. Relataram que com a consolidação da osseointegração e sua introdução na clínica odontológica houve um aumento do

conjunto de opções para tratamento dos pacientes desdentados, passando a oferecer melhores níveis de estabilidade, função, fonética e estética nas reabilitações. Afirmaram também que em pacientes desdentados totais com elevado processo de perda óssea, a instalação estratégica de implantes nas arcadas, juntamente com as próteses mucossuportadas e implantorretidas poderia solucionar os problemas de grande parte dos pacientes, uma vez que a estabilidade de suas próteses estaria garantida.

Adell, Lekholm e Rockler (1981) publicaram em relatório uma série de casos clínicos, durante 15 anos de acompanhamento, sobre o uso de implantes em indivíduos totalmente desdentados. Sugeriram que protocolos que utilizam os implantes osseointegrados como suporte na reabilitação protética de desdentados utilizando prótese total fixa, tanto em maxila quanto em mandíbula, requerem níveis mínimos de quantidade e qualidade óssea para serem concretizados.

Em 1983, provavelmente em um dos primeiros trabalhos de biomecânica das próteses sobre implantes, Skalak afirmou que o aspecto crítico do sucesso ou falha dos implantes é a maneira como as tensões são transferidas dos implantes ao tecido ósseo. É essencial que tanto tecido ósseo como implantes sejam submetidos somente a forças às quais estejam aptos a receber. Uma conexão rígida entre prótese parcial fixa e implante resulta em estrutura única, onde implante e osso agem como unidade. Qualquer desajuste entre prótese e implante promove o desenvolvimento de tensões internas na prótese, implante e osso. Enfatizou que, embora essas tensões não sejam detectadas por análise visual, podem ocasionar falhas, mesmo sem a presença de forças externas.

Carlsson (1984) avaliou as tensões oclusais em 27 pacientes desdentados em três ocasiões: (1) com dentaduras convencionais originais; (2) com dentaduras convencionais novas e (3) após a colocação de próteses implantorretidas mandibulares. Os resultados mostraram que os pacientes tiveram uma força média de 60 N com dentaduras originais, 75 N com as dentaduras

novas e 130 N com a osseointegração realizada e com as próteses instaladas. Foi demonstrado um aumento global da força oclusal depois do tratamento com as fixações osseointegradas.

Zarb, Jansson e Jent (1985) propuseram o uso de próteses mucossuportadas e implantorretidas após comentários sobre o sucesso da osseointegração. Evidenciaram isso através de citações de sucessos obtidos com a utilização de *overdentures* sobre raízes de dentes.

Bo Engquist *et al.* (1988) fizeram um estudo retrospectivo de sobredentaduras apoiadas por implantes osseointegrados, em 89 pacientes de onze clínicas suecas diferentes e preconizaram que na impossibilidade de se instalar um número suficiente de implantes para receber uma prótese fixa em desdentados totais, as próteses mucossuportadas e implantorretidas promovem uma reabilitação funcional bem aceitável. E concluíram também que em dois terços dos casos, a baixa qualidade e a reabsorção óssea extrema foram as razões da escolha de uma sobredentadura em detrimento a uma prótese fixa.

Segundo Cawood e Howell (1988) a substituição rotineira de todas as próteses totais instáveis por próteses fixas não se faz necessário. Geralmente, os pacientes que são reabilitados com próteses mucossuportadas e implantorretidas bem estabilizadas relatam um grau elevado de satisfação.

Adell *et at.* (1990) em estudo retrospectivo de próteses e implantes em 759 maxilares desdentadas de 700 pacientes com um total de 4.636 fixações osseointegradas na Universidade de Göteborg, por um período de 24 anos, encontraram estabilidade continua das próteses em 95% dos maxilares no intervalo de 5 a 10 anos e de 92% no período de 15 anos. Concluíram que tratamento rotineiro de desdentados com próteses fixas apoiadas por implantes osseointegrados parece ser um método altamente eficiente, dando resultados previsíveis em longo prazo.

Mericske-Stern (1990) analisou, em estudo retrospectivo, o comportamento biológico dos implantes osseointegrados de titânios utilizados como suporte para restaurações de

sobredentaduras em mandíbulas de 62 pacientes. Concluiu que não há nenhuma necessidade para colocação de múltiplos implantes para retenção de próteses mucossuportadas e implantorretidas ou nem em uni-los com uma barra. Porém cita que em publicações de experiência clínicas que utilizam sistema bola, são relatados a não promoção de retenção adequada, principalmente em pacientes com reabsorção severa do rebordo alveolar.

Smedberg *et al.* (1991) relatam que em diversos planejamentos reabilitadores orais totais, onde se encontra uma severa reabsorção do rebordo alveolar, principalmente na maxila, a indicação protética mais adequada, na maioria das vezes, é a prótese mucossuportada e implantorretida em detrimento às próteses fixas. Pois há situações em que estas próteses não preenchem os requisitos globais necessários à obtenção de uma estética e função apropriada.

Lewis, Nishimura e Sharma (1992) relatam que as próteses maxilares fixas suportadas por implantes foram, no início da osseointegração, o tipo de tratamento mais utilizado nas reabilitações orais. Contudo, fatores como o comprometimento estético nos casos onde a linha do sorriso for ativa, bem como as dificuldades de higienização, levou à busca de procedimentos alternativos. As próteses removíveis mucossuportada e implantorretida garantem uma ótima estética e também são mais favoráveis nos procedimentos de higienização, principalmente nos casos onde se tem grande reabsorção da crista do rebordo alveolar.

De Boer (1993) relata que a perda dental, principalmente em pacientes desdentados totais, é interpretada como uma perda física. A dominação deste sentimento não é conseguida por algumas pessoas, tornando-as incapazes de obter uma função adequada com uma prótese total convencional. O desejo de uma reabilitação oral com prótese fixa é a opção primeira na escolha por parte deste pacientes. Os fatores individuais físicos e psicológicos são quem ditam a indicação para prótese fixa ou removível.

Geertman *et al* (1994) apresentaram resultados com respeito à habilidade mastigatória experimental. A eficiência na mastigação dos pacientes com próteses mucossuportadas e implantorretidas em mandíbulas era significativamente melhor quando comparou à eficiência de mastigação dos pacientes com dentaduras completas convencionais novas.

Feine *et al*, (1994) desenvolveram testes funcionais de mastigação em pacientes desdentados totais há aproximadamente 10 anos. Em um total de 18 pacientes, instalou-se de quatro a cinco implantes, dividiu o grupo em dois, onde um foi reabilitado com próteses fixas e outro com próteses removíveis mucossuportada e implantorretida, invertendo esta condição após dois meses. Utilizou um padrão de alimentos para a realização dos testes funcionais de mastigação, registrou a atividade eletromiográfica e a extensão do ciclo mastigatório. As próteses removíveis apresentaram com menor atividade eletromiográfica e com melhor eficiência mastigatória em três dos cinco alimentos, demonstrando desta forma que esta modalidade de tratamento é tão eficiente quanto a uma prótese fixa implantossuportada. Quanto à opção do paciente, 50% preferiram ficar com a prótese removível.

Naert *et al*. (1994) em estudo prospectivo, comparando sistemas de retenção em 36 sobredentaduras mandibulares com e sem esplintagem em implantes osseointegrados, concluíram que a não esplintagem provem menor capacidade de retenção, e também que o sistema barra Dolder exige menor manutenção comparados com magneto e sistema bola.

Mericske-Stern, Piotti e Sirtes (1996) utilizando células de carga acopladas a três sistemas de ancoragens de próteses mucossuportadas e implantorretidas em mandíbula, *in vivo*, registraram a transmissão de forças em três dimensões simultaneamente. Os sistemas analisados foram: (1) barra de seção transversal em forma de U; (2) barra de seção circular e (3) sistema de apoios telescópicos separados. As magnitudes das forças de mastigação e trituração foram similares para os três tipos de sistemas. Entretanto observaram diferenças entre as barras e apoios

telescópicos com relação à distribuição das tensões. As esplintagem com barras contribuíram para dividir a carga e distribuir as tensões aos implantes.

Breeding, Dixox e Schmitf, (1996) utilizando um sistema para promover função simulada da utilização de cliques em barra de Hader, analisaram a retenção promovida por um ou dois cliques. Suas conclusões foram que com o uso de dois cliques em vez de um ocorreu um aumento significativo na retenção da prótese. Observaram também que com a remoção dos cliques plástico da barra por uma vez, reduz significativamente a retenção dos mesmos, porém com uma função simulada com 345.600 ciclos, não mais ocorreu perda significativa em retenção dos cliques.

Menicucci *et al.* (1998,b) analisaram, em três pacientes, as cargas sobre implantes orais osseointegrados e sobre a mucosa distal do lado de trabalho e balanceio, em mandíbula com sobredentaduras retidas por dois sistemas de ancoragens: do tipo bola e tipo barra/clipe. Observaram que nos três pacientes, a força sobre a mucosa distal no lado de balanceio, foi maior com o encaixe tipo bola do que sobre a retenção com barra. Foi significativo que nos pacientes 1 e 2, quando a prótese foi retida por barra, a mucosa no lado de balanceio não sustentou quase nenhuma carga; somente no paciente 3 a mucosa recebeu carga, ainda que a carga medida fosse a metade da recebida para o mesmo paciente quando usou a prótese retida pelo sistema bola. Nesta mesma publicação, os autores observaram que com relação à transmissão de cargas aos pilares, houve aumento nos valores no lado de balanceio quando da mudança de retenção tipo bola para barra. Esta mudança pode ser explicada considerando a carga na mucosa no lado de balanceio e a configuração geométrica dos dois tipos de retenção. Se comparado à retenção tipo bola, a barra determina uma troca das tensões da mucosa do lado de balanceio para a região periimplantar. A barra que é parafusada firmemente em posição, e unida aos dois implantes, atua como uma fêrula rígida entre eles e limita a liberdade da flexão mandibular. Esta poderia ser a causa da carga axial aumentada observada no implante do lado de balanceio, no sistema de retenção barra/clipe.

Mericske-Stern, (1998) registrou a transmissão de forças por próteses mucossuportadas e implantorretidas mandibulares, *in vivo*, utilizando sistema de retenção tipo bola, através da instalação de célula de carga. Concluiu que com o uso de sistema bola houve uma tendência para registrar baixas forças em ambos os implantes em todas as três dimensões. Porém na função mastigatória, o componente de força transversal na direção antero-posterior alcançou magnitudes que excederam o componente vertical entre 100% a 300%. Este padrão de força era específico para o sistema de retenção tipo bola e não foi observado em estudo prévio com barras e nem telescópicas.

Gomes, V.L. (1999) conceitua próteses removíveis totais retidas por implantes com o termo prótese removível total mucossuportada e implantorretida (MUSIR). Justificando a utilização deste termo pelo fato de que a prótese removível total ser primeiramente suportada pela mucosa oral e posteriormente retida por um sistema sobre implantes osseointegrado. Segundo o autor, deve-se confeccionar o aparelho protético respeitando todos os princípios de retenção e estabilidade de uma prótese total convencional. Quando os requisitos básicos estiverem preenchidos realiza-se o planejamento e distribuição dos implantes.

Misch (2000) relata que em uma dimensão vertical, a posição da barra pode ser obtida com a seleção dos *abutments* com altura adequada. O ideal é que a barra esteja a mais de 2 mm de altura do tecido mole, para não comprometer os procedimentos de higiene bucal. Relata também que para o clipe girar em torno da barra, esta deve ser paralela ao plano de oclusão e alinhada perpendicularmente à bissetriz do ângulo entre os rebordos posteriores, a fim de permitir consequentemente, a rotação da prótese.

Gonini (2002) afirmam que a utilização de dois implantes na região entre os forames mentonianos, tem propiciado a confecção de próteses mucossuportadas e implantorretidas com alto grau de sucesso. A longevidade deste tipo de reabilitação tem aumentado, levando-se em

consideração as características anatômicas, fisiológicas e mecânicas, durante a execução das próteses.

Botega *et al.* (2004) estudaram a força de retenção e resistência à fadiga de dois sistemas de fixação de próteses mucossuportadas e implantorretidas, *O-ring* e barra/clipe. Analisaram sistemas de diferentes fabricantes, perfazendo quatro grupos para o estudo. Foram submetidos a teste de fadiga com 5.500 ciclos, com os corpos de prova submersos em saliva artificial. Puderam concluir que o teste de inserção e remoção não diminuiu valores de retenção ou levaram a fratura de componentes, e que a seleção dos sistemas barra/clipe ou *O-ring*, deve estar baseada nas indicações de cada sistema e necessidade de cada paciente, enquanto que a força de retenção depende dos sistemas oferecidos por cada fabricante.

MacEntee, Walton, e Glick, (2005) acompanharam durante 3 anos 100 pacientes reabilitados com prótese mucossuportada e implantorretida por sistema bola e barra/clipe, em mandíbula. Avaliaram o grau de satisfação e a necessidade de manutenção das próteses por esse período. Concluíram que os pacientes ficaram muito satisfeitos com as novas próteses e que o sistema bola necessitou substancialmente de mais reparos que o barra/clipe ($P < 0.001$).

2.2 Tensões periimplantares.

Brodsky, Caputo e Furstman¹, (1975 apud Campos Júnior *et al.*, 1986, p. 21), instalando aparelhos ortodônticos similares em gatos e em padrões fotoelásticos, verificaram correlação positiva entre esses dois experimentos. Observaram correlação positiva, justificada por

¹ BRODSKY, J. F.; CAPUTO, A. A.; FURSTMAN, L.L. Root tipping: a photoelastic histopathologic correlation. *Am J Orthod*, v. 67, n.1, p. 1-10, jan. 1975.

estiramento de ligamento periodontal de áreas que corresponderam às áreas de tração nos padrões fotoelásticos, como também por compressão do ligamento nas áreas correspondentes à compressão nos padrões fotoelásticos. As áreas de grande concentração de franjas, no padrão, corresponderam a áreas de hialinização do ligamento periodontal do animal.

Adell, Lekholm e Rockler (1981) após o acompanhamento durante 15 anos, de uma série de casos clínicos com indivíduos que receberam implantes osseointegrados, observaram perda óssea periimplantar a nível da crista do rebordo, que obedeciam à seguinte característica: no primeiro ano de carga sobre a prótese, a perda óssea marginal inicial foi de até 1,5 mm e nos anos subseqüentes, 0,1 mm.

Lindquist, Rockler e Carlsson, (1988) fizeram a medição da reabsorção óssea marginal ao redor de implantes osseointegrados em 46 pacientes por um período de 6 anos reabilitados com prótese tipo protocolo. Constataram perda óssea de 0.5 mm no primeiro ano e 0.06 a 0.08 mm nos anos subseqüentes. A perda óssea tendeu a aumentar nos implantes mais anteriores à medida que se tinha um aumento da viga em balanço para distal. Relataram também que quando tensões incidem na crista do rebordo podem ultrapassar os limites fisiológicos causando microfraturas no osso ou até mesmo entrarem na zona de sobrecarga patológica, promovendo reabsorção. Podendo também promover a diminuição do suprimento sanguíneo na região que está sofrendo tensão, acarretando perda óssea, tornando o ambiente mais susceptível às bactérias anaeróbias.

De acordo com Rangert, Jemt e Jorneus (1989), em uma reabilitação oral com implantes osseointegrados, a colocação estratégica dos implantes é o parâmetro principal para limitar as cargas. Para instalações bem integradas ao osso de boa qualidade, o ponto mais fraco no sistema será o parafuso do pilar e que deve ser considerado como uma característica de segurança do sistema.

Misch (1990) descreveu que a densidade óssea é que define a resistência do osso na região marginal. À medida que se aplicam forças funcionais, ocorre aumento dessa densidade e da resistência óssea, conseqüentemente, observa-se um melhor comportamento do osso frente às tensões.

Jaffin e Berman (1991) registraram, em observações por cinco anos em 1054 implantes osseointegrados, que 90% foram instalados em osso do tipo I, II e III onde encontraram perdas de 3%. Em osso tipo IV foram instalados 102 implantes, ocorrendo perda de 35% destes. Os autores sugestionam uma predeterminação do tipo de osso antes da cirurgia para que se possa ter maior previsibilidade na osseointegração.

Akagawa *et al* (1992) analisaram em estudo *in vitro*, a interface osseointegrada de um implante. Observaram que mudanças na intensidade das cargas afetam esta interface e que uma mesma magnitude de força em direções diferentes também pode refletir no comportamento diferenciado das tensões nesta região. O sucesso de um tratamento com implantes osseointegrados depende da biomecânica desta região.

Mericske-Stern *et al.* (1992) selecionaram cinco pacientes totalmente desdentados com média de idade em 69.4 anos, para o desenvolvimento de um estudo. Todos receberam uma prótese total convencional superior e uma prótese mucossuportada e implantorretida com dois implantes instalados nas regiões dos caninos inferiores. Foram instalados, em próteses duplicada da original, sensores piezoelétricos telescópicos que posteriormente foram parafusados aos implantes, com o objetivo de analisarem as intensidades e sentidos das forças em três planos. As direções das cargas incidentes foram mais prevalentes para apical, para vestibular e para a mesial dos implantes. Os valores dominantes ocorreram na componente vertical, porém, componentes horizontais apresentaram valores muito próximos do vertical. Concluíram que as forças horizontais não devem ser negligenciadas.

Frost (1994) apresentou um esquema com quatro zonas de adaptação mecânica ao esforço no osso compacto, onde a remodelação óssea pode resultar na reabsorção ou conservação óssea, mas não pode aumentá-lo. O microesforço até 50 unidades, evidencia a perda de até 15% na lâmina cortical e extensa perda do osso trabecular, por perda de densidade mineral. De 50 a 1.500 microesforços ocorre um equilíbrio entre a modelação e remodelação. No intervalo de 1.500 a 3.000 microesforços, conhecida como zona de sobrecarga branda, ocorre a modelagem do osso e inibição da remodelagem, diminuindo a densidade do osso. A quarta zona, conhecida como zona de sobrecarga patológica, ocorre a partir do alcance dos 3.000 microesforços. A fratura do osso cortical ocorre em um índice de 10.000 a 20.000 unidades de microesforços, ou seja, com 1 a 2% de deformação.

Beumer, Nishimura e Moy em 1995 relatam que achados clínicos tornam cada vez mais evidentes que as cargas oclusais não-axiais são prejudiciais à osseointegração e que estas provavelmente promovem a perda óssea ao redor dos implantes osseointegrados.

Paul, Roger e Robin (1995) avaliaram durante três anos, pacientes reabilitados em duas diferentes escolas Inglesas com próteses mandibulares mucossuportada e implantorretida por cliques, com barras de seção transversal circular e paralela. Dos 26 casos estudados, 17 era com barras de seção circular ou oval e 9 paralela. Através de análises radiográficas, constataram perda óssea, para um intervalo de 1,1 a 2,0 mm, de 4% e 0% na mesial e 8% e 14%, na distal, para barras de seção transversal circular e paralela respectivamente. Verificando, portanto perda óssea maior na distal dos implantes com relação à mesial, para este intervalo.

Andersson *et al* (1995) estudaram 57 pacientes reabilitados com coróias unitárias sendo 34 com o sistema *CeraOne* em um total de 65 implantes osseointegrados por um período de dois a três anos. Desse total de implantes, 11 eram cônicos e 54 *standard*. Ocorreu uma perda óssea de até 1.33 mm no primeiro ano de função, quando se excluíam os implantes cônicos. Um grau mais

alto de perda de óssea foi observado ao redor dos implantes cônicos para todos os períodos de tempo, com até 1.76 mm no primeiro ano.

Young-Chul, Chong-Hyun e Keun-Woo (1996) estudaram a perda óssea marginal em 62 implantes instalados em 62 pacientes, através de radiografias periapicais e a mudança na densidade óssea ao redor dos implantes, pela subtração de imagens radiográficas pelo método digital, de quatro tipos diferentes de implantes dentais osseointegrados. Os resultados encontrados foram: perda óssea marginal rápida nos primeiros três meses para todos os quatro tipos de implantes, correspondendo a mais de 50% do total da perda durante os 12 meses do estudo. O nível do osso estabilizou na primeira rosca dos implantes. A quantidade de perda óssea para 12 meses mostrou uma correlação com o comprimento da superfície polida do pescoço dos implantes, porém não houve correlação com o tempo de exposição do pescoço polido ou tipos de sistemas de implante. Não houve aumento da densidade óssea ao redor dos filetes de rosca, porém observaram que a densidade do osso da crista alveolar recentemente formada aumentou durante o período do estudo.

