

4.3.2. Processamento

Os modelos contendo as informações obtidas na etapa anterior foram processados numericamente, onde o problema estrutural foi resolvido matematicamente, através da solução de equações algébricas e matrizes, por meio computacional.

4.3.3. Pós-Processamento

Nesta etapa foi realizada a análise das tensões ocorridas nos modelos submetidos à realização da solução matemática na fase de processamento. A análise das tensões equivalentes de Von Mises foi feita qualitativamente, por meio da avaliação das imagens plotadas. Os modelos de próteses implanto-suportadas (PIS) gerados neste estudo foram utilizados como grupo controle para a análise comparativa de tensões nos modelos de próteses dento-implanto-suportadas (PDIS), uma vez que sua utilização no tratamento de pacientes edêntulos e parcialmente edêntulos está bem elucidada na literatura.

RESULTADOS

A análise da distribuição de tensões foi feita qualitativamente em cada um dos oito modelos gerados neste estudo, pela critério das tensões equivalentes de von Mises. A análise qualitativa foi realizada por meio de escala de cores de azul até vermelho, de zero (0) a cinquenta (50) MPa, respectivamente (Figura 15). Em todos os modelos, as maiores concentrações de tensões ocorreram no implante e na interseção dos pânticos para as próteses de quatro elementos, enquanto as menores concentrações de tensões foram encontradas no osso medular e dente.

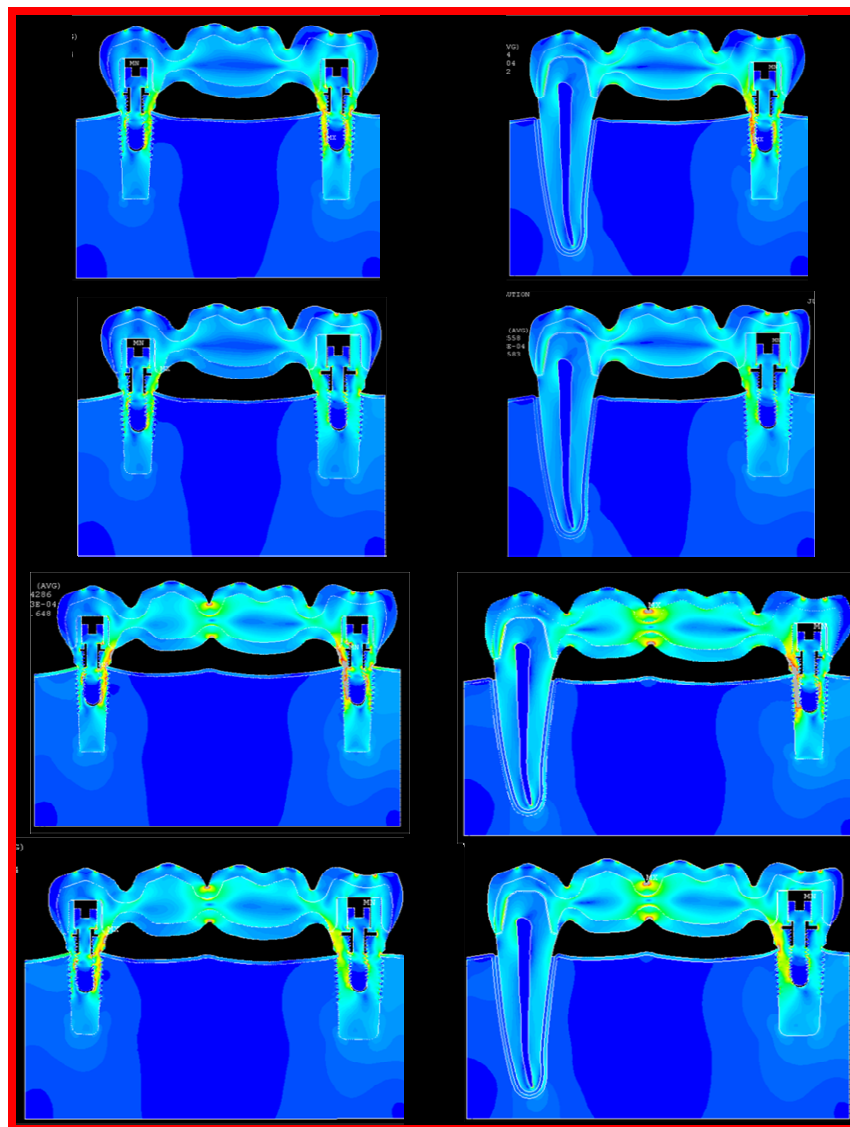


Figura 15. Oito modelos submetidos à análise qualitativa por elementos finitos, pelo critério de von Mises.