Roynesdal *et al* (1998) fizeram um estudo prospectivos para investigar a reabsorção óssea marginal em três implantes osseointegrados diferentes, instalados na região anterior da mandíbula em 15 pacientes. Cada paciente recebeu três implantes, sendo um de cada tipo. Os tipos de implantes de titânio foram: implante rosqueado sem tratamento de superfície; implante cilíndrico com cobertura de hidroxiapatita e outro cilíndrico tratado com plasma de titânio. Três meses após a segunda fase cirúrgica, foram instalados pilares esféricos e uma prótese mucossuportada e implantorretida. O período para registro dos dados foi estabelecido aos 12, 24 e 36 meses. Como resultados observaram menor perda óssea marginal nos implantes com rosca e cilíndricos com cobertura de hidroxiapatita na comparação com implantes cilíndricos de titânio tratados com

plasma. Portanto, este último apresentou um prognóstico menos favorável que os outros implantes utilizados no estudo.

Misch (2000) descreve que a profundidade e a geometria do padrão de tensão em forma de “V”, ao redor do implante, observado em análises fotoelásticas e em análises de elementos finitos, se modificam nas diferentes densidades ósseas também *in vivo*. Um osso com baixa densidade permite que a tensão seja transmitida ao longo de uma distância maior na interface do implante. Osso muito denso captura a tensão mais próxima da região marginal e um osso pouco denso ocorre uma maior progressão apical do padrão de tensão. Entretanto implantes em ossos de baixa densidade quando submetidos à sobrecarga oclusal, a perda óssea pode abranger uma grande porção do implante podendo conseqüentemente acarretar a perda deste.

Lorenzoni *et al* (2003) fizeram um estudo comparativo entre carga imediata e tardia em mandíbulas desdentadas. Este estudo prospectivo avaliou os resultados clínicos em sete pacientes com 14 implantes imediatamente carregados comparados com 28 não carregados. Os resultados foram baseados em estabilidade clínica e em mudanças do nível da crista óssea periimplantar após seis meses da instalação dos implantes. A disposição dos implantes foi nas posições dos dentes 34, 33, 32, 42, 43, 44. Os implantes das posições 33 e 43 receberam a conexão de uma barra tipo Dolder para retenção de uma sobredentadura implantorretida e mucossuportada, imediatamente à instalação dos mesmos, os outros implantes foram cobertos para aguardar o período de seis meses de cicatrização. Encontraram um valor de alta significância ($p < 0.001$) tanto para a estabilidade clínica, registrada pelo Periotest, quanto para a mudança do nível da crista óssea. O valor médio para a perda óssea marginal, após seis meses à instalação dos implantes, foi de 1,0 mm para os imediatamente carregados e 0.5mm para os que não foram. Não houve perda de nenhum implante até o término do estudo.

Koca, Eskitascioglu e Usumez (2005) analisaram através do método dos elementos finitos, o comportamento das tensões periimplantares na região posterior da maxila utilizando cinco diferentes alturas ósseas. Observaram que a distribuição das tensões nas alturas ósseas de 7, 10 e 13,0 mm são mais uniformes e em menores áreas comparando-se às alturas de 4 e 5 mm; para todos os modelos, houve concentração de tensões na cortical da crista do rebordo do lado palatino.

2.3 Método dos elementos finitos.

Turner *et al* (1956) introduziu o método dos elementos finitos, utilizando modelos tridimensionais, e relatou que é o mais avançado e eficaz procedimento de análise de tensões, deformações e deslocamentos. Possibilitando estudos de estruturas mais complexas e suas análises qualitativas e quantitativas.

Yettram, Wright e Pickard, (1976) estudaram, através do método dos elementos finitos, a distribuição de tensões em um segundo pré-molar inferior hígido comparado a um segundo pré-molar restaurado com uma coroa total de ouro, aplicando diferentes tipos de cargas. Os resultados demonstraram que a aplicação de carga na cúspide vestibular gerava uma tendência de rotação da coroa, produzindo uma grande concentração de forças de compressão na região do término do preparo da face vestibular e alta concentração de forças de tração na face oposta.

Corrêa e Matson (1977) utilizaram o método dos elementos finitos para analisar as tensões desenvolvidas em um dente restaurado com amálgama de prata recebendo uma carga de 24 kgf. Fizeram uma comparação entre a metodologia utilizada com a fotoelasticidade bi e tridimensional. Reafirmaram que a fotoelasticidade apresenta análise qualitativa das tensões no interior das estruturas, sendo muito difícil obterem a quantificação das tensões.

Takahashi, Kitagami e Komori, (1978) utilizando o método dos elementos finitos com modelos bidimensionais, analisaram comparativamente, o comportamento das tensões e deslocamentos quando se reabilita em mandíbula, com uma prótese parcial fixa de três elementos na região de segundo pré-molar e segundo molar. As próteses foram confeccionadas de duas formas, sobre dentes naturais e utilizando um implante laminado (BLADE-VENT) na região do segundo molar. Concluíram que o deslocamento, na prótese parcial fixa sobre implante, é menor que na prótese parcial fixa sobre dentes naturais, quando se aplica cargas verticais e inclinadas. E que a concentração das tensões foi observada no pântico, mesial e distal do pré-molar em ambas as restaurações e também no pescoço do implante da prótese parcial fixa.

Meijer (1992) utilizando o método dos elementos finitos, em modelos bidimensionais, comparou a distribuição de tensões principais máximas e mínimas em torno de dois implantes localizados na mandíbula com e sem ferulização. Os implantes interligados por barra apresentaram tensões de compressão somente na distal e os sem ferulização apresentaram compressão na mesial e distal. Observaram também que a concentração das tensões ocorreu na crista do rebordo alveolar.

Meijer *et al* (1993) utilizando modelo tridimensional de elementos finitos analisaram as tensões ocorridas em implantes instalados nas regiões de caninos mandibulares, a 12,0mm da linha mediana, conectados e não conectados por barra. Concluíram que as tensões ocorridas na região periimplantar não foram causadas somente pela deformação óssea devido ao movimento do implante ao receber tensão, mas também pela deflexão da mandíbula decorrente das forças dos músculos. Os resultados mostraram que a tensão máxima ocorreu quando da aplicação de força oblíquas, concentrando na região do pescoço do implante.

Meijer *et al* (1996) modelaram em três dimensões e analisaram através do MEF dois segmentos mandibulares desdentados com quatro implantes distribuídos na região

intermentoniana. Um modelo1 com implantes interconectados por barra e outro, modelo2, sem barra. Três formas de aplicação das cargas foram utilizadas. (1) carga uniformemente distribuída sobre a barra (modelo1) e sobre todos os *abutments* (modelo2); (2) carga no centro da barra (modelo1) e nos *abutments* dos implantes centrais (modelo2) e (3) carga na lateral da barra (modelo1) e *abutments* dos implantes laterais. Observaram que no modelo sem barra, embora um dos implantes não estivesse carregado e nem conectado a outro implante, ainda havia tensões presentes ao redor do pescoço do implante. Este fato é a confirmação de que a deformação global de uma porção óssea contribui para a distribuição de tensão no osso adjacente aos implantes. Concluíram que o implante mais próximo ao lugar do carregamento apresenta concentração de tensão mais elevada.

Hélène, Robert e Derek (1996) utilizaram modelos bidimensionais de elementos finitos para avaliar a distribuição das tensões em mandíbula de cão. Foi utilizado um sistema com dois implantes, com diferentes superfícies tratadas, interligados por uma barra localizados em um dos lados da mandíbula. Foram simuladas quatro situações de aplicação de força. Com a aplicação de 100N no centro da barra, distribuído em 4 mm, o comportamento das tensões equivalentes no topo da crista do rebordo foram maiores na mesial do implante da mesial e na distal do implante distal.

Barbier *et al* (1998) utilizaram o método dos elementos finitos para avaliar seu experimento clínico em cão. Instalaram dois implantes em cada lado da mandíbula e ferulizaram estes com uma prótese metálica “tipo barra”, sendo uma com extensão distal (*cantilever*) e outra sem extensão. Ao analisar esta última com modelos tridimensionais de elementos finitos, aplicando uma força de 100N no centro da prótese, observaram uma concentração maior de tensões de Von Mises na porção externa à prótese, nas proximidades dos implantes, tanto no osso cortical quanto trabecular.

Menicucci *et al* (1998,a) avaliaram o comportamento das tensões na mucosa e no osso em mandíbula reabilitada com prótese mucossuportada e implantorretida com *O'ring* e barra/clipe, através do método dos elementos finitos. Observaram que quando se aplica carga unilateral (lado de trabalho), a mandíbula é submetida a movimento de torção. O sistema barra/clipe tende a resistir a este movimento gerando maiores tensões no osso periimplantares na comparação com o sistema bola ou *O'ring*. Relataram também que para uma melhor distribuição das tensões na mucosa, os cliques devem ser posicionados o mais próximo possível dos pilares. Concluíram, contudo, que o sistema bola distribui melhor as tensões sobre a mucosa e promovem menores níveis de tensões periimplantares que o sistema barra/clipe.

Moraes, Moraes e Elias (2001) analisaram o comportamento das tensões em modelos de elementos finitos onde foram simuladas as situações de ancoragem dos implantes (bi e monocorticalizados), como também fizeram uma análise comparativa da variação do diâmetro dos implantes (3,75mm e 5,0mm). Concluíram que a bicorticalização promove redução de tensões ao osso cortical na comparação com a monocorticalização. Para a variação do diâmetro dos implantes, o mais largo apresentou melhor distribuição de tensões no complexo pilar-implante.

Rubo e Souza (2001) em seu experimento de elementos finitos modelaram uma mandíbula e instalaram sobre implantes, uma prótese com extensão distal (*cantilever*), onde estudaram diversas variáveis, como o grau de curvatura dos implantes, extensão do *cantilever*, densidade óssea, comprimento do pilar (*abutment*), comprimento do implante, rigidez da supra-estrutura e número de implantes. Concluíram que aplicando cargas no *cantilever*, as tensões tendem a se concentrar no osso cortical e trabecular na face disto-lingual do implante mais próximo do ponto de aplicação de carga. As tensões diminuem gradualmente quanto mais se distancia desse ponto e voltam a aumentar ao redor do implante terminal do lado oposto.

Lin e Wang (2003) utilizando o método dos elementos finitos analisaram o comportamento biomecânico de um sistema protético apoiado por implante/dente, com conexão rígida e não-rígida. Foram realizadas 10 situações variando a aplicação de diferentes intensidades e locais das forças, com os tipos de conexão. Uma ponte parcial fixa de três elementos foi modelada sobre o dente, segundo pré-molar, e um implante (4,5 mm x 13,0 mm), inserido na região do segundo molar. Eles utilizaram elemento de contato não-linear para simular as situações de conexão não-rígida. Constataram que a intensidade da força oclusal e o local onde esta ocorre afetam a distribuição de tensão em um sistema de esplintagem com conexões rígidas e não-rígidas. Observaram também que a função do dispositivo não-rígido, em amortizar as tensões, só fica óbvia quando o sistema de esplintagem recebe forças oclusais baixas, portanto, procedimentos de ajustes oclusais podem reduzir o efeito do balanço e pode redistribuir tensão dentro do sistema de implante.

Kitamura *et al* (2005) utilizando modelos tridimensionais, analisaram através do método dos elementos finitos as tensões em modelos com e sem reabsorção óssea. Os resultados demonstraram que (1) a carga buço-lingual gerou mais tensões que a carga axial, (2) as maiores tensões ocorreram na região do osso cortical (3) e a distribuição de tensões entre os modelos que apresentavam reabsorção horizontal e não reabsorção foram similares, entretanto no modelo com reabsorção vertical, ocorreu maior concentração de tensões.

3 - PROPOSIÇÃO

A revisão da literatura mostra a preocupação dos autores com o comportamento biomecânico das reabilitações orais sobre implantes osseointegrados, principalmente com o comportamento das tensões frente ao processo de perda óssea na interface osso/implante.

Neste estudo propõe-se avaliar o projeto do sistema de retenção barra/clipe através da análise do gradiente de tensões gerado pela utilização de diferentes configurações, a saber:

- a. Utilizando um ou dois cliques sobre a barra;
- b. Utilizando cliques de diferentes tamanhos;
- c. Utilizando diferentes posições dos cliques sobre a barra.

O gradiente de tensões será avaliado numericamente utilizando modelos tridimensionais de elementos finitos.

4- MATERIAL E MÉTODO

Inicialmente, mediante o conhecimento do estado da arte, sobre sistemas barra/clipe foram avaliadas as diferentes possibilidades de análise e modelagem do sistema. A seguir, foi desenvolvido um modelo tridimensional de elementos finitos a fim de avaliar o gradiente de tensões originado ao redor de implantes dentários osseointegrados unidos por barra metálica, recebendo cliques plásticos em diferentes situações e submetidos a uma carga externa.

O estudo integra um projeto na linha de biomecânica desenvolvida interdisciplinarmente pelas Faculdades de Odontologia e de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), em cujos laboratórios foi realizado o trabalho.

O trabalho foi desenvolvido utilizando basicamente, recursos computacionais e microcomputador com boa velocidade de processamento (1,5GHz) e com memória satisfatória.

No estudo, os modelos numéricos tridimensionais de elementos finitos foram implementados e analisados no Programa ANSYS (Swanson Analysis System Inc., Houston, TX, U.S.A.).

4.1 Prótese sobre implante utilizando barra.

Hemet Hader desenvolveu na década de 60 o sistema de barra e sela. Em 1992 English, Donnel e Staubli modificaram o sistema, diminuindo a altura do sistema de 8,3 para 3,0 mm. O sistema convencional de Hader tem região superior arredondada e uma aba embaixo. Esta aba age como um enrijecedor, que aumenta a resistência da barra e limita a sua flexibilidade.

Dolder (1961) publicou um estudo com sistema de retenção barra/clipe. A forma da barra utilizada por Dolder foi de seção transversal oval. Essa configuração, como no sistema de Hader, promove o aumento da resistência da barra e limita sua flexibilidade, como também, limita

parcialmente o movimento de rotação do clipe em torno da barra. A rotação do clipe, nesses sistemas, compensa a resistência do tecido, geralmente em 0,5 a 1,0 mm (MISCH, 2000).

Atualmente a barra com seção transversal circular, também é bastante utilizada, possuindo como característica positiva, a possibilidade de rotação do clipe e, conseqüentemente, da prótese. A característica negativa é que nesse tipo seção, a flexão da barra apresenta uma relação x^4 . Em outras palavras, uma barra com o dobro do comprimento flexiona $2 \times 2 \times 2 \times 2 = 16$ vezes mais (MISCH, 2000).

O grau de resiliência da área basal é que define o tipo de barra a ser utilizado na reabilitação. Tecido gengival com elevado grau de resiliência, requer maior amplitude de movimento de rotação da prótese. Para a obtenção de maior liberdade do clipe, alguns aspectos importantes devem ser observados: (1) o princípio de Dolder, onde a barra deve estar alinhada perpendicularmente a uma linha bissetriz do ângulo formado pelas regiões posteriores das arcadas e ser paralela ao plano de oclusão (DOLDER, 1961). Como também, (2) a utilização de barra de seção transversal circular.

O outro componente do sistema, o clipe, também possui composição e tamanhos variados. Podem ser metálicos ou plásticos, com comprimentos básicos, que variam de 3 a 7,0 mm. Para o presente estudo, a barra utilizada foi de seção transversal circular com clipe plástico. As figuras 2 e 3 apresentam respectivamente, as ilustrações das formas básicas de seção transversal das barras e fotos dos cliques plásticos utilizados nesse estudo.

4.2 Método dos Elementos Finitos

Avelino (2005) define o Método dos Elementos Finitos (MEF) como um método aproximado de cálculos de sistemas contínuos, de tal forma que a estrutura, o componente

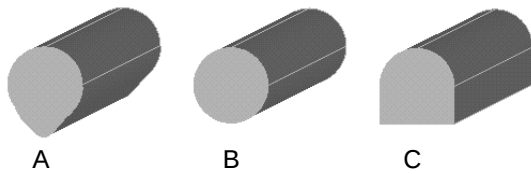


Figura 2 - Tipos convencionais de barras. Seção transversa oval (A), circular (B) e paralela (C).

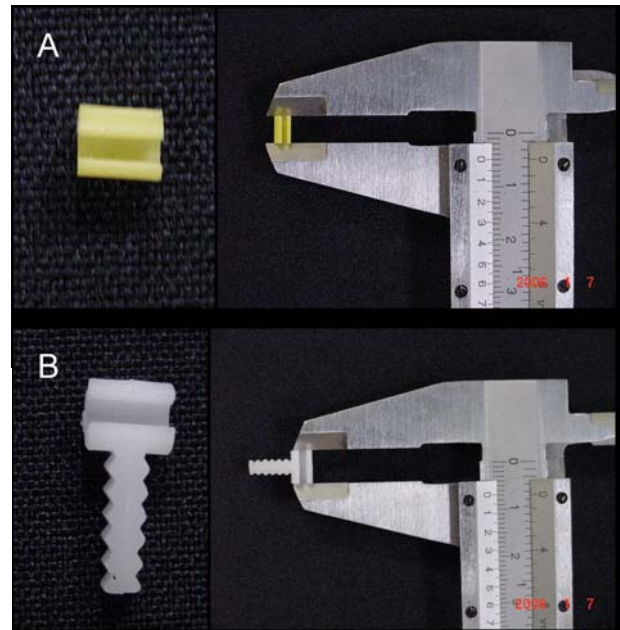


Figura 3 - Tipos de cliques utilizados no estudo com a aferição de seus comprimentos. (A) clipe da Lifecore com 5,0 mm e (B) clipe da Conexão com 7,0 mm.

mecânico ou, de forma geral, o corpo contínuo é subdividido em um número finito de partes (elementos), conectados entre si por intermédio de pontos discretos, que são chamados de nós.

Nos problemas estruturais, os deslocamentos nodais são as incógnitas do problema. A montagem de elementos, que constitui o modelo matemático (modelo estrutural), tem seu comportamento especificado por um número finito de parâmetros (comportamento dos deslocamentos nodais dentro do sistema).

O método dos elementos finitos foi desenvolvido na década de 50, inicialmente para resolver problemas estruturais na indústria aeroespacial. É uma técnica pela qual pode ser recriado, matematicamente, o comportamento físico de um protótipo determinado. Trata-se de um processo numérico tipicamente de uso das Engenharias, hoje disponível para a solução de

uma grande variedade de problemas, tanto da análise estrutural quanto de outros campos do conhecimento como hidrodinâmica, transferência de calor, escoamento de fluidos, ondas eletromagnéticas, dispersão de poluentes e outros. Auxilia em projetos automotivos, da aviação, aeroespaciais, usinas hidroelétricas, satélites entre outros. Porém tem sido também utilizado para análise do comportamento mecânico em diversas áreas biológicas, mais precisamente no campo da biomecânica. Esta ciência, atualmente, é uma importante área de aplicabilidade do MEF, permitindo o estudo da interação dos tecidos vivos com estruturas mecânicas. Estas complexas estruturas podem ser analisadas em relação à eficiência, integração e durabilidade.

A análise através do MEF proporciona dados valiosos a um custo operacional relativamente baixo, em um tempo reduzido, além de fornecer informações desconhecidas nos estudos clínicos e grande versatilidade na variação de situações, geometrias, propriedades mecânicas e forças aplicadas. Entretanto, este método possui suas desvantagens. Determinadas simplificações e suposições devem ser feitas a fim de tornar a solução do problema possível. Algumas dessas suposições podem influenciar significativamente os resultados. É fundamental que o pesquisador tenha bastante conhecimento sobre o problema físico a ser analisado e ainda das informações técnicas disponíveis, a serem introduzidas na análise ou observadas na solução, para que o comportamento do modelo reproduza as condições o mais próximo do real.

A parti do desenvolvimento de computadores de alta capacidade de processamento ocorreu um grande sucesso do método, promovendo a automação dos cálculos, uma vez que, geralmente existe um número muito grande de incógnitas.

O programa ANSYS destaca-se entre outros, por conter um pacote de ferramentas para modelagem, processamento e pós-processamento de múltiplos propósitos a serem analisados pela metodologia dos elementos finitos. Este programa analisa numericamente uma grande variedade

de situações mecânicas como: análise estrutural estática ou dinâmica, transferências de calor, projetos acústicos, fluidos e eletromagnetismo.

Pode-se sintetizar a análise por elementos finitos em três passos: fase de pré-processamento, fase de processamento propriamente dito e fase de pós-processamento.

A) Fase de pré-processamento

1- Modelagem geométrica da estrutura a ser estudada: Tipicamente, é realizada com as ferramentas do Software, onde se procura desenvolver, da forma mais fiel possível, um modelo matemático da estrutura em consideração. Essa etapa também pode ser realizada em outros programas de modelagem, como o AUTOCAD, por exemplo, e a geometria pode ser exportada para dentro do compilador do ANSYS.

2- Geometria do modelo em elementos finitos: Subdivide-se o modelo geométrico em partes denominadas elementos, que são interconectados por pontos intitulados nós. O modelo subdividido define a malha da estrutura.

3- Pré-processamento físico do modelo: Nesse momento são atribuídos à estrutura estudada, as propriedades físicas dos materiais, as condições de contorno, restrições e carregamentos, que simularão o modelo físico real.

B) Fase processamento

- Solução das equações: Nesta fase as matrizes de rigidez e amortecimento são montadas de acordo com as condições de compatibilidade e as equações são resolvidas de acordo com métodos aproximados ou funções de interpolação. Nesta etapa o programa efetua o processamento dos cálculos dos deslocamentos nodais, forças nodais e outras características de acordo com as requisições de análise pré-determinadas.

C) Fase pós-processamento

- **Verificação dos resultados:** Nesta etapa os resultados requeridos são avaliados de forma gráfica ou numérica. O programa fornece varias possibilidades de avaliar os resultados.

Em síntese, as informações essenciais requeridas para o estudo de uma estrutura através do método dos elementos finitos são: criação da geometria da estrutura, fixação do modelo, aplicação das cargas e as considerações e propriedades mecânicas dos materiais a serem avaliados. A figura 4 apresenta um fluxograma do processo de elaboração e desenvolvimento de um estudo hipotético utilizando o MEF.

As propriedades mecânicas dos materiais influenciam consideravelmente na distribuição das tensões em uma estrutura, ou seja, um material pode exibir propriedades mecânicas dependentes da direção observada (BEER; JOHNSTON, 1999). Em uma análise estrutural, algumas considerações prévias dos materiais são necessárias para que o programa processe o sistema de equações, simulando as condições mais próximas das condições reais. As condições estruturais dos materiais no presente estudo foram considerar os materiais homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

O módulo de elasticidade longitudinal (E) é uma constante do material, definida como a relação existente entre a tensão e a deformação longitudinal sob condições elásticas. Este valor é obtido mediante um ensaio mecânico de tração. O módulo de elasticidade mede basicamente o grau de rigidez de um material. Quanto mais intensas forem as forças de atração entre os átomos, maior é o módulo de elasticidade. Isso quer dizer que, para uma determinada força aplicada, quanto maior o módulo de elasticidade de um material, menor a deformação linear deste para mesmo nível de tensão aplicada.

O coeficiente de Poisson (ν) é definido basicamente por qualquer alongamento ou contração de uma estrutura cristalina em uma direção que produza uma modificação geométrica

nas outras direções. A relação entre a deformação transversal e a deformação longitudinal é chamada de coeficiente de Poisson.

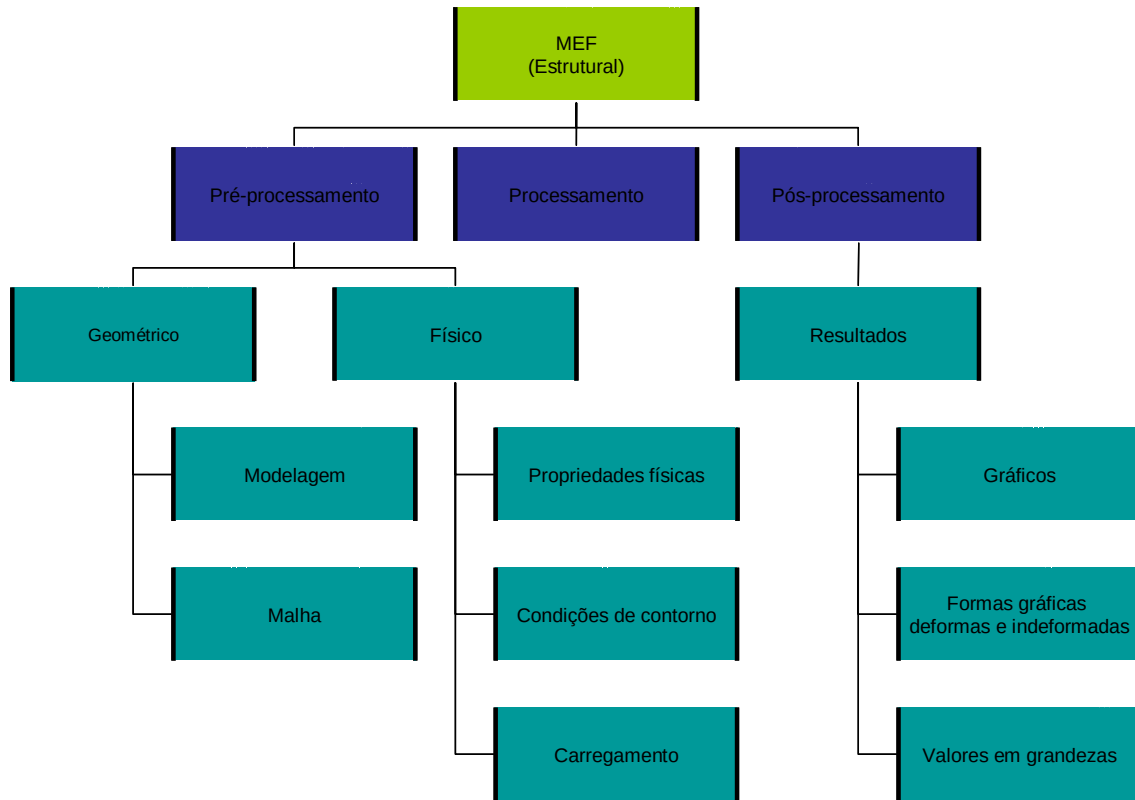


Figura 4 - Fluxograma mostrando as várias etapas de uma análise por elementos finitos.

4.3 Modelos geométricos

Meijer *et al* (1996) cita outros artigos de sua autoria, onde determinaram que para uma avaliação satisfatória da distribuição de tensões ao redor dos implantes osseointegrados em elementos finitos na região interforaminal mandibular, a modelagem tridimensional da porção anterior da mandíbula é o suficiente.

Foram desenvolvidos cinco modelos sólidos tridimensionais de elementos finitos. Esses foram avaliados comparativamente, analisando-se diferentes disposições, tamanhos e quantidades de cliques e sua influência na distribuição de tensões nas regiões periimplantares.

Os modelos foram desenvolvidos utilizando o próprio ambiente de modelagem do programa ANSYS, da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, Mg, Brasil. Os modelos sólidos tridimensionais, dos implantes, pilares, barra e cliques, foram desenvolvidos, respeitando-se suas dimensões reais, fornecidas pelos respectivos fabricantes.

Desenvolveu-se um modelo mestre que consta de dois pilares UCLA interligados por uma barra, aparafusados a dois implantes com plataforma regular (4.1mm), inseridos em um bloco de osso mandibular. O osso foi modelado com dois materiais diferentes, simulando o osso cortical e o osso esponjoso. Em seguida, modelaram-se dois cliques de 5,0 mm (Lifecore Biomedical Chaska, MN, U.S. A) e 7,0 mm (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, SP, Brasil). Os cliques mestres foram distribuídos sobre as barras, perfazendo cinco diferentes situações. Portanto os modelos diferem apenas nos números, tamanhos e disposições dos cliques, conforme mostrado na figura 5.

O modelo tridimensional (3D) da barra foi feito considerando um sistema convencional de seção transversal circular, com 2 mm de diâmetro e comprimento de 20,0 mm, fundida a dois pilares UCLA; dois parafusos de pilares; dois implantes com 3.75 mm de diâmetro por 13,0 mm de comprimento, com plataforma regular, 4.1mm, conforme mostrado na figura 6. Todos os parâmetros desses componentes são de fabricação da empresa Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, SP, Brasil. Os filetes de rosca, tanto nos implantes quanto nos parafusos dos pilares, foram desprezados. A eliminação dos filetes de rosca dos implantes foi considerada baseada em estudos anteriores com elementos finitos, onde mostraram que a forma do implante não leva a uma diferença substancial na distribuição da tensão quando se considera a interface osso/implante

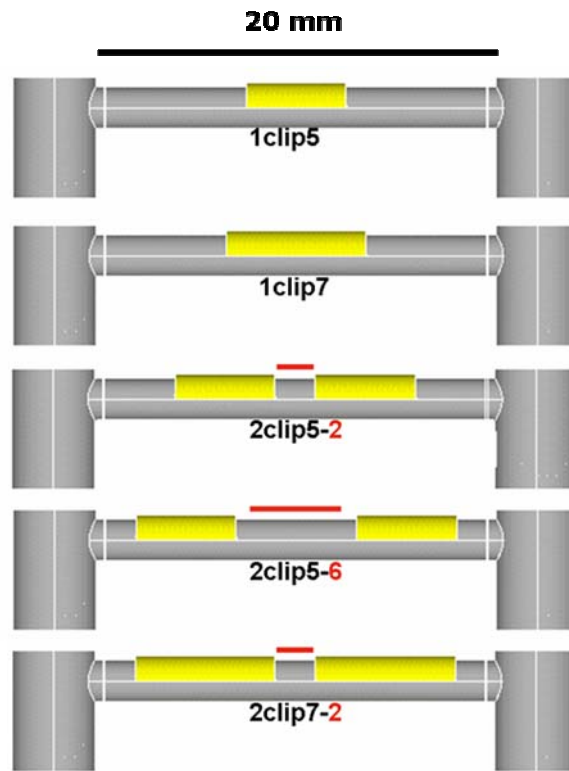


Figura 5 – As cinco disposições utilizadas dos cliques de 5 e 7 mm ao longo da barra de 20 mm.

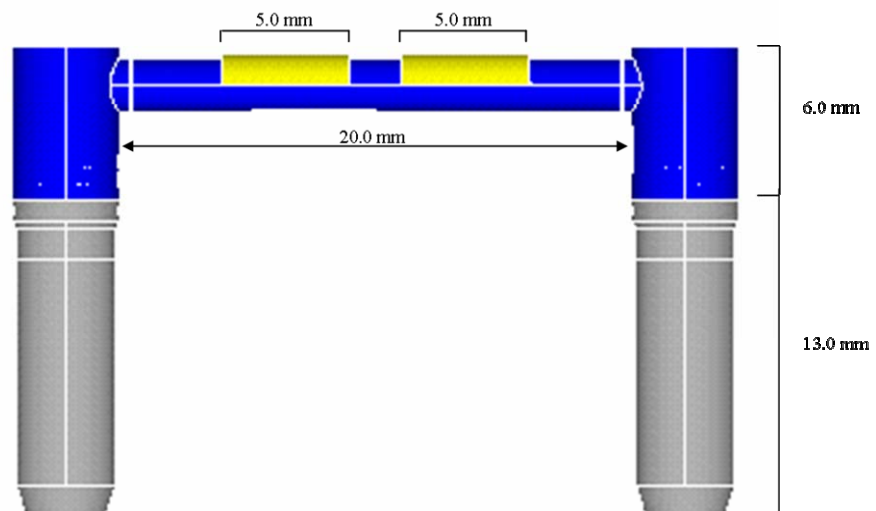


Figura 6 - Conformação parcial do modelo apresentando implantes, pilar/barra e cliques com suas devidas dimensões.

100% integrada, ou seja, nós comuns na interface das duas estruturas. Entretanto ao considerar elementos de contato na interface, os implantes sem rosca desenvolveram cinco vezes mais tensão na região do ápice que os implantes com rosca, sob carga axial (SIEGELE; SOLTÉSZ, 1989).

Devido o estudo ter como propósito uma análise comparativa entre modelos basicamente idênticos, variando apenas no número e distribuição dos cliques, a interface foi considerada 100% integrada.

A extensão adotada para a barra está entre os diversos comprimentos referenciados em muitos estudos clínicos e *in vitro*, encontrados na literatura (MEIJER, 1992; PAUL; ROGER; ROBIN, 1995; MERICSKE-STERN; PIOTTI; SIRTES, 1996; MENICUCCI *et al*, 1998a; MISCH, 2000, VEDOVATO; CHILVARQUER, 2001). A seção transversal circular da barra é uma conformação fornecida por alguns fabricantes desse sistema e utilizada na clínica reabilitadora para próteses mucossuportada e implantorretida por cliques. Entre os fornecedores para o mercado Brasileiro destacam-se a empresa Conexão (Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) e Promodent, fornecedora dos produtos Lifecore (Lifecore Biomedical Chaska, MN, USA).

A barra foi unida aos pilares como no processo de preparo e fundição laboratorial, ou seja, considerou-se uma peça única, com as mesmas propriedades mecânicas.

A composição química das estruturas avaliadas obedeceu a seguinte distribuição: os implantes foram considerados de titânio comercialmente puro (Ti); a estrutura barra/pilares, constituída por liga de metal não precioso (NiCr); os parafusos dos pilares foram considerados de titânio e os cliques de nylon¹, conforme apresentado na tabela 1.

¹ Utilizou-se as propriedades mecânicas do Nylon nos modelos dos cliques conforme informação fornecida pelo fabricante Lifecore. A empresa Conexão não forneceu as características do material do seu clipe.

Tabela 1 – Propriedades mecânicas dos materiais.

Material	Módulo elasticidade (MPa)	Poisson	Referências
Osso Cortical	15.000	0.25	Ulrike,1995
Osso Trabecular	2.000	0.20	Israel ,1995
Implante (Ti)	110.000	0.33	Israel ,1995
Barra/pilar (NiCr)	280.000	0.25	Ulrike,1995
Parafuso dos pilar (Ti)	110.000	0.33	Israel ,1995
Clipe plástico (Nylon)	3.000	0.35	Matweb ²

Miejer *et al*, (1993) preconizam como parâmetro de estudos com elementos finitos 3D, na região interforaminal, a necessidade de apenas porção óssea mandibular. De Tolla *et al*, (2000) também utilizam esta condição de análise.

No trabalho, os implantes foram inseridos em um bloco de osso cortical e trabecular, com 48 mm de comprimento, 20.0 mm de altura e 12.0 mm de espessura. No modelo, considerou-se a parte do osso cortical, do topo, com 1.5 mm, e 2.0 mm na base e a porção trabecular com 16.5mm de altura, conforme mostrado na figura 7. Em outros estudos, o osso mandibular foi representado com uma camada de osso cortical variando entre 1.0 e 4.0 mm (MEIJER, 1992; MINICUCCI *et al*, 1998a; MORAES; MORAES; ELIAS, 2001).

A nomenclatura adotada para os modelos foi condicionada à disposição dos cliques sobre a barra. Utilizou-se o centro da barra como referência para o posicionamento dos cliques. A nomenclatura adotada foi a seguinte:

Modelo 1clip5 representa um clipe de cinco milímetros de comprimento no centro da barra;

Modelo 1clip7 representa um clipe de sete milímetros de comprimento no centro da barra;

² Propriedades mecânicas do nylon obtidas no site www.matweb.com

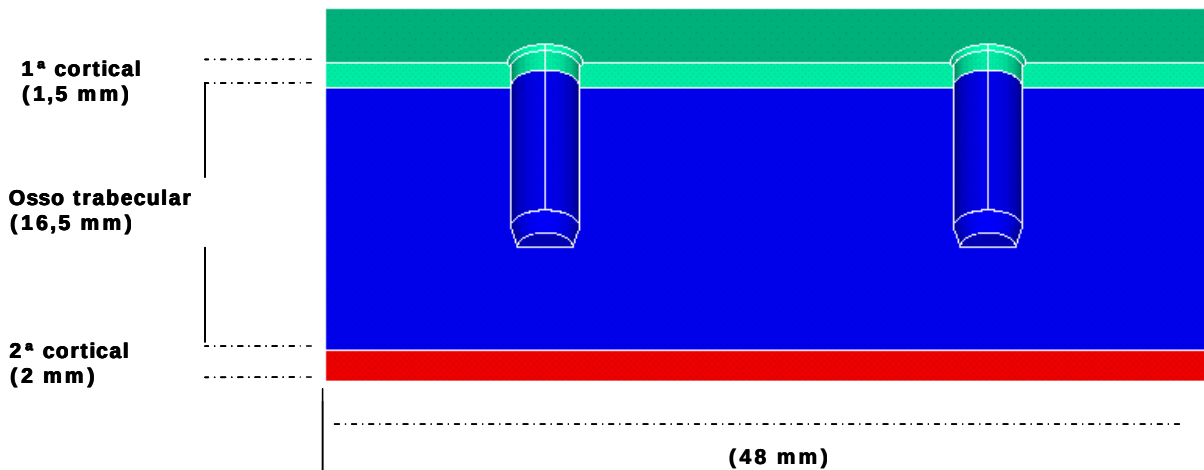


Figura 7 – Modelagem óssea com suas dimensões. Hemimodelo simétrico no sentido mesio-distal.

Modelo 2clip5-2 representa dois cliques de cinco milímetros distantes dois milímetros um do outro;
 Modelo 2clip5-6 representa dois cliques de cinco milímetros distantes seis milímetros um do outro;
 Modelo 2clip7-2 representa dois cliques de sete milímetros distantes dois milímetros um do outro.

Devido à simetria do sistema e ao propósito do estudo ser comparativo, modelos relativamente menores puderam ser obtidos. Com o intuito de reduzir o tempo de processamento, aumentando a capacidade operacional do programa e facilitando as análises, considerou-se os modelos, simétricos, conforme mostrado na figura 8. Empregou-se também, uma simplificação para os implantes e parafusos dos pilares, ou seja, desprezou-se os filetes de rosca (SIEGELE; SOLTÉSZ, 1989; MEIJER *et al*, 1996). O corte dos modelos, no plano de simetria adotado, ocorre antes da geração da malha. A modelagem final é apresentada na figura 9.

Todas as estruturas que constituem o modelo foram modeladas de forma individualizada e, posteriormente, unidas umas às outras, garantindo, assim, que as interfaces dos modelos não se separassem durante a aplicação da carga, ou seja, as interfaces foram coladas. A união entre os componentes, no entanto, foi considerada rígida, não permitindo movimentação entre as

estruturas. Nesta condição, não foram utilizados elementos de contato, com isto, a interface osso/implante foi considerada 100% integrada (SIEGELE; SOLTÉSZ, 1989; O'MAHONY *et al*, 2002).

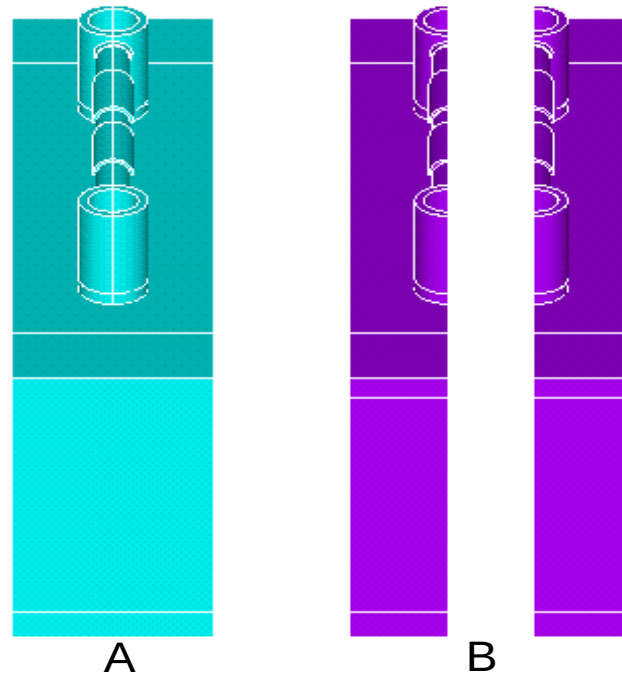


Figura 8 – Modelos apresentando eixo de simetria adotado no estudo.
(A) modelo completo e (B) modelo seccionado.

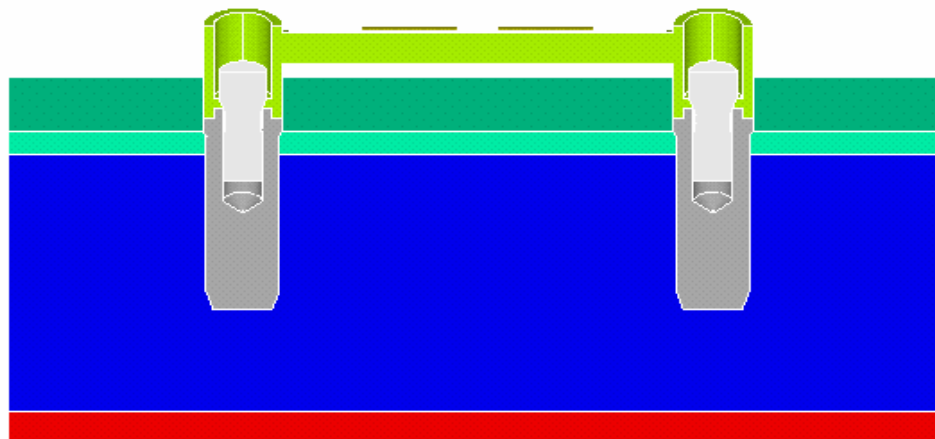


Figura 9 – Modelo geométrico finalizado

4.4 - Definição da malha

As propriedades mecânicas das estruturas utilizadas nos modelos estão apresentadas na tabela 1. Os materiais foram considerados isotrópicos e linearmente elásticos.