5.1. Modelos com prótese dento-implanto-suportada e implanto-suportada e implantes de 3.75 x 10.0 mm

Considerando o modelo 1 (Figura 16), houve maior concentração de tensões desde a junção do pilar de titânio até as roscas, passando pelo corpo do implante. Os picos de tensão se localizaram até a 5ª e 6ª roscas do implante. A junção da cortical óssea mesial com o pescoço do implante apresentou maior concentração de tensão (51,95 MPa) do que a mesma junção distal (40,88 MPa). As tensões também se concentraram entre as superfícies de contato das roscas do parafuso do pilar com aquelas do implante. Nas ameias, entre as coroas, também houve concentração de tensões entre o 2º PM e o 2º M. Na região do ciment o fosfato de zinco, houve tensões acumuladas em sua porção mesial com a dentina. Em todas as outras estruturas visualizadas no modelo, baixa concentração de tensão pode ser observada. No modelo 2 (Figura 17), as tensões se distribuíram de maneira semelhante ao modelo supracitado, porém valores mais altos de tensão foram observados, devido ao aumento da distância entre os pilares e conseqüente aumento da flexão da barra. Isto pode ser observado no corpo do implante, onde cores mais próximas do vermelho foram mais comuns, desde o pilar preparável até as últimas roscas internas e externas. Em análise qualitativa, a junção do parafuso com o implante e a cortical óssea mesial e distal a este pilar concentraram maiores tensões do que no modelo com três elementos. Estes maiores valores de tensão também podem ser observados na infra-estrutura metálica e na porcelana, principalmente entre os pânticos.

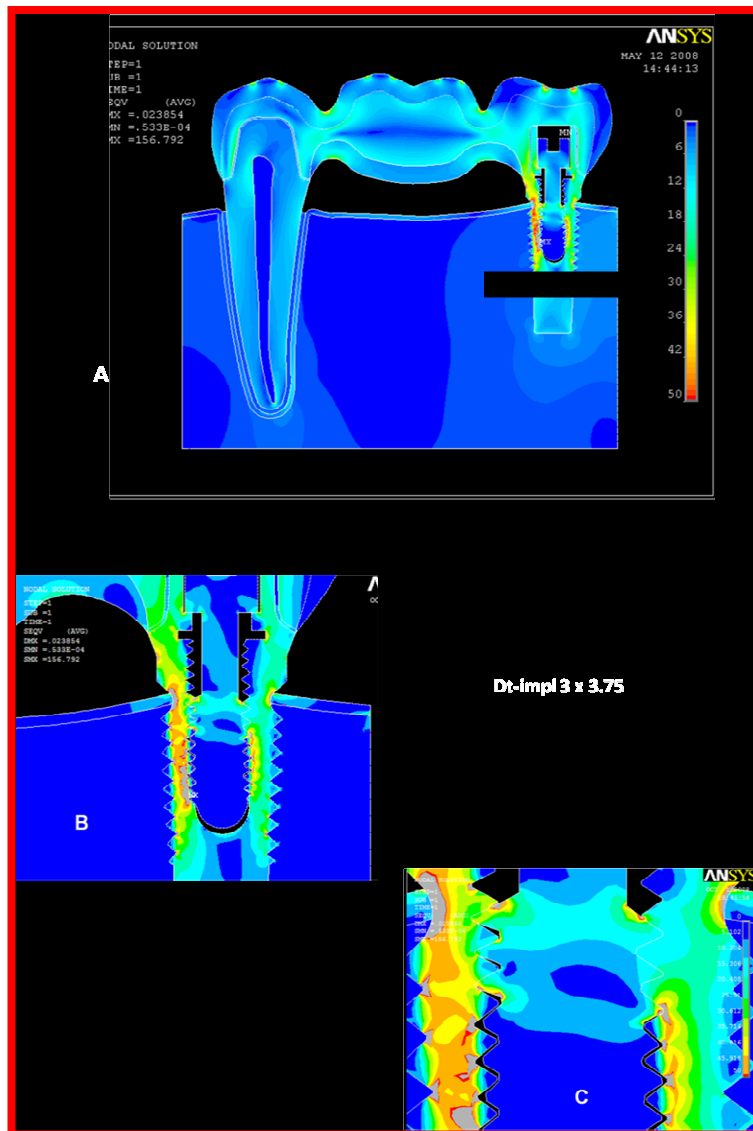


Figura 16. A- Tensões distribuídas no modelo 1; B- Distribuição de Tensões no implante; C- Implante em maior aumento