Inicialmente deve-se definir o tipo de elemento a ser utilizado na estrutura da malha. O tipo de elemento e o refinamento da malha são fundamentais na análise por elementos finitos, podendo influenciar significativamente na precisão dos resultados finais. O programa ANSYS fornece vários tipos de elementos para estruturas sólidas, cabendo ao usuário definir qual elemento a ser utilizado em função do tipo de análise.

Foram testados, em modelo piloto, vários tipos de elementos sólidos (solid187, solid185, solid92, solid45), com diferentes tamanhos e refinamentos da malha, com o objetivo de avaliar o melhor comportamento do sistema. Após varias simulações selecionou-se o elemento solid187 com 10 nós mostrado na figura 10. Este elemento apresentou melhor comportamento na distribuição das tensões, com um número de elementos satisfatórios, com um tempo de processamento reduzido.

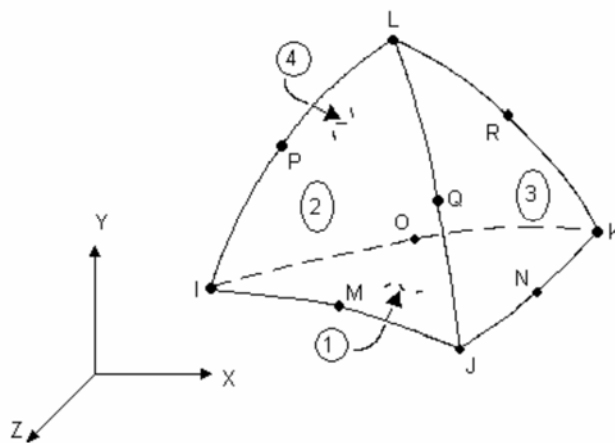


Figura 10 - Geometria, localização e coordenadas do sistema do elemento *Solid 187*.

Foi utilizado um processo de geração automático da malha que faz parte do programa ANSYS, ou seja, o programa, automaticamente define o número e refinamento dos elementos, embora estes passos possam ser definidos pelo usuário. Paralelamente, foi feito um refinamento manual da malha em algumas linhas pertencentes a regiões de maior interesse para o estudo, no caso, a região periimplantar. A figura 11 apresenta o modelo após a geração da malha com o devido refinamento. Foi observado no processamento piloto, que para obter melhor padrão de distribuição das tensões com transmissão simétrica para os dois implantes, os cliques e as estruturas pilar/barra, desempenhavam melhor essa função, quando os elementos de malha eram menores. Nessas peças utilizou malha com tamanho quatro de referência, numa escala de 1 a 10. O restante do modelo foi malhado com os elementos tamanho dez. As quantidades de elementos e nós em cada modelo são mostrados na tabela 2.

Tabela 2- Quantidade de elementos e nós em cada modelo.

Modelos	Elementos	Nós
1clip5	33.351	52.372
1clipe7	35.386	55.307
2clipe5-2	35.502	55.314
2clip5-6	35.519	55.141
2clipe7-2	36.612	56.885

4.5 – Condições de contorno e carregamentos.

A análise desenvolvida foi estática, aplicando-se forças na base do(s) clipe(s), direcionadas axialmente aos implantes e no sentido ocluso-apical. Tendo como referências outros estudos com elementos finitos, utilizou-se uma força de 100N (MEIJER, 1992; HÉLÈNE,

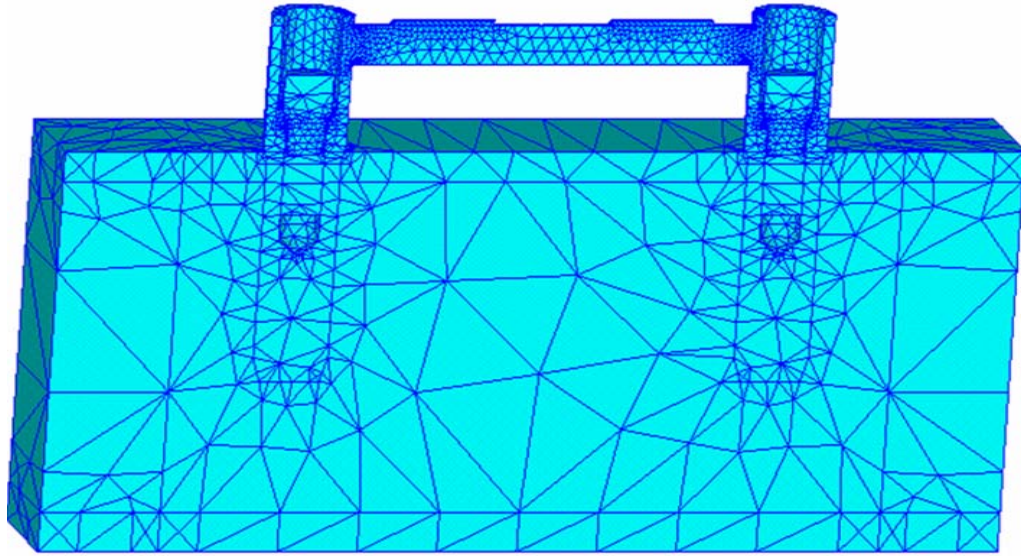


Figura 11 – Malha do modelo com elemento *solid 187*

ROBERT E DEREK, 1996; BARBIER *et al*, 1998; MELLAL *et al*, 2004). A aplicação da força foi distribuída em nós localizados nas extremidades da base do clipe, ou seja, distribuída em quatro pontos extremos de cada clipe, conforme figura 12. Considerando a condição de simetria dada ao protótipo, a força aplicada foi de 50N para cada hemimodelo, divididos para os quatro nós em modelos com um clipe (12,5N por nó) e oito nós para modelos com dois cliques (6,25N por nó).

Para o emprego do MEF é necessário definir a condição de contorno para o modelo, determinando pontos que irão restringir o modelo aos deslocamentos, visando adequá-lo às condições de análise segundo o modelo físico real. Foram restringidos os movimentos de nós laterais distais das extremidades do bloco ósseo, conforme mostrado na figura 12. Esta situação foi adotada também por outros autores (MEIJER, 1992; MEIJER *et al*, 1993; MEIJER *et al*, 1996; BARBIER *et al*, 1998).

A condição de simetria foi dada aos nós, em sentido perpendicular ao plano de simetria

adotado para o estudo dos modelos, proporcionando, com isso, um efeito simétrico no comportamento das estruturas. Essa conformação foi possível, devido à simetria dos modelos, como também, a forma da aplicação das forças.

Todos os modelos foram submetidos às mesmas condições de contorno, carregamentos e restrições.

4.6 - Análise dos resultados.

Segundo Misch (2000) existem três eixos de cargas em implantodontia: mesiodistal, vestibulolingual e oclusoapical. Um único contato oclusal resulta em uma força tridimensional. Meijer *et al* (1993) e Meijer *et al* (1996) afirmam que as tensões observadas na região periimplantar, na porção anterior da mandíbula, não são causadas somente pela deformação óssea, devido ao movimento do implante ao receber carga, mas também pela deflexão mandibular, decorrente das forças dos músculos em reação às cargas recebidas.

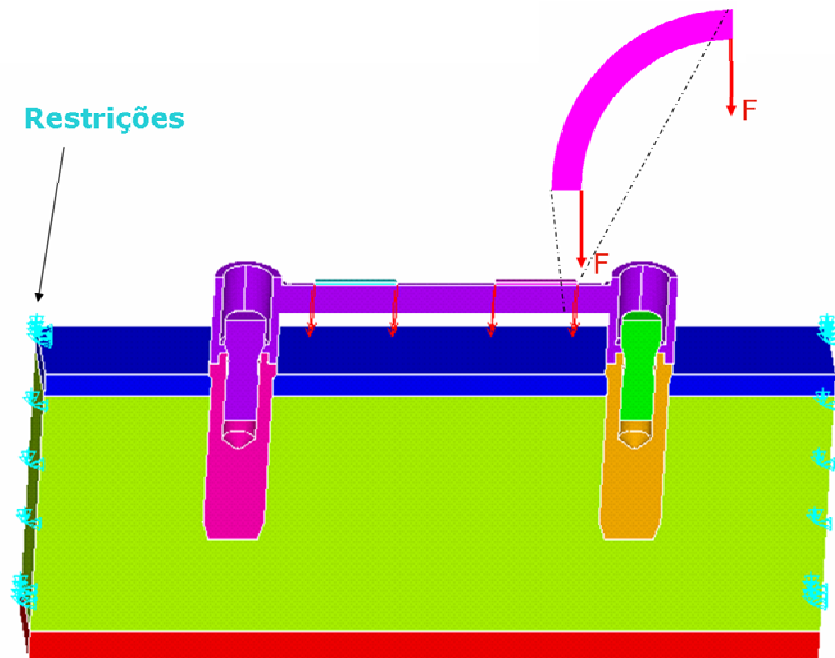


Figura 12 – Modelo apresentando locais e sentido da aplicação das forças nos cliques e regiões do osso que receberam restrições ao deslocamento.

As forças que agem sobre os implantes dentários osseointegrados possuem magnitude e direção, ou seja, quando se analisa uma determinada força em um determinado local de uma prótese sobre implante, por exemplo, tem-se que especificar o valor desta, sua direção e também, seu sentido.

As forças são classificadas por tipos: compressão, tração e cisalhamento. As forças de compressão estão bastantes presentes na oclusão das próteses sobre implantes. Estudos clínicos e teóricos destes tipos de forças são sempre muito relevantes em implantodontia.

A resistência mecânica de um material é caracterizada pelo parâmetro chamado tensão (σ), que é a resistência interna de um corpo a uma força externa aplicada (F) sobre ele, por unidade de área (A), ou seja:

$$\sigma = F / A \quad (1)$$

A distribuição de tensões em um material é obtida indiretamente através da observação e da medida das deformações sofridas, quando sobre ele exerce uma determinada força. Os materiais, ao serem submetidos a um esforço de natureza mecânica, tendem a se deformar. Conforme a sua natureza, o comportamento varia durante a deformação, que pode ser elástica ou plástica. A deformação elástica é resultado de um pequeno alongamento ou contração dos átomos (da célula cristalina) na direção da tensão (tração ou compressão). Já a deformação plástica é a capacidade dos materiais de serem deformados de modo permanente.

As tensões podem ser consideradas normais (perpendiculares à área de resistência) ou de cisalhamento (tangenciais à área de resistência).

Ao aplicar uma força em um determinado objeto sólido, está se aplicando uma tensão na superfície deste material. Este objeto, sofrendo deformação, variará seu comprimento (ΔL) do

comprimento inicial (L_0). A relação da variação do comprimento com o comprimento inicial é que define a deformação (ϵ).

$$\epsilon = \Delta L / L_0 \quad (2)$$

Quando se tem um alongamento ou contração de uma estrutura em uma direção, causada por uma tensão, produz-se uma modificação na dimensão perpendicular (lateral). A relação entre a deformação lateral (ϵ_T) e a deformação longitudinal (ϵ) é chamada de coeficiente de Poisson:

$$\nu = - \epsilon_T / \epsilon \quad (3)$$

Para um caso uniaxial, a tensão é relacionada com a deformação longitudinal através da lei de Hooke, ou seja:

$$\sigma = E \cdot \epsilon \quad (4)$$

onde E é uma constante do material denominada de módulo de elasticidade longitudinal.

Os implantes e os tecidos ósseos circunjacentes absorvem tensões de diversas intensidades, chegando até a um pico máximo em um determinado momento e em determinados locais de maior susceptibilidade. Estes picos máximos são denominados de tensões máximas e estas ocorrem quando o elemento de tensão é posicionado em uma orientação particular onde todos os elementos de tensões cisalhantes são iguais à zero. Nesta condição, as tensões normais passam a ser chamadas de tensões principais (σ_1 , σ_2 e σ_3). Convencionou-se que $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$.

A determinação das tensões principais revela informações importantes sobre possíveis comprometimentos da integridade dos implantes e osso adjacente, como também, locais da estrutura protética, que apresentam potenciais de falhas.

Uma forma de analisar, conjuntamente, as tensões principais as quais um determinado local é submetido, é lançando mão do critério de Von Mises (DALLY; RILEY, 1978), que se baseia na energia de deformação de um determinado material, isto é, na energia relacionada com mudanças na forma do material (em oposição à energia relacionada com mudanças no volume). A equação 5 mostra a forma de determinar a tensão de Von Mises utilizando as tensões principais.

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2}{2}} \quad (5)$$

As tensões de Von Mises (σ_{VM}) são sempre positivas e não é possível determinar se estas são de compressão ou de tração. A vantagem desse critério é que quando comparado com a tensão de escoamento do material, estabelece o grau de solicitação daquela região da estrutura. Na fase de pós-processamento as imagens gráficas são estabelecidas em escalas de cores correspondentes a cada faixa de tensão, podendo-se também, obter valores numéricos ocorridos em todos os nós ou elementos necessários para a realização do estudo.

Utilizando o programa de elementos finitos, obtêm-se as tensões de tração e compressão no sistema de coordenadas (x, y e z) para cada um dos elementos e nós que compõem a malha tridimensional. A capacidade operacional do programa permite analisar as tensões, tanto no modelo completo como nas estruturas que o compõem, isoladamente, e em diversas posições de

rotação ou translação. Permite, também, através de cortes, a análise interna, em qualquer ponto da estrutura, após o carregamento.

Com propósito comparativo, entre modelos, foram avaliadas as tensões principais máximas (σ_1) e Von Mises (σ_{VM}). Utilizou-se para as representações dos dados de σ_1 somente a inspeção visual das imagens dos modelos com escalas de cores. O objetivo da identificação das tensões principais máximas é proporcionar a localização da ocorrência de compressão e tração nos ossos adjacentes ao implantes, quando o sistema recebe cargas. Para a avaliação das tensões de Von Mises, utilizou-se a inspeção visual das plotagens, gráficos e tabelas.

5 - RESULTADOS E DISCUSSÃO

5. 1 Comentário Geral

O processo da osseointegração promoveu um avanço incontestável e sistemático nas reabilitações orofaciais, particularmente no que se referem aos implantes dentários. Com esta nova situação, a odontologia fixa um novo paradigma nos conceitos de reposição protética em dentes.

O princípio da osseointegração é determinado como uma interação biomecânica entre tecido vivo e material aloplástico, definindo a osseointegração como a adesão microscópica estrutural e funcional direta entre osso vital e a superfície da fixação em titânio. (BRÅNEMARK; HANSSON; ADELL, 1977).

Estudos clínicos e laboratoriais descrevem a estabilidade mecânica do implante como um dos principais determinantes do sucesso da osseointegração (YOUNG-CHUL; CHONG-HYUN; KEUN-WOO, 1996; LORENZONI *et al*, 2003). Entretanto, este princípio pode ser alterado por basicamente dois fatores, a ação bacteriana (LINDHE; BERGHLUNDH e LIJENBERG, 1992) e a sobrecarga oclusal (ISIDOR, 1996). O entendimento do comportamento dos sistemas protéticos frente à função do aparelho estomatognático, bem como o processo da interação do ósseo frente às tensões advindas dessa função, são motivos de investigações em diversos estudos na literatura especializada (MEIJER, 1992; MEIJER *et al*, 1996; MERICSKE-STERN; PIOTTI; SIRTES, 1996; MENICUCCI *et al*. 1998a; MENICUCCI *et al*, 1998b).

Provavelmente, um dos primeiros trabalhos de biomecânica com próteses sobre implantes, afirma que o aspecto crítico do sucesso ou falha dos implantes é a maneira como as tensões são transferidas dos implantes ao tecido ósseo. É essencial que tanto tecido ósseo como implantes sejam submetidos somente a forças às quais estejam aptos a receber. Uma conexão rígida entre prótese, implante e osso, resulta na formação de uma estrutura que se comporta como única.

Qualquer desajuste entre prótese e implante promove o desenvolvimento de tensões internas na prótese, implante e osso (SKALAK, 1983).

Osso compacto pode ser esquematizado em quatro zonas de adaptação mecânica aos esforços, onde a remodelação óssea pode resultar na reabsorção ou conservação óssea, mas não pode aumentá-lo. O microesforço até 50 unidades, evidencia a perda de até 15% na lâmina cortical e extensa perda do osso trabecular, por perda de densidade mineral. De 50 a 1.500 microesforços ocorre estímulo ao aumento na massa óssea cortical, um equilíbrio entre a modelação e remodelação. No intervalo de 1.500 a 3.000 microesforços, conhecida como zona de sobrecarga branda, ocorre a modelagem do osso e inibição da remodelagem, diminuindo a densidade do osso. A quarta zona, conhecida como zona de sobrecarga patológica, ocorre a partir do alcance dos 3.000 microesforços. A fratura do osso cortical ocorre em um índice de 10.000 a 20.000 unidades de microesforços, ou seja, com 1 a 2% de deformação (FROST, 1994).

O osso com modificação do seu conteúdo mineral, pode reduzir os esforços, por meio da justaposição ou redução óssea, da formação ou reabsorção e da alteração do módulo de elasticidade (COWIN; NACHLINGER, 1978). Quando as tensões excedem 69.0 N/mm^2 , pode ser observado a destruição celular, enquanto uma tensão de 24.8 N/mm^2 causará aumento do crescimento ósseo (HASSLER; RYLICKY; CUMMINGS, 1980). Estudos baseados na estabilidade clínica dos implantes e perda óssea no nível da crista marginal descrevem este processo periimplantar como um fator intimamente relacionado ao comportamento das tensões nesta região (ADELL, LEKHOLM E ROCKLER, 1981; ROCKLER e CARLSSON, 1988; ANDERSSON *et al*, 1995; LINDQUIST; PAUL; ROGER; ROBIN, 1995; ROYNESDAL *et al*, 1998). Achados clínicos e estudos com o método dos elementos finitos tornam cada vez mais evidente que as cargas oclusais não-axiais são prejudiciais à osseointegração e que estas

provavelmente, promovem a perda óssea ao redor dos implantes osseointegrados (BEUMER; NISHIMURA; MOY, 1995; O'MAHONY *et al*, 2002).

O comportamento da interface óssea frente a mudanças na intensidade das cargas ou a forças de mesma magnitude em direções diferentes, reflete um desempenho diferenciado das tensões nesta região. O sucesso de um tratamento com implantes osseointegrados depende da biomecânica desta interface. Quando tensões incidem na crista do rebordo e ultrapassam os limites fisiológicos pode haver microfraturas no osso ou até mesmo entrar na zona de sobrecarga patológica promovendo sua reabsorção. Essas tensões também podem promover diminuição do suprimento sanguíneo na região que está sofrendo tensão, acarretando perda óssea, tornando o ambiente mais susceptível às bactérias anaeróbicas (AKAGAWA *et al*, 1992).

5.2 Reabilitações com prótese mucossuportada e implantorretida.

As possibilidades de tratamento com próteses mucossuportada e implantorretida, mudaram dramaticamente a partir da disponibilidade dos implantes dentais para estabilização desta modalidade de reabilitação oral. Pacientes que no passado margeavam o convívio social, o simples ato de sorrir, a eficiência mastigatória e o conforto psicológico da presença dos dentes, hoje conta com uma forma de tratamento protético que possibilita a reabilitação oral de maneira previsível, a custo relativamente baixo, promovendo retenção e estabilidade à prótese.

Os principais objetivos do tratamento de pacientes com próteses mucossuportadas e implantorretidas é reduzir a dor, o incômodo, melhorar a função, o bem estar e o estímulo psicossocial, além de aperfeiçoar a retenção, estabilidade e mastigação. É imprescindível saber o efeito de tal tratamento no bem-estar dos pacientes. Para eles, o nível de satisfação é

restabelecido com êxito quando se consegue conforto, eficiência mastigatória, devolvendo lhes confiança e possibilitando sua re-inserção no convívio social (STELLINGSMA *et al*, 2003).

As próteses MUSIR utilizam diversos métodos de retenção, como o sistema barra/clipe, encaixe de precisão com pino, encaixe de precisão com barra, encaixe de precisão com magneto, coroas telescópicas e *O'ring*, (STRUB, 1997). Diversos estudos investigam esses diferentes artefatos protéticos com objetivo de avaliar o comportamento protético com relação à satisfação do paciente, o conforto e eficiência mastigatória, grau de estabilidade e retenção, manutenção e prognóstico a longo prazo, distribuição de tensões e seus efeitos na osseointegração (PAUL; ROGER; ROBIN, 1995; BREEDING; DIXON; SCHMITZ, 1996; MENICUCCI *et al*, 1998b; NAERT *et al*, 1999; GONINI, 2002; BOTEGA *et al*, 2004). Um estudo comparativo entre uma barra em forma de U; uma barra de seção circular e um sistema de telescópicas sobre implantes dentários, observou que as magnitudes das forças de mastigação e trituração foram similares para os três tipos de sistemas. Entretanto observaram diferenças entre as barras e as telescópicas isoladas com relação à distribuição das tensões. As espiantagens com barras contribuíram para dividir as cargas e distribuir as tensões aos implantes (MERICSKE-STERN; PIOTTI; SIRTES, 1996). Outro trabalho avaliou *in vivo*, a carga sobre os implantes e na distal da mucosa no lado de trabalho e não-trabalho, numa mandíbula com sobredentadura retida por dois sistemas de ancoragem: do tipo *O'ring* e tipo barra/clipe. Observaram que a força sobre a mucosa distal no lado de não-trabalho, foi maior com o encaixe tipo bola do que sobre a retenção com barra. Com relação à transmissão de carga aos pilares, houve aumento nos valores no lado de não-trabalho quando da mudança de retenção de bola para barra. Esta mudança pode ser explicada considerando a carga na mucosa no lado de não-trabalho e a configuração geométrica dos dois tipos de retenção. Se comparado à retenção com *O'ring*, a barra determina uma troca das tensões da mucosa do lado de não-trabalho para a região periimplantar. A barra que é parafusada

firmemente em posição e unida aos dois implantes, atua como uma fêrula rígida entre eles e limita a liberdade da flexão mandibular. Esta poderia ser a causa da carga axial aumentada observada no implante no lado de não-trabalho. Embora o impacto das forças oclusais sobre a interface osso-implante necessite ser mais bem pesquisado, clínicos que trabalham com essa especialidade reconhecem que complicações mecânicas ocorrem como resultado de carregamento oclusal (MENICUCCI *et al*, 1998b).

Os sistemas bola e barra/clipec são amplamente difundidos na clínica reabilitadora, são também bastantes estudos por diversos pesquisadores (MEIJER, 1992;; MEIJER *et al*, 1996; MERICSKE-STERN; PIOTTI; SIRTES, 1996; MENICUCCI *et al*, 1998a; MENICUCCI *et al*, 1998b; MACENTEE; WALTON; GLICK, 2005).

A utilização de clipec recebe destaque em diversos estudos, avaliando aspectos importantes para seu comportamento mecânico e desempenho funcional. Simulações de ciclagens em laboratórios, avaliam força de retenção e resistência à fadiga de clipec plásticos, simulando a inserção e remoção da prótese por diversas vezes, correspondendo ao uso por vários anos. Observa-se que o comportamento de um e dois clipec, no aspecto de sua retentividade e durabilidade, que dois clipec promovem um aumento significativo na retenção da prótese e que a diminuição na retentividade acontece somente na primeira ocorrência da remoção destes, da barra (BREEDING; DIXOX; SCHMITF, 1996). Clipec de diferentes fabricantes, em materiais similares, também foram estudados por Botega *et al*, (2004), contataram diferenças significantes entre os mesmos, concluindo que a força de retenção depende do fabricante.

A disposição de clipec ao longo da barra influencia no comportamento das tensões no sistema de prótese MUSIR. Foi constatado, em estudo com elementos finitos (EF), que o distanciamento de 6.0 mm para 10.0 mm entre clipec ao longo da barra, promoveu maior concentração de tensões na mucosa do rebordo, ou seja, houve maior distribuição das tensões na

mucosa distal quando os cliques estavam dispostos mais próximos dos implantes. A aplicação de uma mesma carga para duas situações de posição de cliques, em modelos idênticos, apresenta comportamentos diferentes no padrão de distribuição das tensões, conclui-se que a disposição dos cliques, ao longo da barra, foi o fator determinante neste desempenho. Os próprios autores sugerem que a ocorrência de maiores tensões na mucosa, devido à disposição dos cliques mais próximos dos pilares, ocorreu, provavelmente, pela transferência das tensões da região dos implantes para a região posterior da mandíbula, promovendo uma maior dissipação desta tensão na área de suporte da prótese (MENICUCCI, *et al*, 1998a).

5.3 O Método dos Elementos Finitos como técnica para análise de tensões

A aplicação de uma carga sobre um implante dentário osseointegrado pode induzir a deformação do implante e dos tecidos circunjacentes. Os tecidos biológicos são capazes de interpretar a deformação ou uma manifestação de tensão e de responder com a iniciação de uma atividade de remodelagem.

A localização, direção e magnitude das cargas aplicadas, o tipo, a extensão e a configuração da estrutura metálica e a interpretação qualitativa e quantitativa das tensões nos implantes é um desafio, pela inclusão de fatores como heterogeneidade, anisotropia e densidade do tecido ósseo, diâmetro, comprimento, desenho e localização dos implantes. Devido às dificuldades em reproduzir a complexidade da interface osso/implante, inerentes a quaisquer dos métodos hoje disponíveis à ciência e tecnologia humanas, a confiabilidade dos métodos de análise de tensões é muitas vezes, questionada. A interface osso/implante é constituída por materiais e tecidos de propriedades físicas e mecânicas distintas e em íntimo contato. Seus módulos de elasticidade diferem substancialmente e medir a transmissão da tensão torna-se uma

tarefa complicada. O módulo de elasticidade (E) do titânio, por exemplo, é de 110 GPa (ISRAEL; LESLIE; RAMI, 1995), ao passo que o do osso cortical é de 15 GPa (ULRIKE, 1995) e do osso trabecular, 2 GPa (ISRAEL; LESLIE; RAMI, 1995). A seleção do método depende, fundamentalmente, da natureza dos dados que o pesquisador pretende obter.

A simulação de fenômenos físicos ganhou um incontestável aliado com o advento da informática, tornando mais eficiente a simulação de fenômenos físicos através de programas de computadores. Em projetos estruturais mecânicos, algumas evoluções são perceptíveis, como na análise de conjuntos mecânicos bastante complexos, onde se pode avaliar a distribuição de tensões e sugerir melhorias no protótipo. Um dos mais conhecidos métodos de simulação numérica, utilizados em projetos de estruturas mecânicas atualmente, é o Método dos Elementos Finitos. Considerada uma técnica bastante eficiente na solução de problemas de engenharia, a modelagem por Elementos Finitos se tornou indispensável atualmente. Diversas áreas de pesquisa tem se beneficiado com essa metodologia, dentre elas a odontologia, em trabalhos que integram diretamente estudos mecânicos e biológicos.

A metodologia com EF já foi empregada para avaliar a distribuição de tensões em prótese MUSIR em vários estudos. A distribuição de tensões periimplantares nesse sistema foi conferida observando o comportamento do sistema com dois implantes na região intermentoniana conectados por barra ou não, onde se aplicou cargas (MEIJER, 1992; MEIJER *et al*, 1993; MEIJER *et al*, 1996; MENICUCCI, *et al*, 1998a).

O presente estudo avaliou o comportamento das tensões em prótese MUSIR retidas por cliques. Com uma vasta literatura sobre o assunto, em diferentes linhas de pesquisas e amplo conhecimento acumulado a respeito do funcionamento dinâmico e estático desse sistema, com sua problemática e soluções, um ponto chama atenção na literatura especializada, a disposição do (s) clipe (s) sobre a barra. Esta situação não foi analisada, como uma condição que pudesse

influenciar no desempenho desse sistema, com relação aos níveis de tensões na região óssea periimplantar. Desta forma esta avaliação é convenientemente requisitada como complemento a outros estudos, colaborando enfim, com o planejamento clínico em prótese MUSIR que utiliza esta forma de retenção. A metodologia utilizada foi a dos elementos finitos por ser um avançado e eficaz procedimento de análise de tensões, deformações e deslocamentos, possibilitando estudos de estruturas complexas e suas análises qualitativas e quantitativas (TURNER *et al*, 1956).

A validade dos modelos matemáticos é difícil de ser calculada de forma segura, portanto, pode-se avaliá-la, relacionando os resultados obtidos com outras análises em EF, fotoelasticidade e também pela análise comparativa observadas em fenômenos *in vivo*.

5 . 4 Procedimentos de análise

A análise das tensões nas estruturas ósseas é sempre um desafio, no entanto, diversos estudos vêm procurando aperfeiçoar a interação entre o osso e os implantes dentários (AKAGAWA *et al*, 1992; ANDERSSON *et al*, 1995; MERICSKE-STERN; PIOTTI; SIRTES, 1996; MENICUCCI *et al*, 1998a).

O presente estudo é dependente do tipo e local da carga aplicada, homogeneidade óssea, elasticidade linear e isotropia. Apesar destas condições limitantes, a análise dos resultados proporciona vários aspectos importantes. Foi avaliado comparativamente, através do MEF, o sistema de retenção barra/clipe com diferentes disposições, tamanhos e quantidades de cliques, certificando qual conformação oferece melhor distribuição de tensões na região periimplantar para, por conseguinte, propor uma melhor conformação clínica do sistema. Foram analisadas as tensões principais máximas e as tensões de Von Mises, entretanto não foi enfatizada a

quantificação das cargas que pudessem ou não ser nocivas ao sistema, vista a simplificação dos modelos como também à forma da aplicação das forças.

Tensões principais máximas (σ_1) foram utilizadas com o intuito de identificar regiões que foram submetidas à tração ou compressão. Utilizou-se da inspeção visual para esta análise, não levando em conta valores numéricos, proporcionando assim uma avaliação qualitativa dos modelos. As tensões de Von Mises representam a atuação simultânea das tensões principais (σ_1 , σ_2 e σ_3), seja de compressão ou tração, conforme mostrado na equação (5). Sua interpretação identifica estruturas ou locais destas, susceptíveis a fadigas e principalmente associadas a deformações plásticas. Para as tensões de Von Mises, foram utilizados os valores numéricos das tensões e também a inspeção visual, proporcionando uma avaliação quantitativa e qualitativa, respectivamente.

Para melhor estabelecer a divulgação dos resultados obtidos, os modelos foram padronizados em faces, conforme a disposição na cavidade oral. Estabeleceu-se também, a enumeração dos implantes em 1 e 2, conforme figura 13. Todas as figuras dos modelos, apresentadas no decorrer do trabalho, respeitarão este padrão adotado.

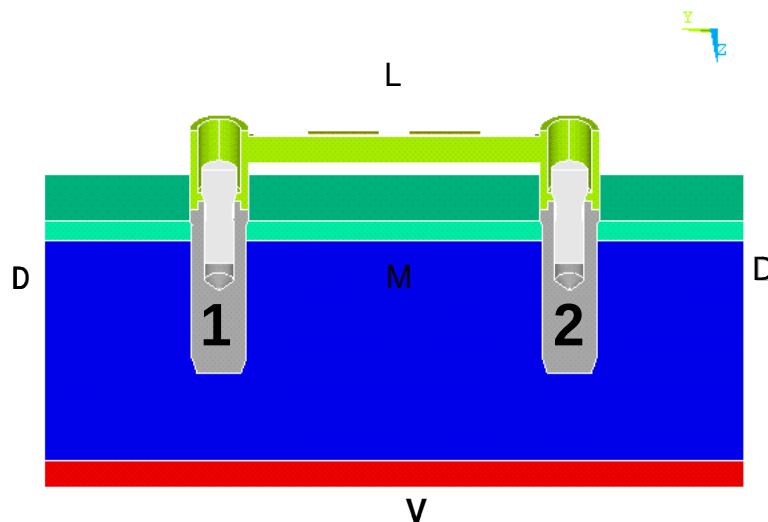


Figura 13 – Padronização do modelo adotada no estudo. Implantes 1 e 2. Faces D (distal), L (lingual), M (mesial) e V (vestibular)

5.4.1 Tensões Principais Máximas

A distribuição das tensões principais máximas nos cinco modelos mostrou um comportamento similar, com uma conformação simétrica no padrão das tensões para as duas regiões periimplantares, tanto no osso cortical como no osso trabecular.

5.4.1.1 Osso cortical

Avaliando o comportamento da tensão na primeira cortical, observa-se maior concentração de tensões compressivas na região distal e pouca representação destas na mesial dos implantes, no nível da crista do rebordo. Na face lingual na crista do rebordo, e mesial na junção com o osso trabecular, também na interface osso-implante, ocorreu tensão de tração, conforme mostrado na figura 14. Esta conformação na distribuição da tensão principal máxima no osso cortical, promovendo maior padrão de compressão na distal dos implantes reflete os achados de Hélène, Robert e Derek (1996) e Meijer (1992) em EF.

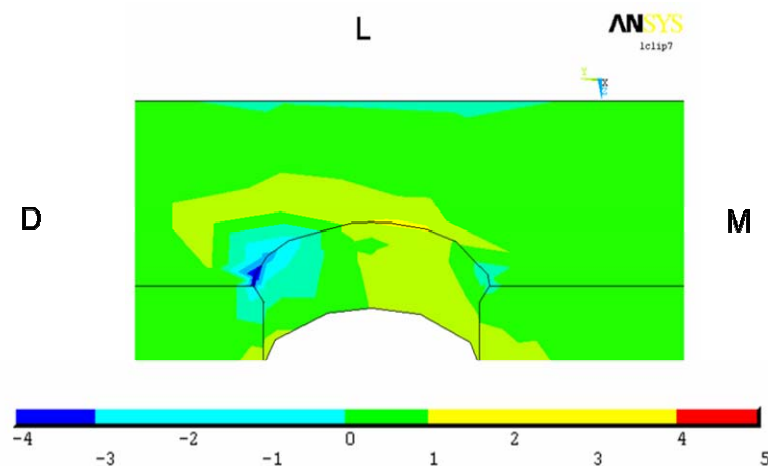


Figura 14 – Tensão principal máxima periimplantar na 1ª cortical, no modelo 1clip7, implante 1.

Segundo Meijer *et al* (1993) e Meijer *et al* (1996) as tensões ocorridas na região periimplantar não são causadas somente pela deformação óssea devido ao movimento do implante ao receber tensão, mas também pela deflexão da mandíbula decorrente das forças dos músculos. Didaticamente entende-se o esforço na dinâmica do movimento funcional dos maxilares, entre estruturas (prótese, implantes e osso mandibular), como a transferência de tensões aos implantes, através da prótese, e a reação do tecido ósseo a essa tensão, que conseqüentemente, poderá promover a deformação dessa estrutura, modulada pela disposição das inserções musculares.

O osso cortical das funções mandibulares é considerado um osso longo, moldado em uma geometria de raio curvo. A porção mais compacta (ao redor do arco) corresponde ao longo eixo da tíbia ou fêmur. Portanto, a conformação da cortical mandibular, com osso mais compacto na borda interior e menos compacta na borda superior, são decorrentes das cargas oclusais e de flexão impostas durante a abertura e fechamento da boca (ASHMAN; VAN BUSKIRK, 1987).

A barra interliga os implantes, promovendo uma ferulização deste, perfazendo uma estrutura única (MENICUCCI *et al*, 1998a; MENICUCCI *et al*, 1998b). Conseqüentemente com a aplicação de carga sobre a barra desenvolve-se uma tendência de deslocamento dos implantes no sentido da força aplica, havendo concomitantemente reação óssea a este sentido. Devido à ferulização dos implantes e a deformação mandibular, ocorre compressão na crista do reborda, à distal dos implantes (MEIJER, 1992).

Nos resultados apresentados no presente estudo, a maior compressão ocorrida na região distal dos implantes, na crista do rebordo, desenvolveu-se, provavelmente, devido à deformação óssea mandibular. Na porção óssea entre os implantes, não é observada esta deflexão mandibular, devido à ferulização dos implantes pela barra, conseqüentemente a pequena quantidade de tensão compressiva ocorrida nesta região, deve-se ao movimento de intrusão dos implantes no osso. Na

face lingual a incidência de tensão de tração é justificada também pela deformação mandibular. Quando se aplica força ao sistema implante/barra, nas condições consideradas para este estudo, a mandíbula deforma a partir da distal dos implantes, gerando um ponto de fulcro (compressão) na distal destes e promovendo consequentemente deslocando a porção óssea lingual e vestibular em sentido apical, ocasionando, portanto tração nesta área.

Paul, Roger e Robin (1995) em estudo retrospectivo, com pacientes reabilitados com próteses mandibulares mucossuportada e implantorretida por barra/clipes, verificaram maior perda óssea na distal dos implantes com relação à mesial, para um intervalo de 1.1 a 2.0 mm. Esta constatação deve-se provavelmente da condição em que a concentração de tensão compressiva promove reabsorção óssea, constatada por Brodsky, Caputo e Furstman (1975), em estudo *in vivo* e *in vitro*.

A figura 15 apresenta avaliação comparativa entre os cinco modelos, onde ocorreu um padrão semelhante na distribuição das tensões máximas no osso cortical em todos os modelos.

5.4.1.2 Osso trabecular

Na conformação das tensões principais máximas no osso trabecular nota-se uma disposição simétrica no padrão de tensão na região periimplantar dos implantes 1 e 2. A distribuição das tensões desenvolveu compressão apical do osso sub-implantar, com maior magnitude no terço distal desta região. Houve uma concentração de tensão de tração no terço disto-apical, conforme figura 16. Essa incidência deve-se à deflexão óssea ocorrida na distal dos implantes. Na região mesial, devido à ferulização dos implantes pela barra, praticamente não houve deformação óssea.

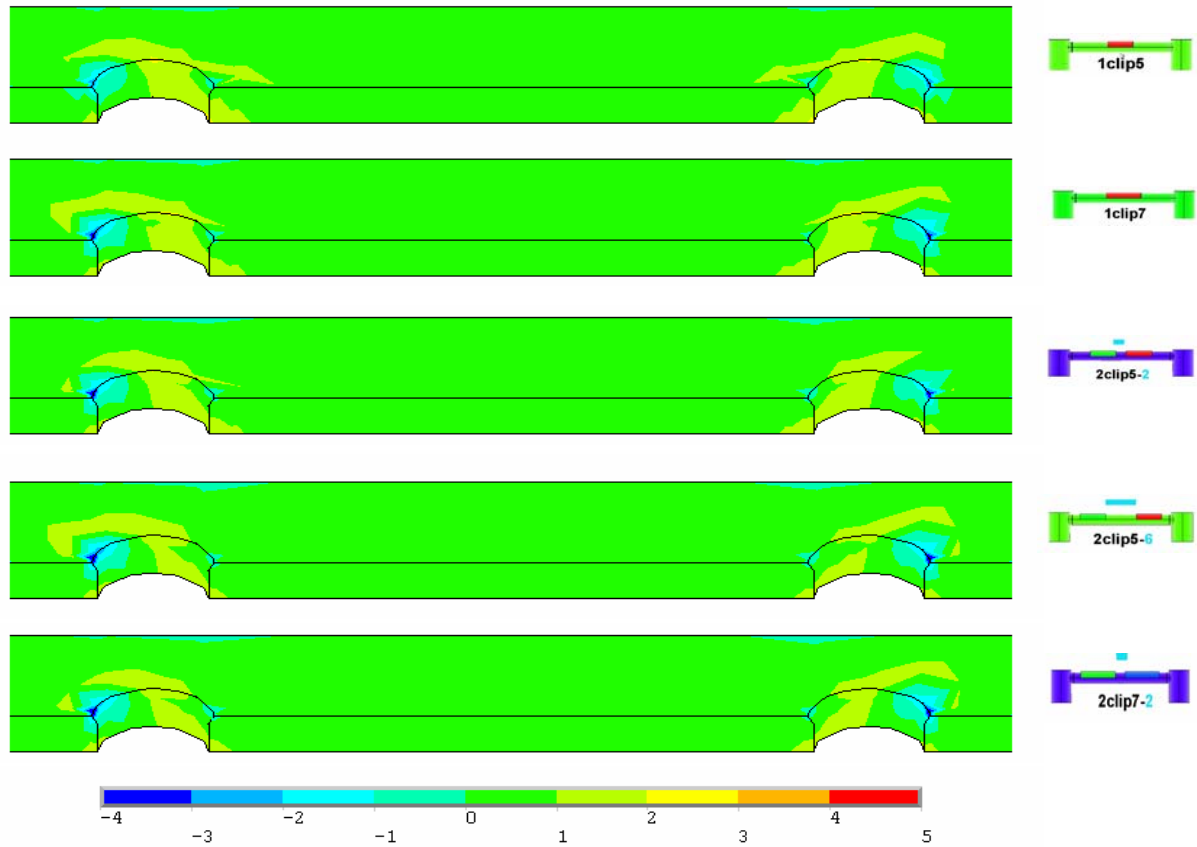


Figura 15 – Tensão principal máxima na primeira cortical dos cinco modelos. (Mpa)

Pode-se observar esse fenômeno com a apresentação da magnificação do problema, em 500 vezes, quando se nota a tendência da reação óssea às forças aplicadas, conforme figura 17. A análise comparativa no padrão de distribuição da tensão principal máxima no osso trabecular dos cinco modelos, mostrou um padrão similar entre todos eles, conforme figura 18.