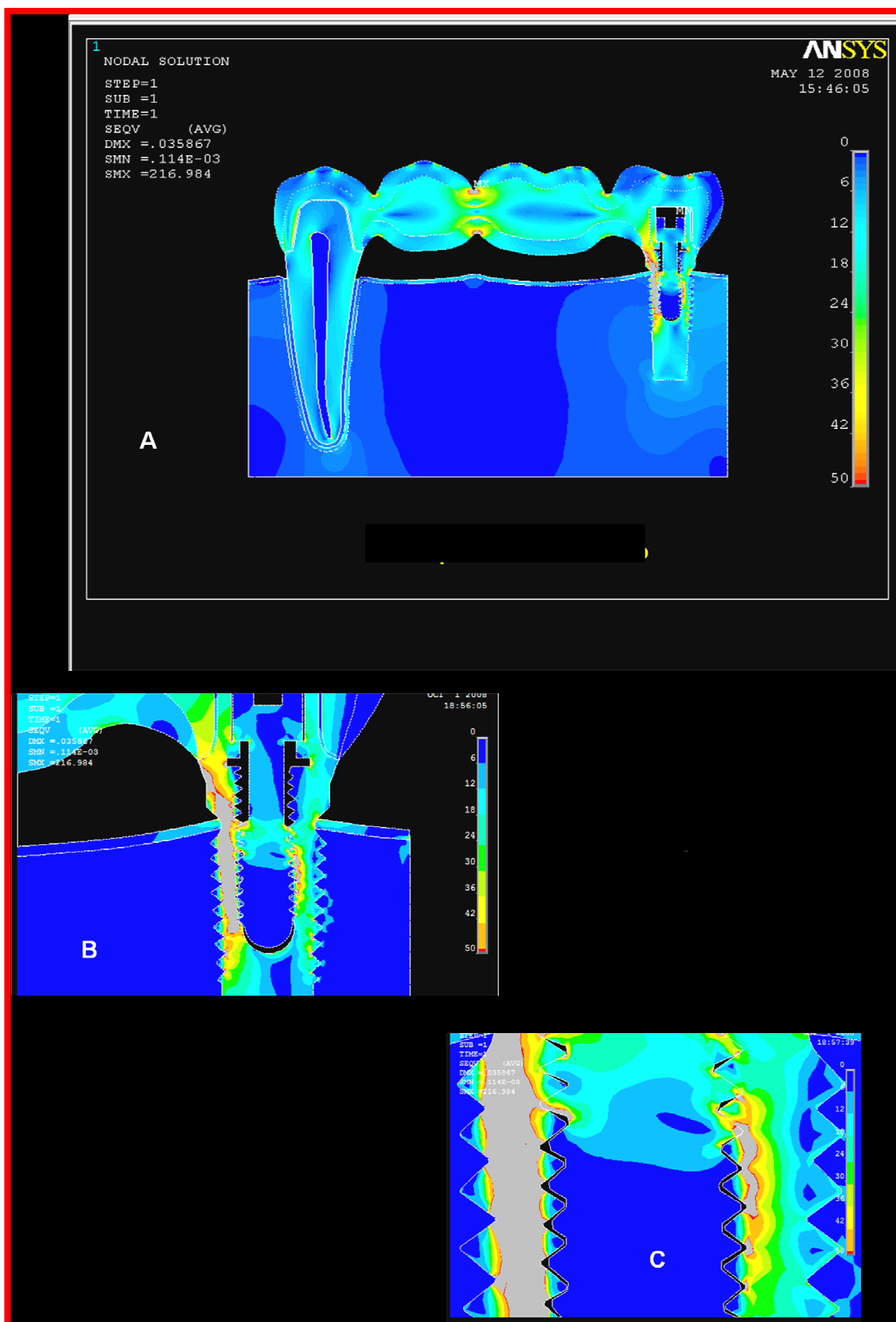


Figura 17. A- Tensões distribuídas no modelo 2; B- distribuição das tensões no implante; C- implante em maior aumento

Os modelos com próteses implanto-suportadas de três e quatro elementos e com implante de 3.75 x 10.0 mm (modelos 3 e 4) (Figura 18a e 18b) tiveram maior concentração de tensões nos implantes. Percebe-se que no modelo de três elementos as tensões apresentaram distribuição homogênea na prótese e maior concentração no corpo do implante, que comparado ao modelo com quatro elementos, apresentou menores concentração de tensão. O modelo 4 apesar de também de ter tido uma distribuição mais uniforme das tensões pelas estruturas da prótese, teve maior concentração das tensões no corpo do implante, junção do pescoço do implante com a cortical óssea, entre as roscas do parafuso do pilar e implante e entre o 2° PM e o 1° M. Comparando as tensões presentes nos implantes destes dois modelos, observou similaridade nos locais de distribuição (pilar, implante, osso cortical) porém com menor concentração no modelo com menor extensão (um pântico). Observando os modelos 1 e 3 (Figura 19a e 19b) as tensões máximas tiveram a mesma localização, que foram no corpo do implante, em sua porção mesial, porém com gradiente de tensão menor no modelo 3 (132 MPa), justificado por sua maior ancoragem. do implante do modelo que continha o dente como outro pilar, enquanto que no modelo que continha somente implantes como pilares, as tensões se concentraram, além da porção mesial, também na porção distal do corpo do implante com maior intensidade. Nos modelos 2 e 4 pode ser observado que, em ambos, a concentração de tensões na porção mesial do corpo do implante distal foi similar, bem como a área entre os pânticos, apesar de que o modelo 4 teve uma concentração maior destas tensões na porção distal do corpo do implante, quando comparado ao modelo 2. (Figura 20a e 20b).