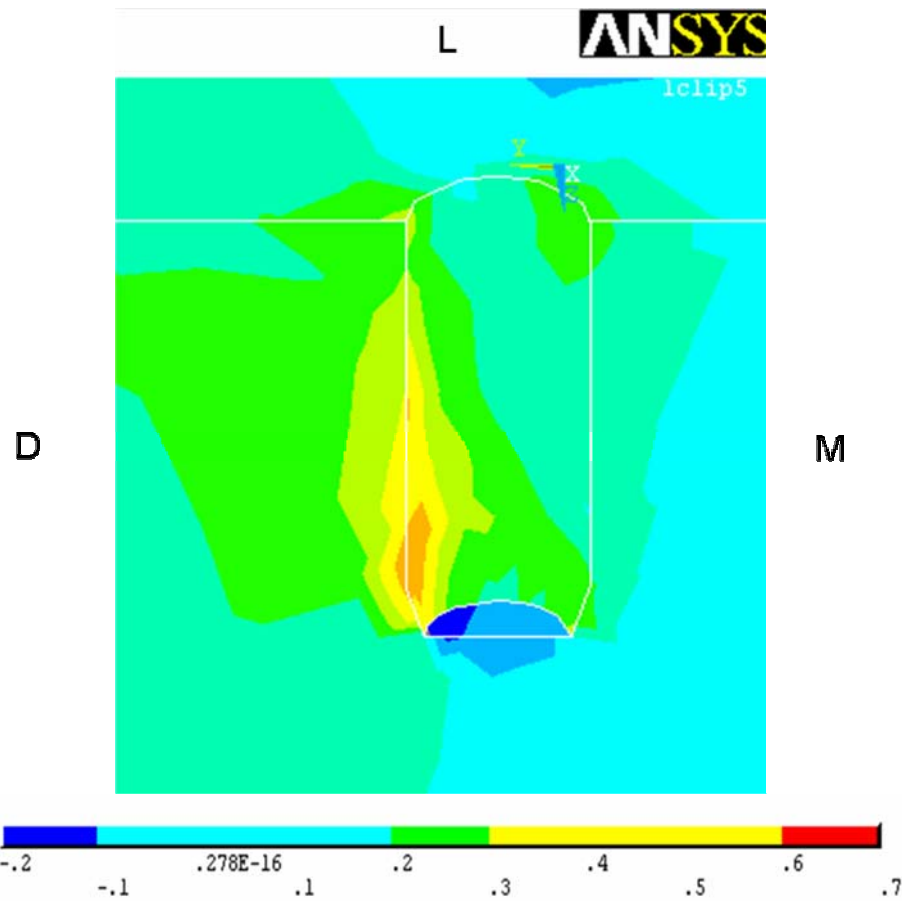


Figura 16 – Distribuição da tensão principal máxima no osso trabecular. Modelo 1clip5, implante 1. (Mpa)

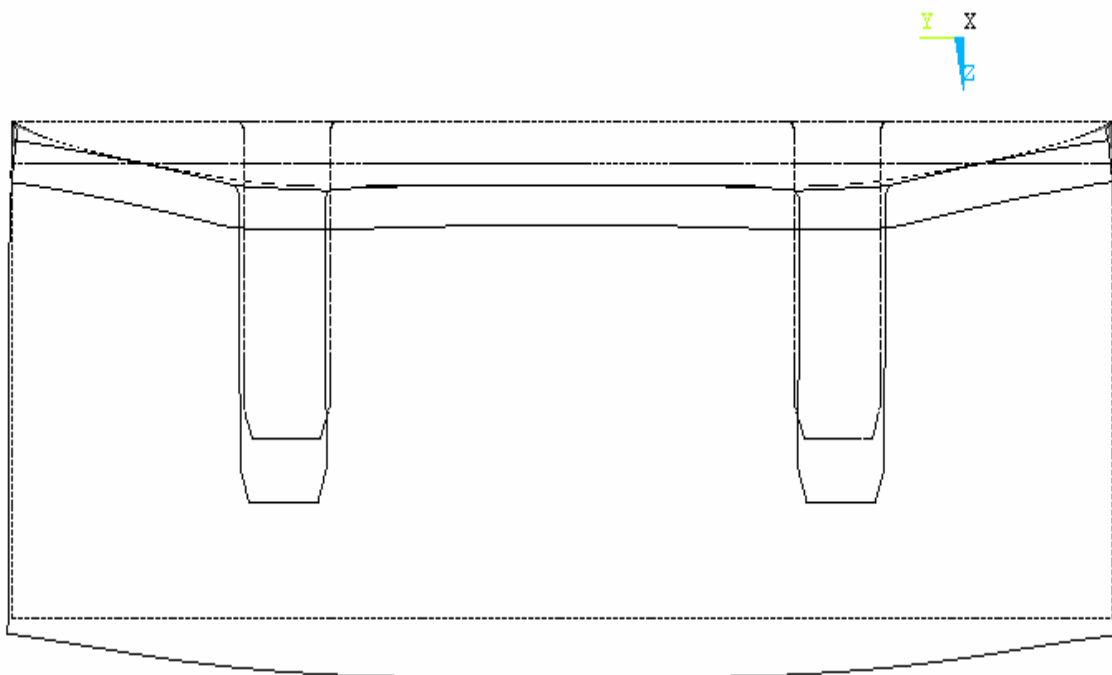


Figura 17 – Magnificação (500x) do problema. Observa-se a deflexão dos ossos cortical e trabecular.

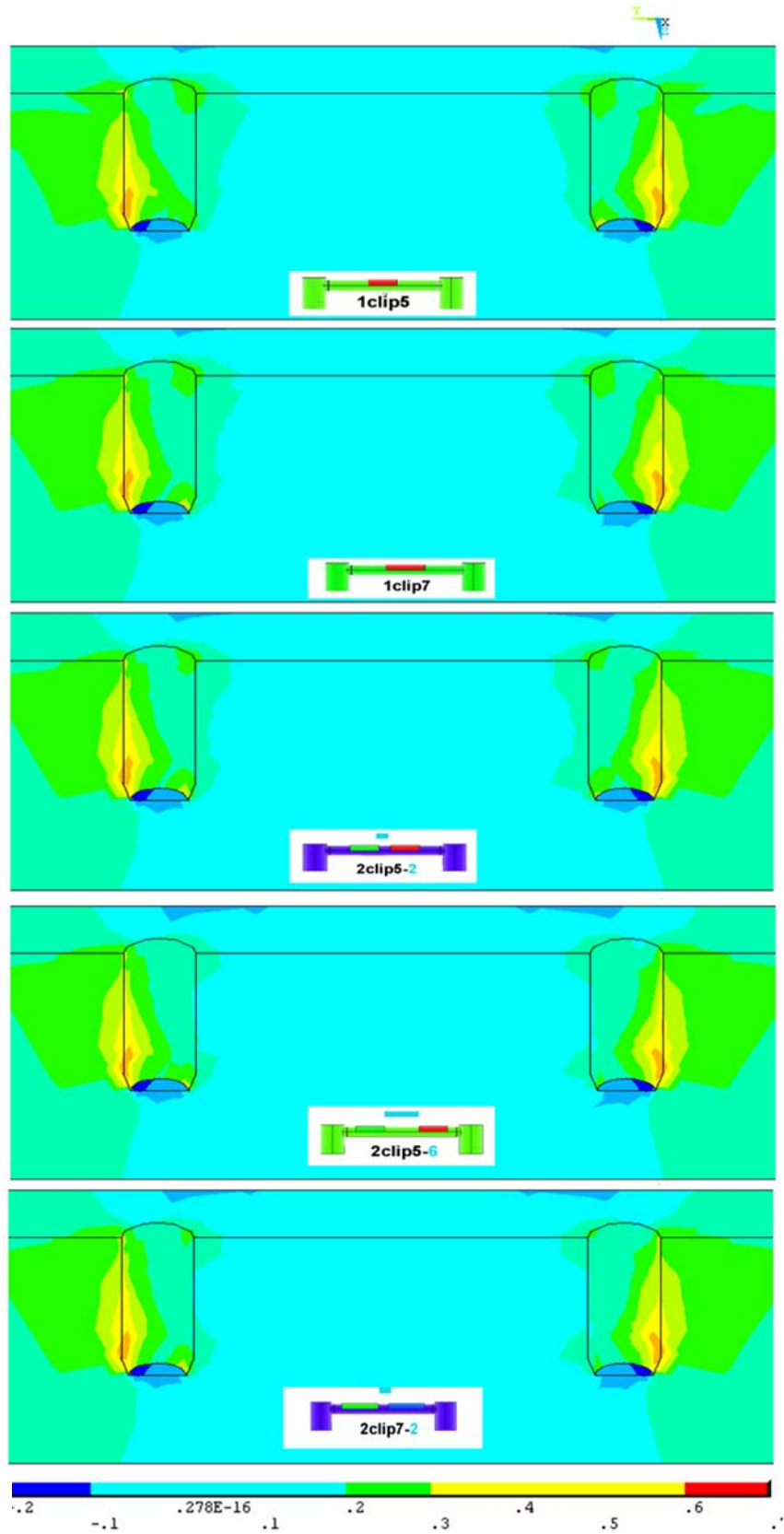


Figura 18 – Tensão Principal Máxima no osso trabecular dos cinco modelos.(Mpa)

5.4.2 Tensões Von Mises

As tensões de Von Mises foram avaliadas através da inspeção visual dos resultados nodais, ou seja, análise qualitativa como também os valores dessas tensões em nós previamente selecionados, isto é, análise quantitativa. O padrão dessas tensões nas regiões periimplantares apresentou simetria em todos os modelos, tanto para o osso cortical como para o osso trabecular, conforme figuras 19, 20, 22 e 23, e tabelas 3 e 4. Os maiores níveis de tensão ocorreram na interface osso-implante, no topo da primeira cortical óssea.

A figura 19 apresenta as tensões na crista do rebordo do osso cortical com incidência

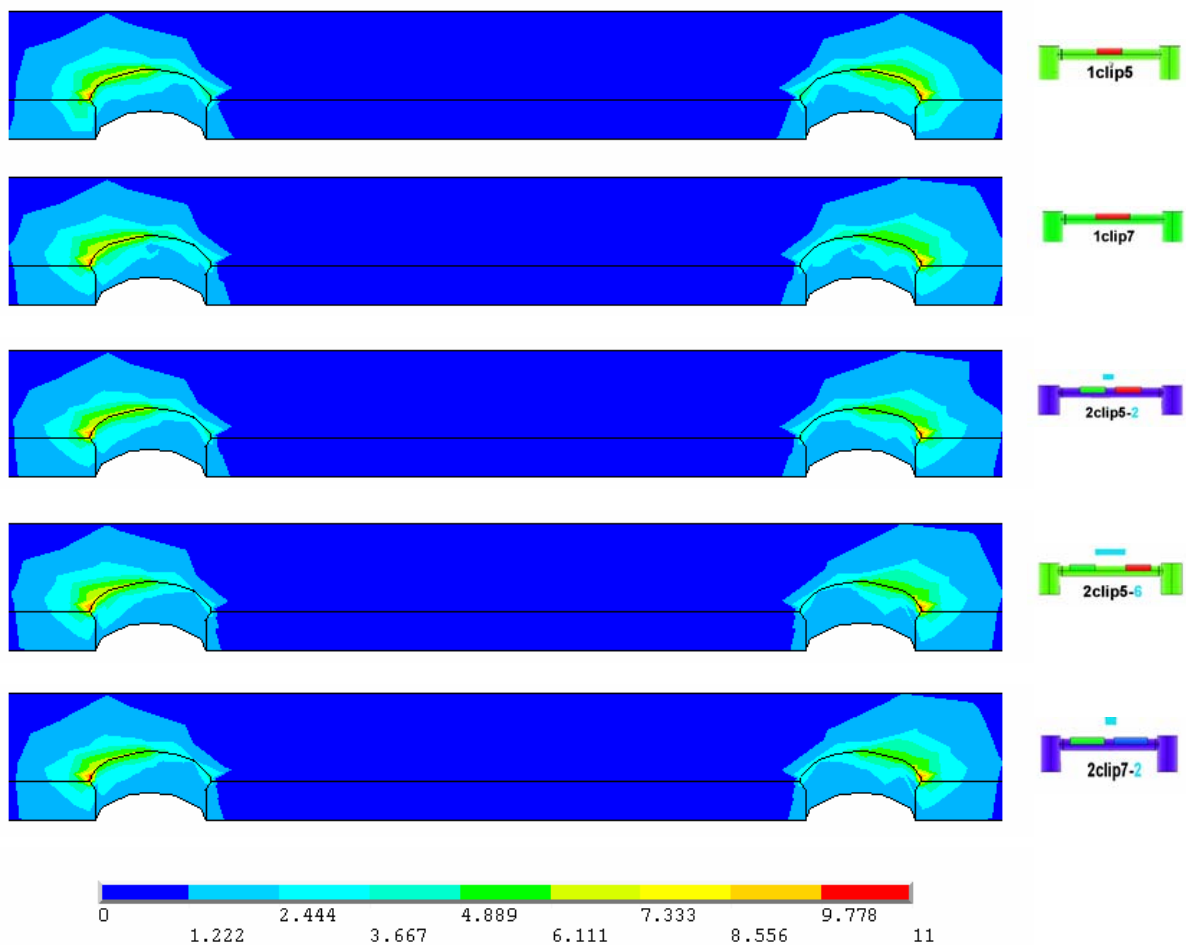


Figura 19 – Tensões de Von Mises na primeira cortical nos cinco modelos. (Mpa)

próxima ao pescoço dos implantes, porém com maior concentração nas faces distais aos implantes. Para o osso trabecular houve desenvolvimento das maiores tensões na face distal aos implantes com maior incidência na porção disto-apical, conforme figura 20.

O sistema de retenção barra/clipe promove a ferulização dos implantes. Essa condição interfere no processo de deformação mandibular, proveniente da reação muscular às cargas mastigatórias aplicadas ao sistema. Observa-se, através da magnificação do modelo (Fig 17), que esta condição promove praticamente o travamento da porção óssea do terço cervical, entre os implantes, ocorrendo deformação deste terço somente nas distais dos implantes, local de registro das maiores concentrações das tensões. Resultados similares foram encontrados em outros estudos (MEIJER, 1992; HÉLÈNE, ROBERT e DEREK, 1996; BARBIER *et al*, 1998).

Barbier *et al* (1998), avaliaram o comportamento das tensões de Von Mises através do MEF. Registraram as maiores concentrações de tensões na crista do rebordo, distribuídas com maior intensidade nas distais dos implantes e pequena incidência nas mesiais. No osso trabecular houve maior concentração de tensão na porção apical aos implantes. Hélène, Robert e Derek (1996), estudando o comportamento das tensões na região periimplantar, através do MEF, em dois implantes interligados por barra, também encontraram maiores concentrações na distal. Geng *et al* (2004) citam o desempenho na distribuição das tensões avaliadas com o MEF, onde a incidência destas na área dos ossos cortical e trabecular apresenta padrões similares ao observado no presente estudo.

5.5 Análise comparativa

A análise qualitativa não forneceu subsídios que pudesse avaliar comparativamente as cinco conformações dos cliques e propor a que melhor desempenhasse a dissipação de tensões

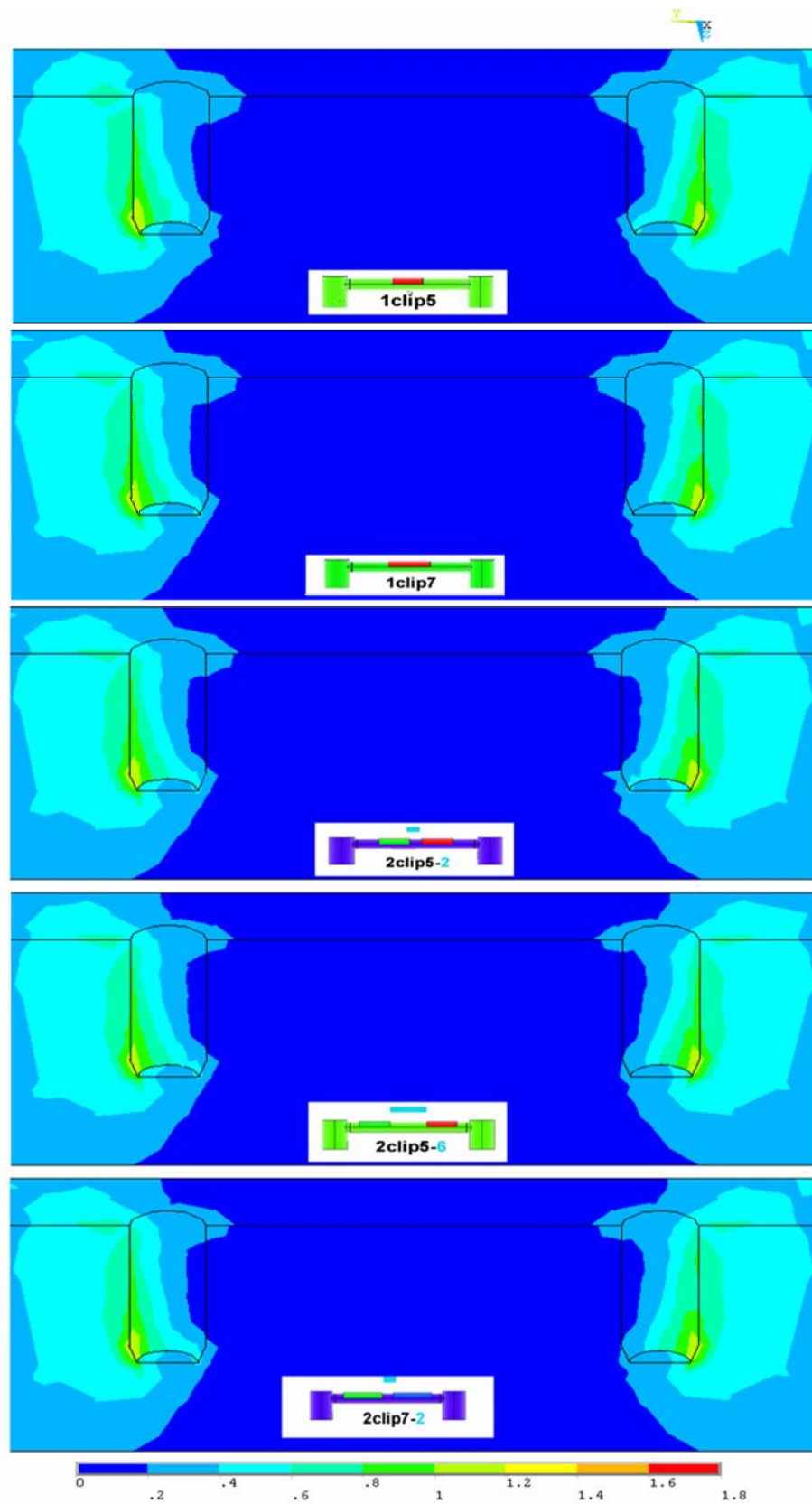


Figura 20 – Tensão de Von Mises no osso trabecular dos cinco modelos. (Mpa)

periimplantares. Para tanto dois trajetos desenvolvidos em regiões de maior incidência de tensões foram definidos, trajetos A e B, para se fazer a análise quantitativa das tensões, conforme figura 21. Os valores das tensões de Von Mises nos nós dos trajetos A e B são apresentados nas tabelas 3 e 4, respectivamente.

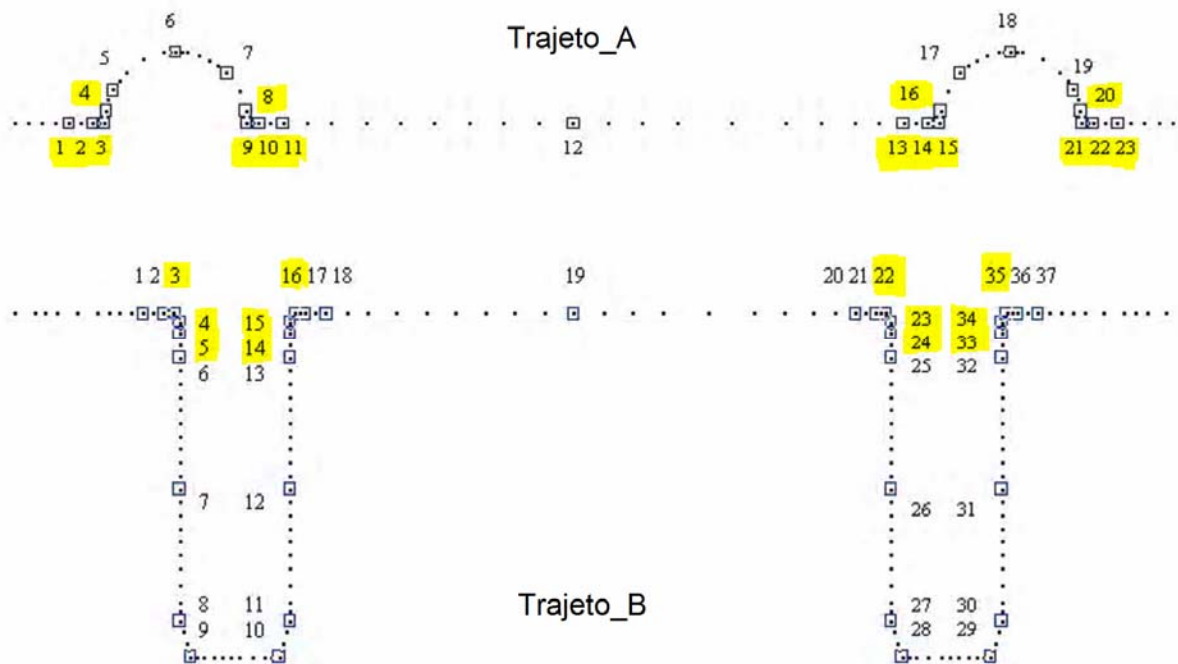


Figura 21 – Representação dos trajetos A e B com a respectiva enumeração dos nós. Trajeto-A osso cortical, trajeto-B osso cortical e trabecular. Nós realçados foram os selecionados para análise do somatório das tensões.