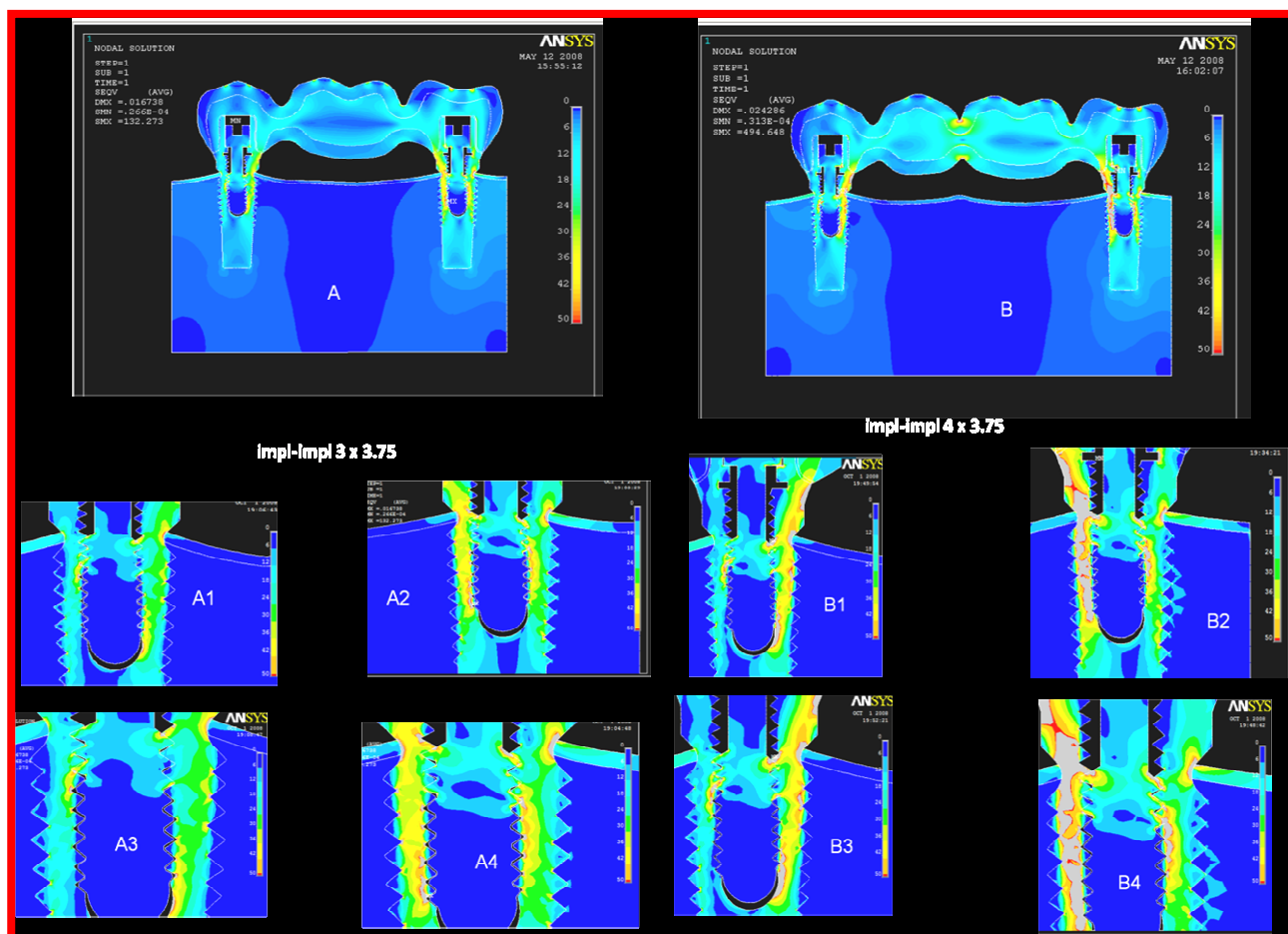


Figura 18. A e B- tensões concentradas nos modelos 3 e 4, respectivamente; **A1 e A2**- vista das tensões distribuídas pelos implantes mesial e distal do modelo 3, respectivamente; **A3 e A4**- vista dos implantes mesial e distal, respectivamente, em maior aumento; **B1 e B2**- vista das tensões distribuídas pelos implantes mesial e distal do modelo 4; **B3 e B4**- vista dos implantes mesial e distal em maior aumento.