O desenvolvimento das tensões de Von Mises em todos os nós dos dois trajetos adotados, também está representado na forma gráfica, conforme figuras 22 e 23. Observa-se na figura 22, o trajeto-A, correspondente a região do topo da crista do rebordo, que as tensões se elevam a medida que caminha em direção aos implantes, alcançando o pico máximo, nos nós das faces distais. Os maiores valores ocorreram nos nós 4 e 20, para todos os modelos, com exceção do modelo 1clip5, que incidiu nos nós 3 e 21. Na face lingual houve diminuição das tensões até

Tabela 3 – Tensões de Von Mises em Mpa. Trajeto-A nos cinco modelos com 23 nós selecionados.

NÓS	1CLP5vM-A	1CLP7vM-A	2CLP5-2vM-A	2CLP5-6vM-A	2CLIP7vM-A
1	2.9220	3.0285	3.0337	2.9703	2.9923
2	5.1781	5.1310	5.2144	5.1131	5.1900
3	8.2842	7.5433	7.4311	6.9149	7.1228
4	6.8216	9.3963	10.384	8.8275	9.2051
5	6.5226	7.7293	6.2862	7.3599	5.8356
6	8.0211	7.3227	6.3905	6.5736	6.8533
7	7.0220	7.2312	2.3947	5.4502	5.6368
8	7.5292	6.2262	4.4331	4.5966	5.6861
9	5.4578	6.4819	5.8593	4.8952	5.2244
10	1.1628	0.17586	0.18937	0.18038	0.21028
11	0.53251	0.46539	0.39984	0.24731	0.28421
12	0.47280	0.42798	0.38791	0.25408	0.28651
13	0.51100	0.43119	0.36086	0.23654	0.24672
14	1.1864	0.15239	0.14412	0.19995	0.17759
15	5.4930	6.2993	5.9074	5.0421	5.1751
16	7.6330	5.8881	3.2921	4.9509	4.8277
17	7.7835	6.5406	2.3993	5.9584	5.6301
18	7.8503	7.2278	6.3338	6.4790	6.7054
19	7.4034	7.1949	5.4141	7.0784	6.6521
20	7.4053	9.4859	10.282	9.6797	9.4924
21	8.0838	7.5024	7.4151	6.9117	7.0186
22	4.8323	5.1696	5.1402	5.0906	5.0794
23	3.1405	2.9332	2.9145	2.8439	2.9915

alcançar os nós da mesial (9 e 15). Observa-se uma acentuada diminuição dos valores das tensões, cerca de 5 vezes, na passagem dos nós 9 e 15, para 11 e 13 respectivamente, em uma pequena extensão (1,04 mm). Este fenômeno ocorreu, provavelmente, devido à pequena deformação do osso cortical na região interimplantar em virtude da ferulização provocada pela barra nesta região. Na porção distal, em uma mesma extensão, dos nós 1 ao 3 e 21 ao 23, o comportamento das tensões foi mais gradativo, porém mais elevados. O modelo 2clip5-2 apresentou tanto o maior quanto o menor pico de tensão, conforme figura 22. A figura 23 corresponde ao desenvolvimento das tensões de Von Mises em Mpa, no percurso do trajeto-B, proporcionando a análise das tensões nos sentidos méso-distal como também ocluso-apical. Os modelos 1clip5 e 1clip7, com apenas um clipe, foram os que apresentaram as maiores tensões. As

menores tensões na interface osso/implante ocorreram nos nós 11 e 27 regiões disto-apicais aos implantes. Em todos os modelos, a maior tensão registrada incidiu nos nós 15 e 23, portanto na face mesial dos implantes. Houve nesse caso a inversão das maiores tensões da distal, no trajeto-A, para a mesial no trajeto-B. Esse fato é uma importante observação para orientar

Tabela 4 – Tensões de Von Mises em Mpa. Trajeto-B nos cinco modelos com 37 nós selecionados

NÓS	1Clp5vM-B	1Clp7vM-B	2Clp5-2vM-B	2Clp5-6vM-B	2Clp7vM-B
1	2.9220	3.0285	3.0337	2.9703	2.9923
2	5.1781	5.1310	5.2144	5.1131	5.1900
3	8.2842	7.5433	7.4311	6.9149	7.1228
4	5.6921	5.3227	4.8710	3.6966	3.8699
5	3.4281	3.7046	3.5084	2.6154	2.7462
6	1.4072	1.5519	1.4463	1.2450	1.3029
7	1.4099	1.4354	1.2957	1.6334	1.4833
8	1.3541	1.3457	1.3391	1.3311	1.3295
9	1.4531	1.4297	1.4295	1.4040	1.4123
10	1.0658	1.0384	1.0388	1.0468	1.0445
11	0.44818	0.44808	0.45195	0.45540	0.45608
12	1.6790	1.6510	1.6345	1.5303	1.5667
13	4.5951	4.3651	4.1594	3.5662	3.7094
14	8.4033	8.0775	7.6489	6.5259	6.7758
15	9.8882	9.9545	9.2637	7.9040	8.2290
16	5.4578	6.4819	5.8593	4.8952	5.2244
17	1.1628	0.17586	0.18937	0.18038	0.21028
18	0.53251	0.46539	0.39984	0.24731	0.28421
19	0.47280	0.42798	0.38450	0.25408	0.28651
20	0.51100	0.43119	0.36086	0.23654	0.24672
21	1.1864	0.15239	0.14412	0.19995	0.17759
22	5.4930	6.2993	5.9074	5.0421	5.1751
23	9.7526	9.5487	8.7937	7.5381	7.8778
24	6.0563	6.6321	6.2976	5.3815	5.6081
25	4.3255	4.3302	4.1411	3.5712	3.7094
26	1.9048	1.8609	1.8139	1.7456	1.7693
27	0.32838	0.33341	0.38274	0.33415	0.33572
28	1.0450	0.80224	1.1087	0.81346	0.81783
29	1.4398	1.4150	1.4087	1.4189	1.4141
30	1.3454	1.3341	1.4416	1.3262	1.4201
31	1.2647	1.5278	1.5894	1.3889	1.6200
32	1.5858	1.6561	1.2720	1.0561	1.1570
33	3.7892	4.0270	3.7202	2.7169	2.9076
34	5.8669	5.3587	4.9573	3.6168	3.9416
35	8.0838	7.5024	7.4151	6.9117	7.0186
36	4.8323	5.1696	5.1402	5.0906	5.0794
37	3.1405	2.9332	2.9145	2.8439	2.9915

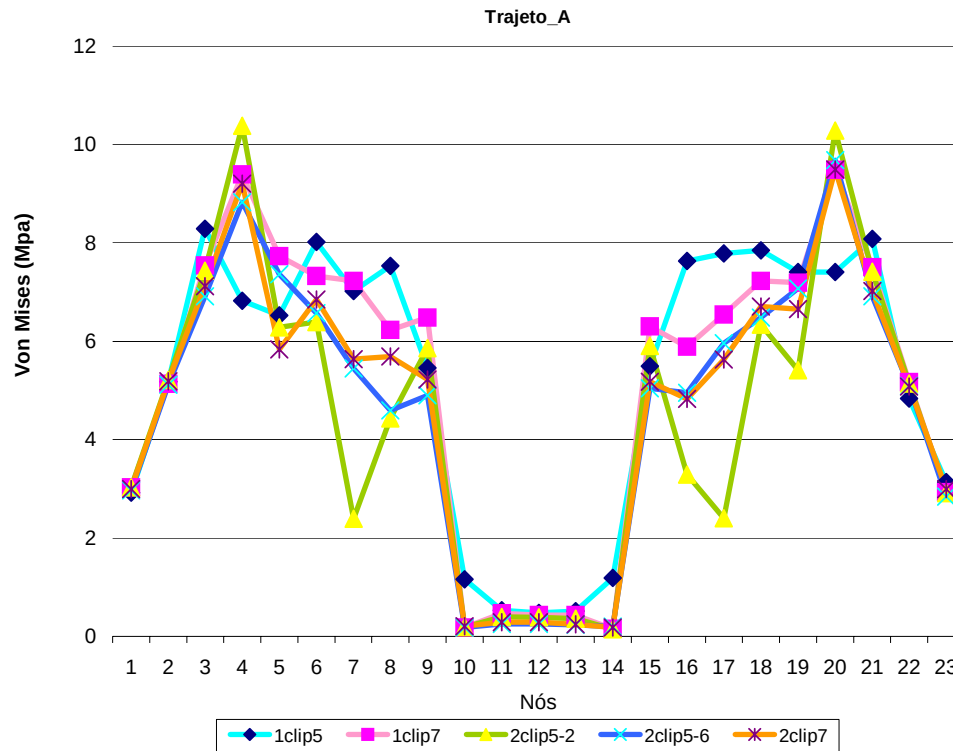


Figura 22 - Tensões de Von Mises em nós do trajeto_A, em Mpa.

trabalhos em EF. Ao utilizar valores de tensões em nós com o intuito de analisar o comportamento das tensões em um determinado sistema reabilitador e/ou estruturas adjacentes, deve-se tomar o cuidado em não infringir em resultados equivocados. Normalmente ao avaliar a dissipação das tensões em estruturas óssea, observa-se que essas são distribuídas em uma determinada área, e não somente em um ponto (nó).

Para obter melhor representatividade nos valores das tensões entre modelos, adotou-se um critério no qual foram realizados os somatórios das tensões de nós subsequentes, em determinadas regiões a serem analisadas dentro dos trajetos, para obter, contudo, uma representação numérica que melhor reproduza a avaliação comparativa entre modelos. Os nós selecionados são realçados na figura 21.

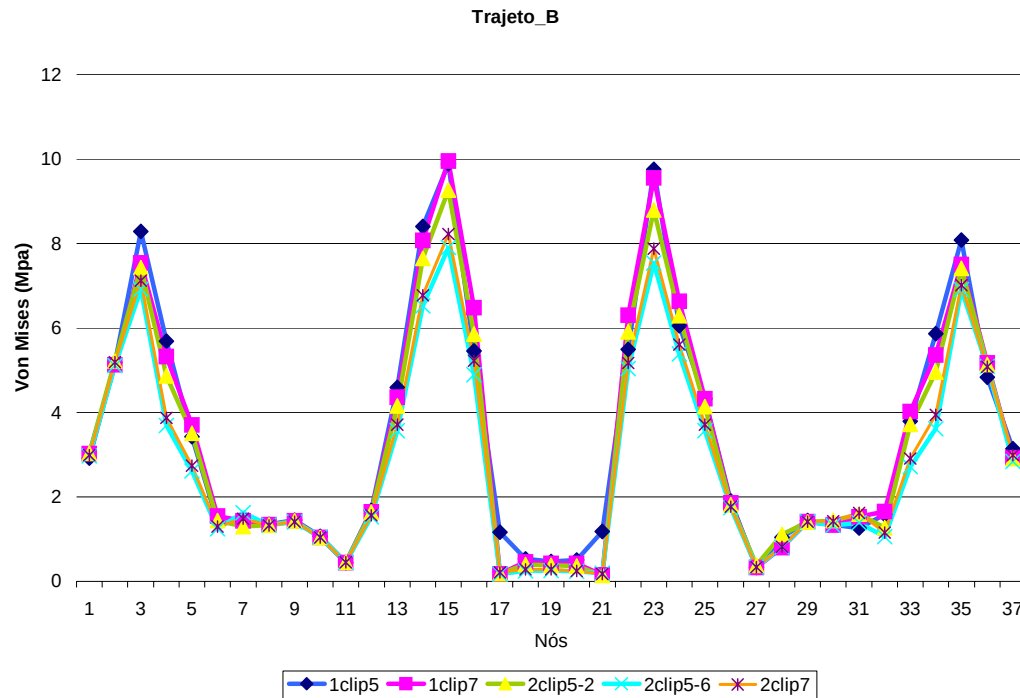


Figura 23 - Tensões de Von Mises em nós do trajeto_B, em Mpa.

No trajeto_A, foram selecionados os nós 1, 2, 3, 4, 20, 21, 22, e 23 para a distal dos dois implantes. Para a mesial, os nós 8, 9, 10, 11, 13, 14, 15 e 16. Para análise no sentido ocluso-apical, a partir do trajeto_B, foram adotados os nós 3, 4, 5, 33, 34 e 35 para a distal e 14, 15, 16, 22, 23 e 24 para mesial, conforme figura 21. Esses nós foram escolhidos estrategicamente por estarem em regiões onde ocorrem as maiores concentrações de tensões nesse estudo. A concentração das maiores tensões na região da crista do rebordo também foi observado em trabalhos anteriores (MEIJER, 1992; HÉLÈNE; ROBERT; DEREK, 1996; MEIJER *et al*, 1996; BARBIER *et al*, 1998; MENICUCCI *et al*, 1998a;).

A tabela 5 apresenta a soma total das tensões dos nós em análise, da mesial e distal, nos trajetos A e B e implantes 1 e 2. A interpretação desses somatórios proporcionou condição para a análise comparativa entre os modelos estudados.

Tabela 5 – Somatório tensões Von Mises em Mpa. Nós selecionados nos trajetos_A + B, Mesial + Distal e Implantes 1+ 2.

Trajeto_A+B	Faces	1clip5	1clip7	2clip5-2	2clip5-6	2clip7
Implante 1	Distal + Mesial	65.2999	65.5077	62.2368	54.4867	57.5356
Implante 2	Mesial + Distal	63.7503	63.4285	59.2250	54.2086	55.3440
Total		129.0502	128.9362	121.4618	108.6953	112.8796

A utilização de somente um clipe, modelos 1clip5 e 1clip7 desenvolveram as maiores concentrações de tensões entre as disposições estudadas. Apresentaram também valores similares. Quando acrescentou outro clipe ao sistema, houve diminuição dos níveis de tensão na região periimplantar. O modelo 2clip5-6 apresentou os menores índices de tensão.

Na análise comparativa entre modelos com diferentes tamanhos de cliques, pôde-se observar que o comportamento do sistema não justificou esta condição, pois os modelos 1clip5 (129,05 Mpa) e 1clip7 (128,93 Mpa) apresentaram somatório similar. Os modelos 2clip5-2 (121,46Mpa) e 2clip5-6 (108,69Mpa), cliques com mesmas dimensões, apresentaram valores diferentes.

Comparando modelos com cliques de mesmas dimensões, porém com diferente disposição, observa-se tensão 12% maior no modelo 2clip5-2 na comparação com o modelo 2clip5-6. O modelo 2clip7-2 apresentou valores muito próximos aos do modelo 2clip5-6. Ao analisar esta última comparação, nota-se que a posição de proximidade dos cliques aos pilares é o fator comum entre eles. A condição de maior proximidade dos cliques aos pilares apresentou os menores níveis de tensões periimplantares, ou seja, em sistema protético sobre implantes interconectados por barra, ao aplicar carga axial aos implantes, quanto mais próximos essas estiverem dos pilares, menores níveis de tensões periimplantares serão produzidos. Esse fato difere da conclusão de Meijer *et al*, (1996), que afirmam que o implante mais próximo ao lugar do carregamento

apresenta as concentrações de tensão mais elevadas. A conclusão desses autores se deve provavelmente, devido à barra, no estudo de Meijer *et al* (1996), estar interconectando uma maior quantidade de implantes.

Um estudo em EF, do comportamento das tensões na mucosa de mandíbula reabilitada com prótese mucossuportada e implantorretida com barra/clipse, utilizou uma barra com 16.0 mm de comprimento e posicionamento dos cliques com 6.0 e 10.0 mm de distância entre si. Observaram que para uma melhor distribuição das tensões, na mucosa, os cliques devem ser posicionados o mais próximo possível dos pilares (MENICUCCI *et al*, 1998a). Esta condição dos cliques, promovendo melhor comportamento no padrão de distribuição das tensões também foi observada no presente estudo, ou seja, a utilização de dois cliques o mais próximo possível dos pilares.

A figura 24 apresenta o somatório das tensões nos nós selecionados em todos os modelos.

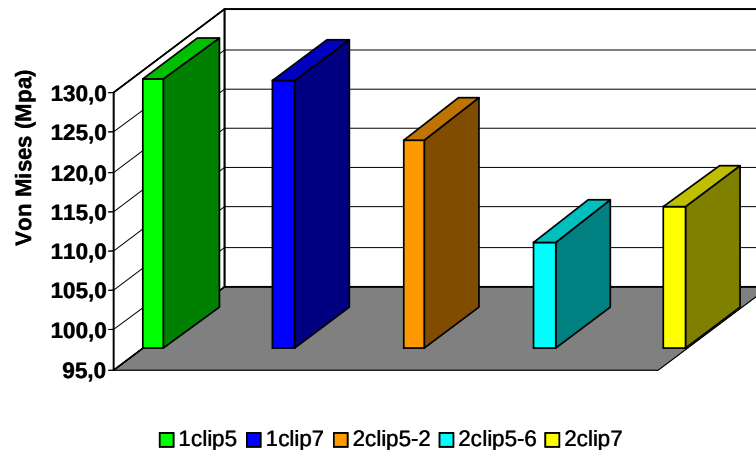


Figura 24 – Somatório das tensões nodais nos cinco modelos. Trajeto_A: 1, 2, 3, 4, 8, 9, 10, 11, 13, 14, 15, 16 20, 21, 22, e 23. Trajeto_B: 4, 5, 14, 15, 23, 24, 33 e 34.

A análise comparativa entre os modelos foi completada com o cálculo do erro relativo, utilizando como referência, o modelo que apresentou o menor valor no somatório das tensões (2clip5-6), conforme figura 25. O erro encontrado entre o modelo que apresentou menor nível de tensão no somatório e os que apresentaram os maiores valores (1clip5 e 1clip7) foi de 19%, ou seja, os modelos com um clipe ofereceram 19% mais tensão na região analisada, que o modelo 2clip5-6. O erro entre os modelos 2clip5-2 e 2clip5-6 foi de 12%. O menor erro ocorreu entre os modelos 2clip5-6 e 2clip7-2, com 4%.

Estudo *in vivo* registrou o comportamento das forças em três direções com a utilização de sensores instalados entre os implantes e os pilares, em próteses mucossuportadas e implantorretidas por barras. Os maiores valores ocorreram na direção do longo eixo dos implantes no sentido ocluso-apical. Para a direção mesio-distal, em máxima força de oclusão, 100% das forças foram direcionadas para distal. Em máxima força, porém com uma placa interoclusal, as forças no sentido distal variaram de 75% a 85% (MERICSKE-STERN; PIOTTI; SIRTES, 1996). Os sensores para registros dos valores, direções e sentidos das forças foram

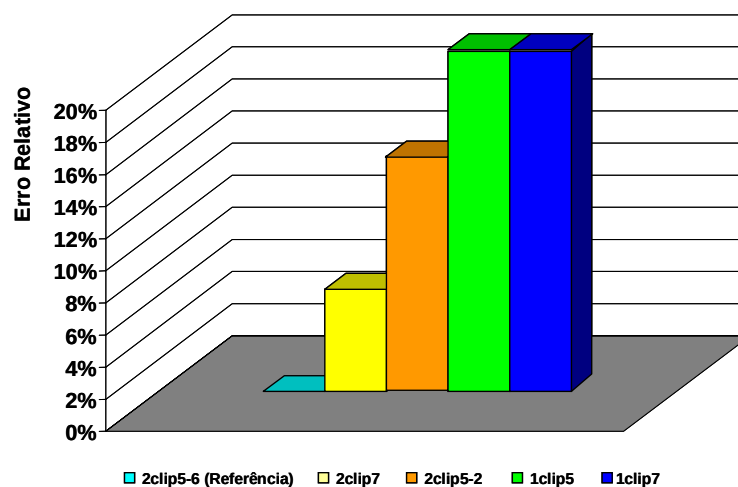


Figura 25 – Cálculo do erro relativo, tendo como referência o modelo com menor valor no somatório das tensões (2clip5_6).

instalados o mais próximo possível da crista do rebordo. Essa localização corresponde à máxima proximidade *in vivo* que se consegue até o presente momento, para obter registros de forças em implantes.