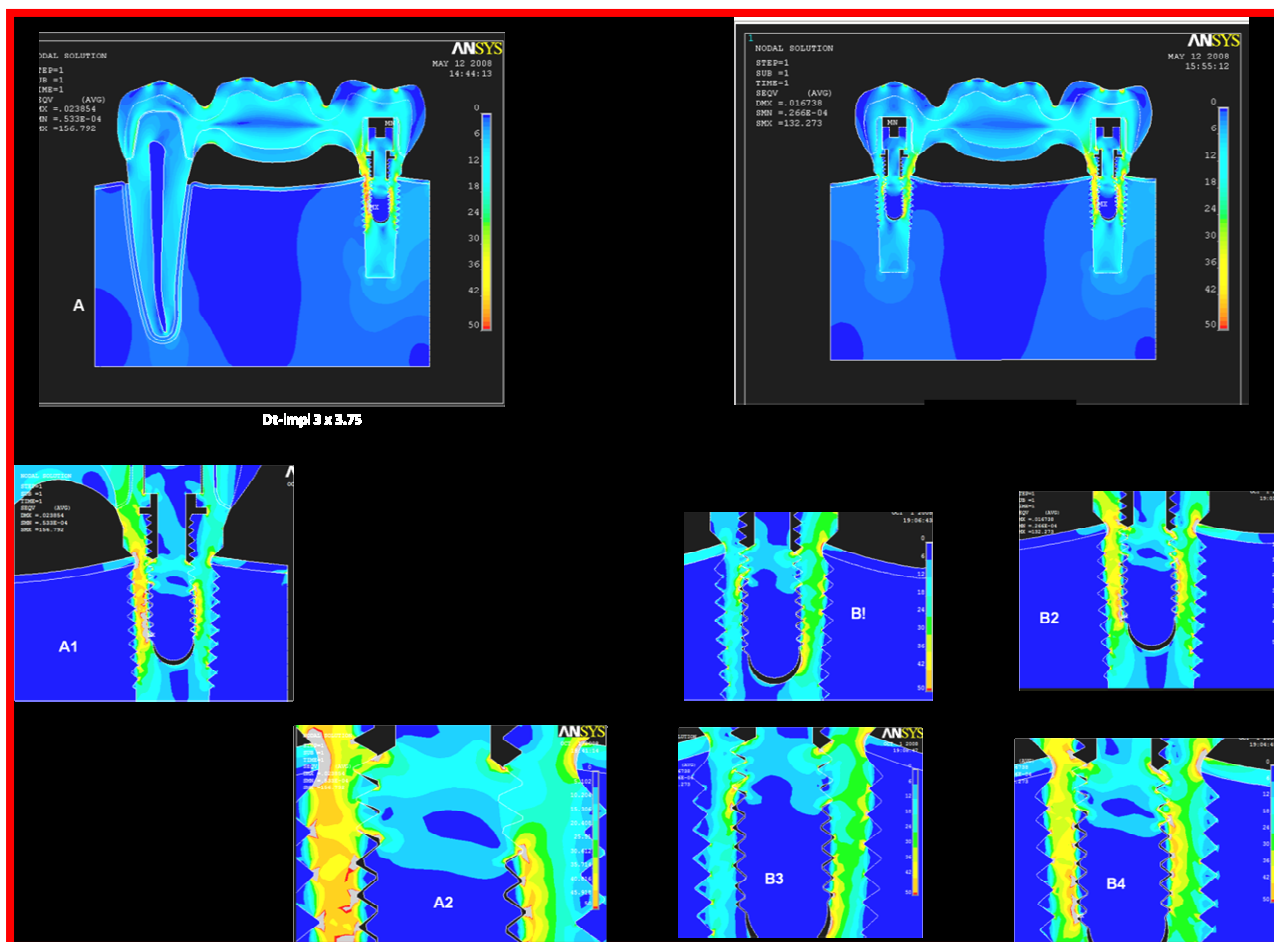


Figura 19. A e B- tensões concentradas nos modelos 1 e 3, respectivamente; **A1-** vista das tensões distribuídas pelo implante do modelo 1; **A2-** vista do implante em maior aumento no modelo 1; **B1 e B2-** vista das tensões distribuídas pelos implantes mesial e distal do modelo 3, respectivamente; **B3 e B4-** vista dos implantes mesial e distal em maior aumento do modelo 3.

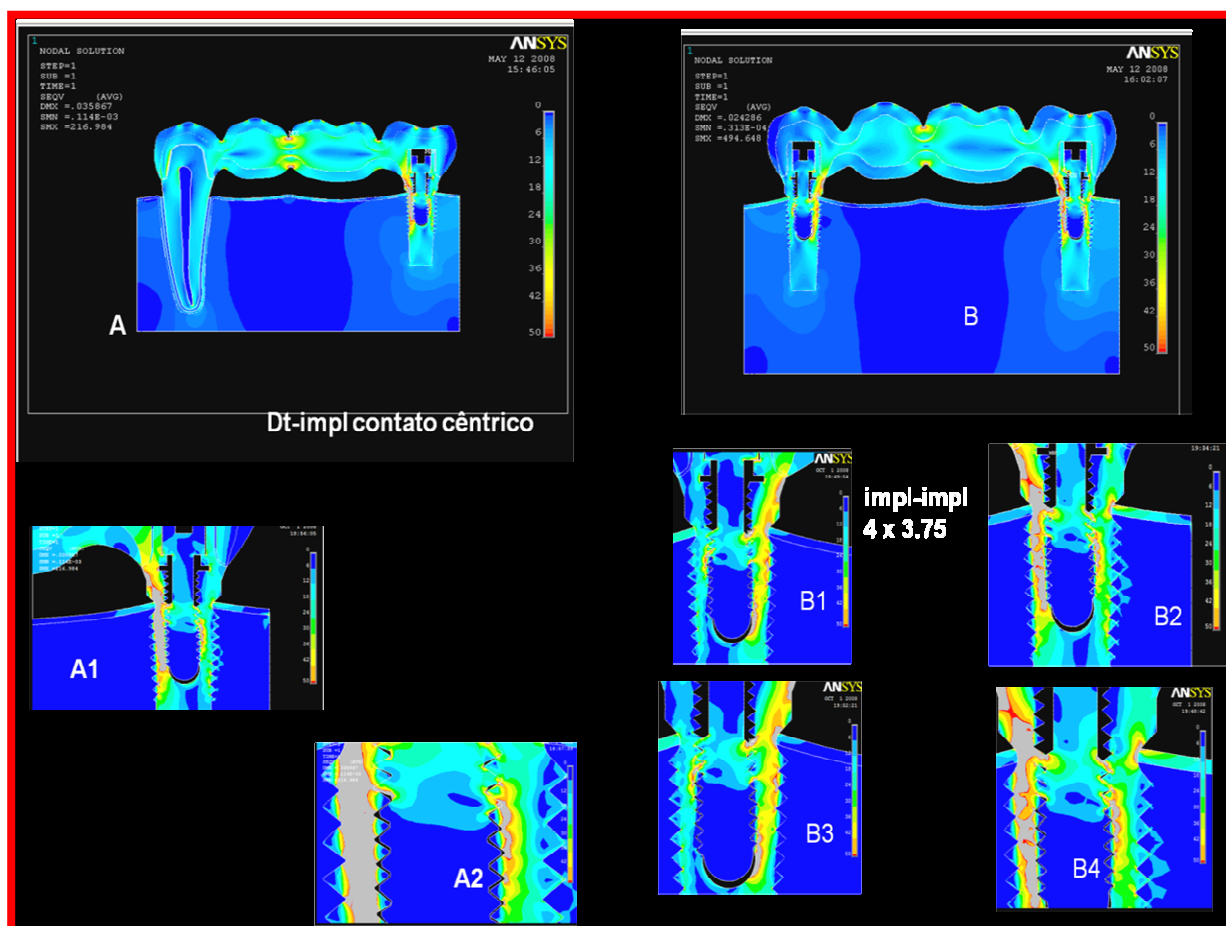


Figura 20. A e B- tensões concentradas nos modelos 2 e 4, respectivamente; **A1-** vista das tensões distribuídas pelo implante do modelo 2; **A2-** vista do implante em maior aumento no modelo 2; **B1 e B2-** vista das tensões distribuídas pelos implantes mesial e distal do modelo 4, respectivamente; **B3 e B4-** vista dos implantes mesial e distal em maior aumento.

5.2. Modelos com prótese dento-implanto-suportada e implanto-suportada e implantes de 5.0 x 10.0 mm

Os modelos contendo as próteses de três elementos e o implante distal com diâmetro de 5.0 mm apresentaram distribuição de tensões mais homogênea que os modelos com o implante distal de 3.75 mm. No modelo 5 (Figura 21) as tensões máximas no implante estiveram concentradas na junção do pescoço do implante com a cortical óssea e próximo às últimas roscas internas da porção mesial do implante. Observou-se que nas regiões das superfícies de contato entre os componentes da prótese e o implante como o pilar/hexágono externo e cabeça do parafuso/porção interna do pilar também houve menor concentração de tensões, de acordo com a escala visual de cores. Em todas as outras estruturas do modelo, as tensões se distribuíram de maneira similar ao modelo 1. No modelo 6 (Figura 22) a distribuição de tensão em todas as estruturas foi similar ao modelo 2, exceto no implante que apresentou menor concentração de tensões.