A região dos nós selecionados para análise no presente estudo apresenta proximidade com o local de instalação dos sensores do estudo de Mericske-Stern, Piotti e Sirtes (1996). Sabendo que tensão é resultado da aplicação de força em uma determinada área, os resultados de Mericske-Stern, Piotti e Sirtes (1996), oferece maior entendimento aos encontrados no presente estudo, onde a concentração dos maiores níveis de tensões de Von Mises e tensões compressivas ocorreram na cortical da crista do rebordo, nas faces distais aos implantes.

Em observações aos resultados de outro trabalhos com prótese mucossuportada e implantorretida por barra/clipe em EF, observa-se maior concentração de tensão na crista do rebordo, nas regiões distais aos implantes, podendo assim, relacionar perda óssea clínica aos maiores níveis de tensões nesses locais (MEIJER, 1992; HÉLÈNE; ROBERT; DEREK, 1996; BARBIER *et al*, 1998). Estudos *in vivo* realizados por Paul, Roger e Robin, (1995) e Mericske-Stern, Piotti e Sirtes, (1996) oferecem subsídios ao presente trabalho, podendo, assim, relacionar de forma mais segura, comparando estudos *in vivo* com *in vitro*, em MEF.

Apesar da impossibilidade, até o presente momento, de aferir forças na região periimplantar, *in vivo*, pode-se, através do MEF, compreender melhor o comportamento das tensões nessa região.

6 CONCLUSÕES

A dissipação de tensões no osso periimplantar está entre os principais fatores dos sucessos e insucessos das reabilitações com implantes osseointegrados. A distribuição de tensão na interface osso-implante respeitando os limites fisiológicos do osso, é considerado requisito fundamental para longevidade dessas reabilitações, e tem sido nos últimos anos, uma preocupação constante dos clínicos e pesquisadores da área odontológica. Existe uma enorme diversidade em formas de aparelhos reabilitadores orais que utilizam como suporte os implantes osseointegrados. A elaboração dos projetos biomecânicos desses aparelhos protéticos deve garantir ao sistema, a condição de integridade tanto das estruturas mecânicas quanto biológicas. Esse planejamento deve oferecer condições de proteção ao sistema de forma que esteja abrangendo tanto as funções quanto as possíveis para-funções orais. As próteses mucossuportadas e implantorretidas, apesar de serem suportadas pela mucosa basal, transmitem tensões aos implantes através de seus aparatos de retenção. O sistema que utiliza como componente de retenção o clipe, é largamente difundido na clínica reabilitadora como também, bastante relatado na literatura científica. Na elaboração de um planejamento reabilitador com essa modalidade de tratamento, os protesistas encontram embasamentos científicos que oferecem maiores previsibilidades para o tratamento, no que tange aos locais de instalação dos implantes, o projeto da barra, eficiência e eficácia na retenção dos cliques e a dissipação de tensões sobre a mucosa. Porém, a disposição dos cliques ao longo da barra, não foi relacionada ao planejamento clínico reabilitador, quanto à dissipação de tensões na região periimplantar. Com o objetivo de aumentar o leque de situações a serem ponderadas no planejamento de uma reabilitação com prótese mucossuportada e implantorretida, o presente trabalho completa algumas considerações.

De acordo com a apreciação dos resultados e ponderando as limitações da metodologia utilizada, pôde-se concluir que:

- Com relação à utilização de cliques de diferentes tamanhos, foram constatados gradientes de tensões semelhantes quando utilizado apenas um clipe. Quando se empregou dois cliques, houve comportamentos diferentes nos gradientes de tensões, dependendo do posicionamento dos cliques de 5.0 mm.
- A utilização de dois cliques no sistema proporcionou menores níveis de tensões nas regiões periimplantares, na comparação com modelos com um clipe.
- A disposição dos cliques sobre a barra promove alteração no nível das tensões. Quanto mais próximos dos pilares estiverem os cliques, menores os valores das tensões periimplantares.

Portanto, quanto à distribuição de tensões, é preferível a utilização de dois cliques de 5.0 mm dispostos o mais próximo possível dos pilares. A escolha desta opção deve ser avaliada através da análise da influência desses níveis de tensão na região do contorno externo do implante aliado a um planejamento cirúrgico-protético que assegure maior possibilidade de sucesso ao sistema reabilitador, com relação ao processo de perda óssea devido à tensão.

Estudos futuros devem ser feitos para analisar as tensões na interface de implantes rosqueado e utilizando elementos de contato, sob condições de carga similares.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS¹

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B. A 15 year study of osseointegrated implants in the tretment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**, v.10, p.387-416, 1981.

ADELL, R.; ERIKSSON, B.; LEKHOLM, U.; BRÅNEMARK P-I.; JEMT, T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of the totally edentulous jaw. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 5, n. 4, p. 347 –59, 1990.

AKAGAWA, Y.; WADAMOTO, M.; SATO, Y.; TSURU, H. The three-dimensional bone inteface of na osseointegrated implant a method for study. **J Prosthet Dent**, v. 68, n. 5, p. 813-6, nov. 1992.

ANDERSSON, B.; PER ÖDMAN; ANN-MARIE, L.; BERIT, L. Single-Tooth Restorations Supported by Osseointegrated Implants: Results and Experiences From a Prospective Study After 2 to 3 Years. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 10, p 702–11, 1995.

A'OMAHONY, B.; BOWLES Q.; WOOSLEY, G.; ROBINSON, P.; SPENCER, P. Distribuição do stress nos Implantes Ósseo-integrados Unitários. **The international Jounal of Oral Implantology**, a. III, n. 11, p. 24, 2002.

¹ De acordo com:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002.

ASHMAN, R.B; VAN BUSKIRK, W.C. The elastic properties of a human mandible. **Adv Dent Res**, v.1, p.64-7, 1987.

AVELINO, A.F. **Elementos Finitos: A base da tecnologia CAE**. São Paulo, Érica Ltda, 3ª ed., 2005, 294 p.

BARBIER, L.; VANDER, S.J.; KRZESINSKI, G.; SCHEPERS; VAN DER PERRE, G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. **J Oral Rehabilitation**, v. 25, p. 847-58, 1998.

BEER, F.P.; JOHNSTON, E.R. **Resistência dos materiais**. São Paulo, 3ª ed: Mc Graw Hill, 1999, 1255 p.

BEUMER, J.; NISHIMURA, R.; MOY, P. **Restoration of acquired head and neck defects with osseointegred implants**. In: FONSECA, R.J.; DAVIS, W.H. Reonstrutive preprosthetic oral and maxillofacial surgery. 2ª ed. Philadelphia, Saunders, p. 937-958, 1995.

BO ENGQUIST; BERGENDAL, T.; KALLUS, T.; LINDEN, U. A Retrospective Multicenter Evaluation of Osseointegrated Implants Supporting Overdentures. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 3, n. 2, p. 129 – 34, 1988.

BOTEGA, D.M.; MESQUITA, M.F.; HENRIQUES, G.E.P.; VAZ, L.G. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. **J of Oral Reabilitation**, v. 31, p. 884-89, 2004.

BRÅNEMARK, P.I.; HANSSON, B.O.; ADELL, R. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10 year period. **Scand J Reconstr Surg**; v.16, p.1-132, 1977.

BRÅNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent**, v. 50, p. 399-410, 1983.

BREEDING, L.C.; DIXOX, D.L.; SCHMITF, S. The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.75, n. 5, p. 550-53, 1996.

BRODSKY, J. F.; CAPUTO, A. A.; FURSTMAN, L.L. Root tipping: a photoelastic histopathologic correlation. **Am J Orthod**, v. 67, n.1, p. 1-10, jan. 1975.

CARLSSON, G.E.; HEDEGARD, B.; KOIVUMAA, K.K. Late results of treatment with partial dentures: an investigation by questionnaire and clinical examination 13 years after treatment. **J Oral Rehabil**, v. 3, p. 267-72, 1976.

CARLSSON, G.E. Masticatory efficiency: The effect of age, the loss of teeth, and prosthetic rehabilitation. **Int Dent J**, v. 34, p.93-7, 1984.

CAWOOD, A.; HOWELL, A. A classification of the edentulous jaws. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg**, v. 17, p. 232-36, 1988.

CORRÊA, A. A.; MATSON, E. Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração com amalgama de prata pelo método dos elementos finitos. **Rev Fac Odontol São Paulo**, São Paulo, v. 15, n. 1, p. 19-26, jan/jun. 1977.

COWIN, S.C.; NACHLINGER, R.R. Bone remodeling II. Uniqueness and stability in adaptive elasticity theory. **J Elasticity**, v. 8, p. 285-94, 1978.

DALLY, J.W.; RILEY, W.F. **Experimental stress analysis**. New York, McGraw-Hill, 1978. 571p

DAVIDOFF, S. R. The implant-supported overdenture: A practical implant-prosthetic design. **Compedium**, v. 14, n. 6, p. 722-30, 1993.

DE BOER. Edentulous implant: overdenture versus fixed. **J.Prosthet Dent**, v. 69, n. 4, p. 386-90, apr. 1993.

DE TOLLA, D.H., ANDREANA, S.; PATRA, A.; BUHITE, R.; COMELLA, B. The role of the finite element model in dental implants. **J Oral Implantology**, v. 26, p. 77-81, 2000.

DOLDER, E. J. The bar joint mandibular denture. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. v. 11, n. 4, p. 689 - 707, jul/aug. 1961.

FEINE, J.S. MASKWAI, K.; GRANDMONT, P.; TANGUAY, R.; LUND, J.P. Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: Evaluation of mastigatory function. **J. Dent. Res.**, v.73, n. 10, p.1646-656, 1994.

FROST, H.M. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usge: an overview for clinicians. **Angle Orthod**, New York, v.64, n. 3, p. 175-87, 1994.

GEERTMAN, M.E.; SLAGTER, A.P.; VAN WAAS M.A.J.; KALK W. Comminution of food with mandibular implant-retained overdentures. **J Dent Res**, v. 73, p. 1858-864, 1994.

GENG, J.P.; BENG, W.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Finite element analysis of a osseointegrated stepped screw dental implant. **J Oral Implantology**, v. 30, n. 4, p. 223-33, 2004.

GOMES, V. L. Prótese mucososuportada-implantoretida. Setor de prótese removível total. Faculdade de Odontologia. Universidade Federal de Uberlândia. **Comunicação Pessoal**. Uberlândia, 1999.

GONINI, J.A. **Análise fotoelástica da tensão oclusal produzida por uma sobredentadura implanto-retida com base de material resiliente**. 2002, 124 f. Tese doutorado - Faculdade de Odontologia de São Paulo, São Paulo, 2002.

HASSLER, C.R.; RYLICKY, E.F.; CUMMINGS, K.D. Quantification of bone stress during remodeling, **J Biomech**, v. 13, p. 185-90, 1980.

HEBEL, K. S.; GALINDO D.; GAJJAR R. C. Implant position Record and implant position cast: minimizing errors, procedures and patient visits in the fabrication of the milled-bar prosthesis. **J Prosthet Dent**, v. 83, n.1, p. 107-16, jan. 2000.

HÉLÈNE, V.; ROBERT, M.P.; DEREK, M. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: A finite element analysis. **Int Journal Oral Maxillofacial Implants**, v. 11, p. 351-59, 1996.

HOLMEGREN, E. P.; SECKINNGER, R. J.; KILGREN, L. M.; MANTE, F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis – a two-dimentional comparative study examining the effects of implant diamet, implant shape and load direction. **J Oral Implantol**, Abington, v. 24, n. 2, p.80-88, 1998.

ISIDOR, F. Loss of osseointegration caused by occlusal overload of oral implants: A clinical and radiographic study in monkeys. **Clin Oral Impl. Res**, v. 7 p. 143-52, 1996.

ISRAEL, L.; LESLIE, B.; RAMI, E. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting implant-retained cantilever prosthesis. **Int Journal Oral Maxillofacial Implants**, v. 10, p. 355-66, 1995.

JACOBS, R.; VAN STEENBERGHE, D. Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 8, p. 549-54, 1993.

JAFFIN, R. A.; BERMAN, C. L. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. **J. Periodontol**, Birmingham, v. 62, n. 1, p. 2-4, jan. 1991.

JEMT, T.; LEKHOM, U. Implant treatment in edentulousmaxillae:An 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. **Int Journal Oral Maxillofacial Implants**, v. 10, p. 303 -11, 1995.

KITAMURA, E.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis. **J Oral Rehabilitation**, v. 32, p. 279–86, 2005.

KOCA, O. L.; ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 93, n. 1, p. 38-44, 2005.

KO, C. C.; KOHN, D.H.; HOLLISTER, S. J. Micromechanics of implant/tissue interfaces. **J Oral Implants**, v. 18, p. 220-30, 1992.

LEWIS, S.; NISHIMURA, R.; SHARMA, A. Treatment of edentulous maxillae with osseointegrated implants. **J Prosthet Dent**, v. 68, n. 3, p. 503-8, sep. 1992.

LIN, C.; WANG, J. Nonlinear Finite Element Analysis of a Splinted Implant with Various Connectors and Occlusal Forces. **Int Jounal Oral Maxillofac Implants**, v. 8, p. 331–40, 2003.

LINDHE, J.; BERGHLUNDH, T.; LIJENBERG, B. Experimental breakdown of periimplant and periodontal tissues. **Clin Oral Implants Res**, v. 3, p.9-16, 1992.

LINDQUIST, L.W.; ROCKLER, B.; CARLSSON, G.E. Bone resorption around fixture in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue integrated prostheses. **J Prosthet Dent**, v. 59, n. 1, p. 59-63, jan. 1988.

LORENZONI, M.; CHRISTOF, P.; KEHAO, Z.; WEGSCHEIDER, W. A. In-patient comparison of immediately loaded and non-loaded implants within 6 months. **Clin. Oral. Impl. Res**, v. 14, p. 273-79, 2003.

MACENTEE, M.; WALTON, J.N.; GLICK, N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: Three-year results. **J Prosthet Dent**, v.93, p.28-37, 2005.

MATWEB, Disponível em: <www.matweb.com>. Proprieties mechanics of materials. Acesso em 10 de nov. de 2005.

MEIJER, H.J.A. Stress distribution around dental implants: influence of superstruture, length of implants and height of mandible. **J Prosthet Dent**, v. 68, n. 1, p. 96-102, jul. 1992.

MEIJER, H. J. A.; STARMANS, F. J. M.; STEEN, W.H.A.; BOSMAN, F. A tree-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. **Arch Oral Biol** , New York., v. 38, n. 6, p. 491-96, jun. 1993

MEIJER, H.J.A.; STARMANS, F.J.M.; STEEN, W.H.A.; BOSMAN, F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a tree-dimensional finite-element study. **Journal of Oral Rabilitation**, v. 23, p. 757-63, 1996.

MELLAL, A.; WISKOTT, H.W.A.; BOTSIS, J.; SCHERRER, S.S.; BELSER, U.C. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of theree numerical models and validation by *in vivo* data. **Clin. Oral Impl. Res**, v. 15, p. 239-48, 2004.

MENICUCCI, G.; LORENZETTI, M.; PERA, P.; PRETI, G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 13, p. 369–76, 1998a.

MENICUCCI, G.; LORENZETTI, M.; PERA, P.; PRETI, G. Mandibular implant-retained overdenture: A clinical trial of two anchorage systems. **Inter Journal Oral and Maxillofacial Implants**, v.13, p. 861-856, 1998b.

MERICSKE-STERN R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants. A retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 5, p. 375-83, 1990.

MERICSKE-STERN, R.; GEERING, A.; BURGİN, W.; GRAF, H. Tree-dimensional force measurements on mandibular implant supporting overdentures. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 7, p. 185-94, 1992.

MERICSKE-STERN, R.; PIOTTI, M.; SIRTES, G. 3-D *in vivo* force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. **Clin Oral Impl Res**, v. 7, p. 387-96, 1996.

MERICSKE-STERN, R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, p.36–43,1998.

MISCH, C.E. Divisions of available bone in implant dentistry. **Int J Oral Implantol**, v. 7, p. 9-17, 1990.

MISCH, C.E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. São Paulo, Santos, 2ª ed, 2000, 796p.

MORAES, M.C.C.S.B.; MORAES, E.J.; ELIAS, C. N. Análise de tensões em implantes osseointegrados por elementos finitos: variação da ancoragem e diâmetro dos implantes. **Rev. Bras. Implant**, v. 7, n. 3, p. 21-6, 2001.

NAERT, I.; QUIRYNEN, M.; HOOGHE, M.; VAN STEENBERGHE, D. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in

mandibular overdenture therapy: A preliminary report. **J Prosthet Dent**, v. 71, n.5, p. 486-92, 1994.

NAERT, I.; GIZANI, S.; VUYLSTEKE, M.; VAN STEENBERGHE, D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. **I J Oral Rehabilitation**, v. 26, p. 195-202, 1999.

PAUL, S.W.; ROGER, M.W.; ROBIN, H.M. The effects of prefabricated bar design on the success of overdentures stabilized by implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.10, p. 79-87, 1995.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JORNEUS, L. Forces and moments on Brånemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 4, n.3, p. 241-47, 1989.

ROCHA, I. J. P. B. **Estudo das tensões em dentes restaurados com coroa metalocerâmica e dois formatos de retentores intra-radiculares. Método dos elementos finitos**. 2000. 82f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

ROYNESDAL, A.; AMBJORNSSEN, E.; STOVNE, S.; HAANAES, H.R. A comparative clinical study of three different endosseous implants in edentulous mandibles. **Int J Oral Maxillofacial Implants**, v. 13, p. 500-5, 1998.

RUBO, J.H.; SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobreimplantes. **Rev. FOB**, v. 9, n. 3/4, p. 97-103, 2001.

SIEGELE D; SOLTÉSZ U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.4, p. 333-40, 1989.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. Saint. Louis, USA, v. 49, n. 6, jun. 1983.

SMEDBERG, J. I.; LOTHIGIUS, E.; NILNER K.; DE BUCK, V. A New Design for a Hybrid Prosthesis Supported by Osseointegrated Implants: Part II. Preliminary Clinical Aspects. **Int J Oral Maxillofacial Implants**, v 6, n. 2 , p. 154 – 59, mar/apr. 1991.

SPIEKERMANN, H. (Coord). **Atlas de Implantodontia**. Tradução de Dr. Ignacio Navascués Benlloch; Barcelona: Masson, S.A., 1995, 388p.

STELLINGSMA, K; BOUMA, J; STEGENGA, B.; MEIJER, H.J.A.; RAGHOEBAL, G.M. Satisfaction and psychosocial aspects of patients with implant-retained overdentures. **Clin. Oral Impl. Res**, v. 14, p. 166-72, 2003.

STOFFER, W.M. Removable overdentures versus fixed detachable dentures for the completely edentulous implant patient. **Implant Dent**, v.4, n.3, p.198-99, Fall, 1995.

STRUB, R. J.; WITKOSKI, S.; EINSELE, F. T. E. Aspectos protéticos em implantodontia. **Quintessence Publishing Co**, Inc, São Paulo, 1997, 89p.

TAKAHASHI, N.; KITAGAMI, T.; KOMORI, T. Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. **The Jornal of Prosthetic Dentistry**, v. 40, n.2, p.186-91, 1978.

TURNER, M.J.; CLOUGH, R.W.; MARTIN, H.C.; TOPP, L.J. Stiffness and deflection analysis of complex structures. **J Aero Sci**, v.23, n.9, p.805-23, sep. 1956.

ULRIKE, R.B.; HUGO, G.; HEINER, W. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 10, p. 188-98, 1995.

VEDOVATO, E.; CHILVARQUER, I. **Overdenture (sobredentadura): como e quando?** In: Dinato, J.C.; Polido, W.D. Implantes osseointegrados. São Paulo, Artes Médicas; cap. 11, p. 190-213, 2001.

YETRAM, A.L.; WRIGHT, K.W.J.; PICKARD, H..M. Finite element stress analysis of the crow of normal and restored teeth. **J Dent Res**, v.55, n.6, p. 1004-1011, nov.1976.

YOUNG-CHUL, J.; CHONG-HYUN, H.; KEUN-WOO, L.; A 1-Year Radiographic Evaluation of Marginal Bone Around Dental Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 11, n. 6, p. 811 – 18, 1996.

ZARB, B. A.; JANSSON, T.; JENT, T. Other prosthodontic applications. In: BRÄNEMARK, P. I *et al.* Tissue integrated prostheses - osseointegration in clinical dentistry. Chicago, **Quintessence**, p. 283-92, 1985.