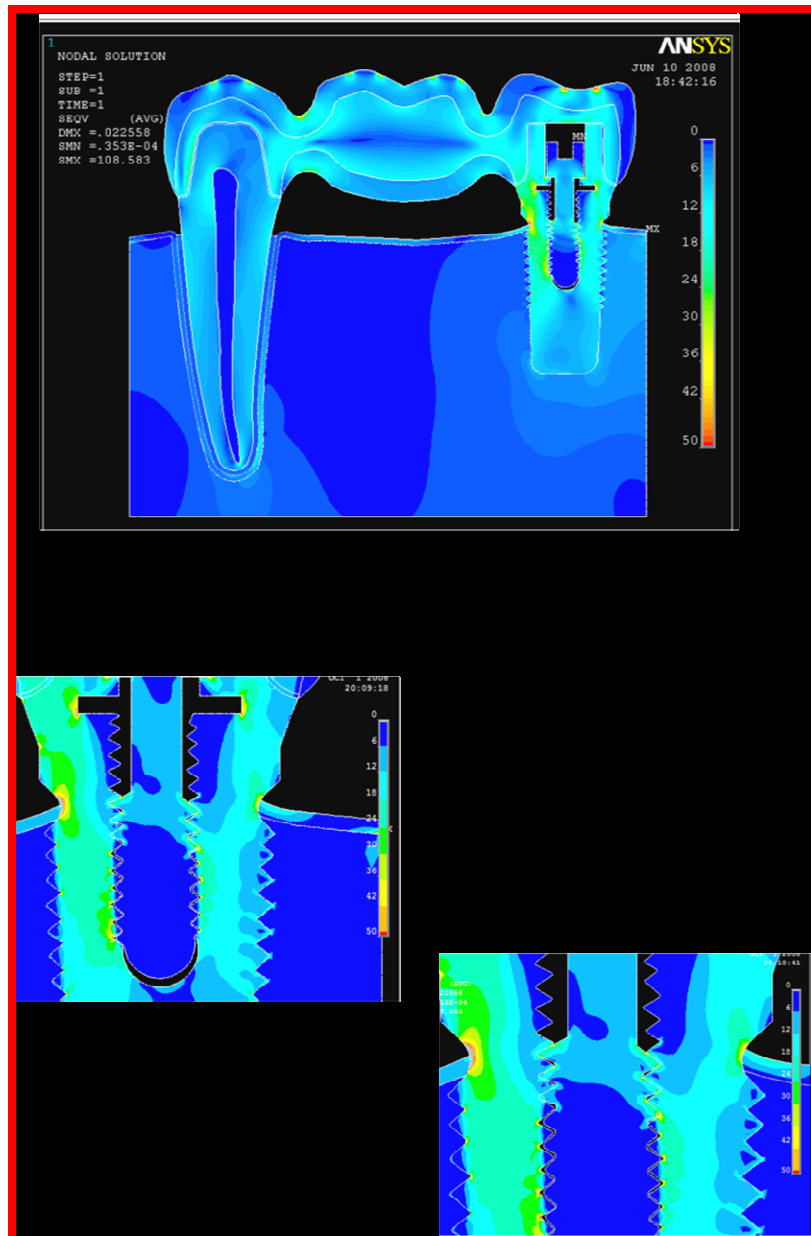


Figura 21. Distribuição de tensões no modelo 5, após carregamento e imagens da distribuição de tensões no implante em maior aumento.

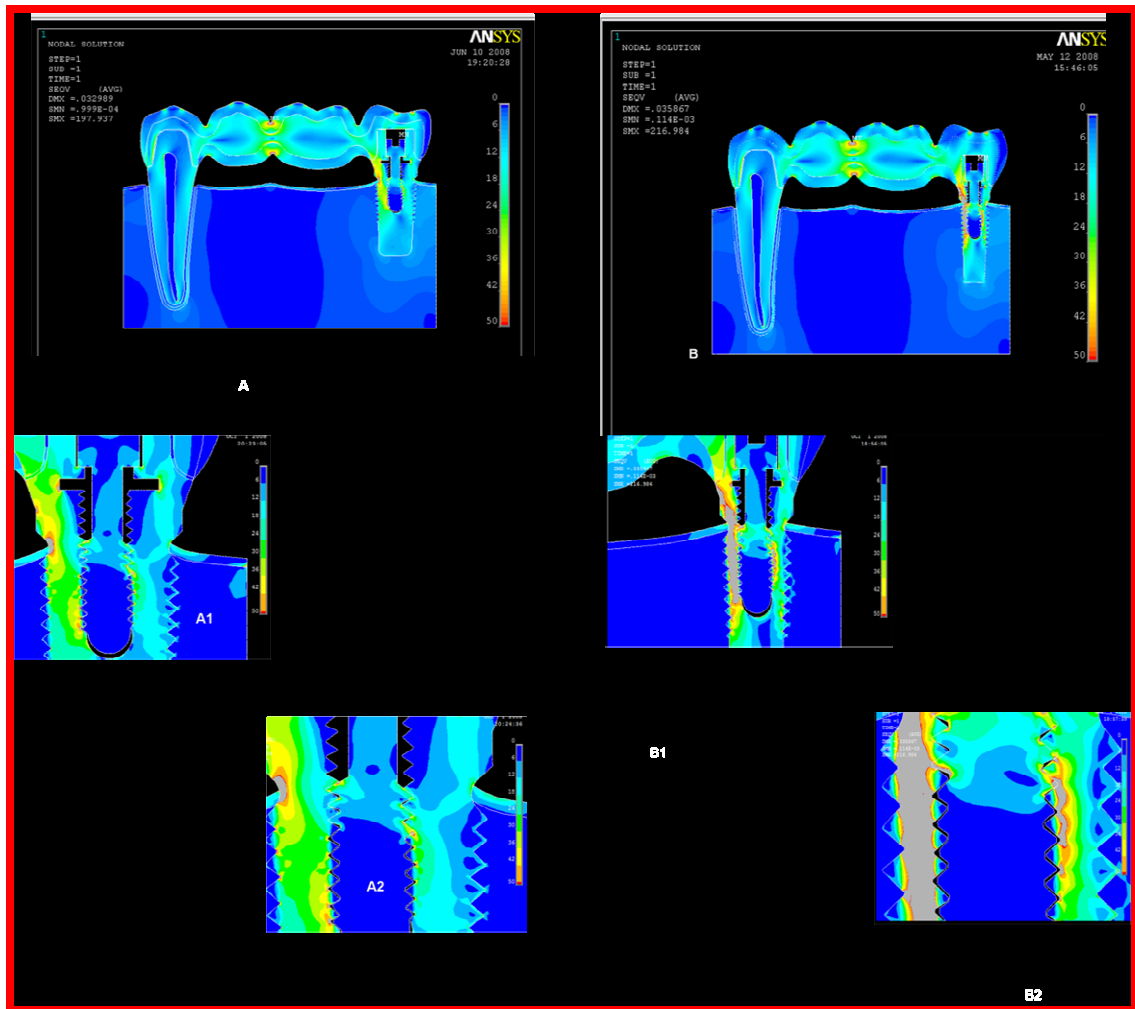


Figura 22. Distribuição das tensões nos modelos com prótese dento-implanto-suportada variando o diâmetro dos implantes; A1, A2, B1 E B2- Vista dos implantes em maior aumento.

Os modelos contendo somente implantes como pilares e tendo os implantes distais com diâmetro de 5.0 mm tiveram as tensões distribuídas pela prótese semelhante às tensões acumuladas, na mesma região, nos modelos com implantes de 3.75 mm de diâmetro, pela escala visual de cores. No entanto, as tensões encontradas nos implantes dos modelos 7 e 8 apresentaram menores valores de acordo com a escala de cores. Considerando somente os implantes nestes modelos, o implante com diâmetro de 5.0 mm posicionado na região do 2º M teve menor concentração de tensões

quando comparado aos implantes posicionados na mesma região nos modelos 3 e 4. Isto pode ser observado nos implantes de 3.75 mm unidos aos de 5.0 mm de diâmetro e posicionado na região do 1° PM e 2° PM, respectivamente, conforme extensão da prótese. As tensões sobre os mesmos se concentraram mais no corpo do implante (porção mesial) e na junção do osso cortical com o pescoço do implante (Figura 23 e 24).

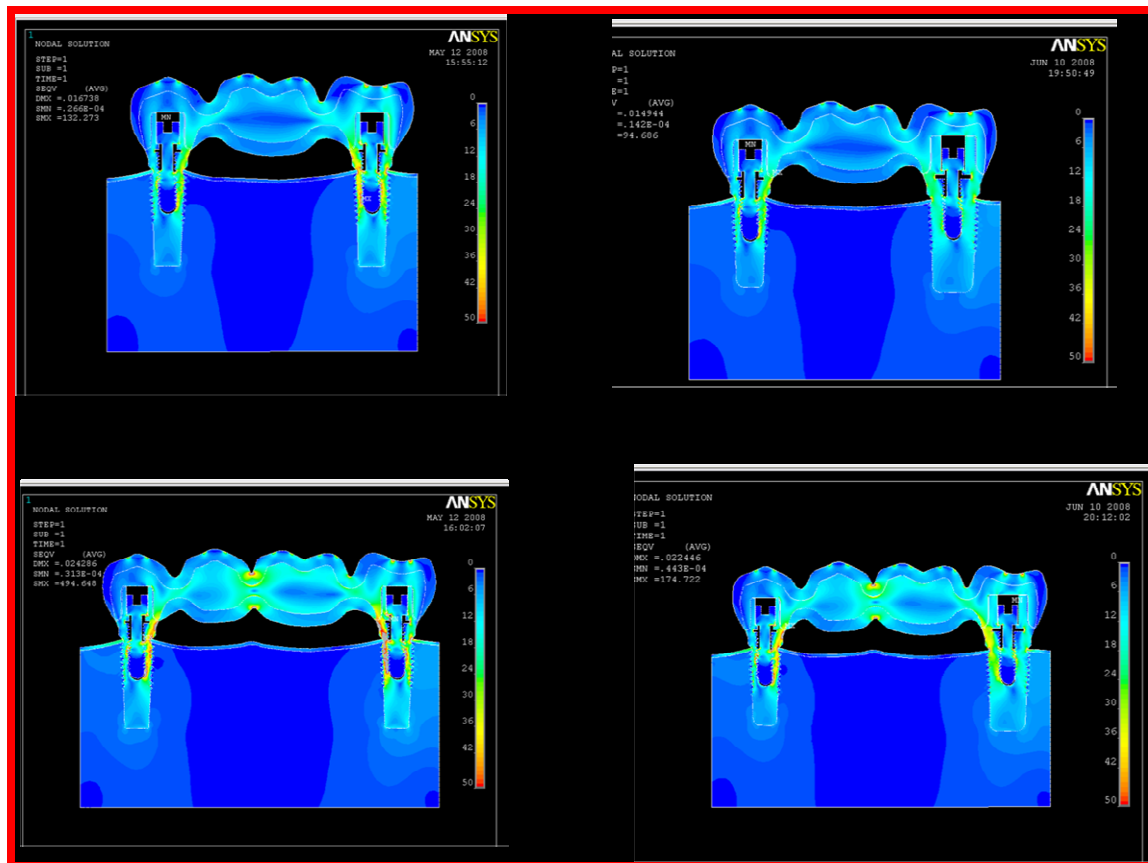


Figura 23. Distribuição das tensões em todas as estruturas dos modelos contendo somente implantes como pilares da prótese

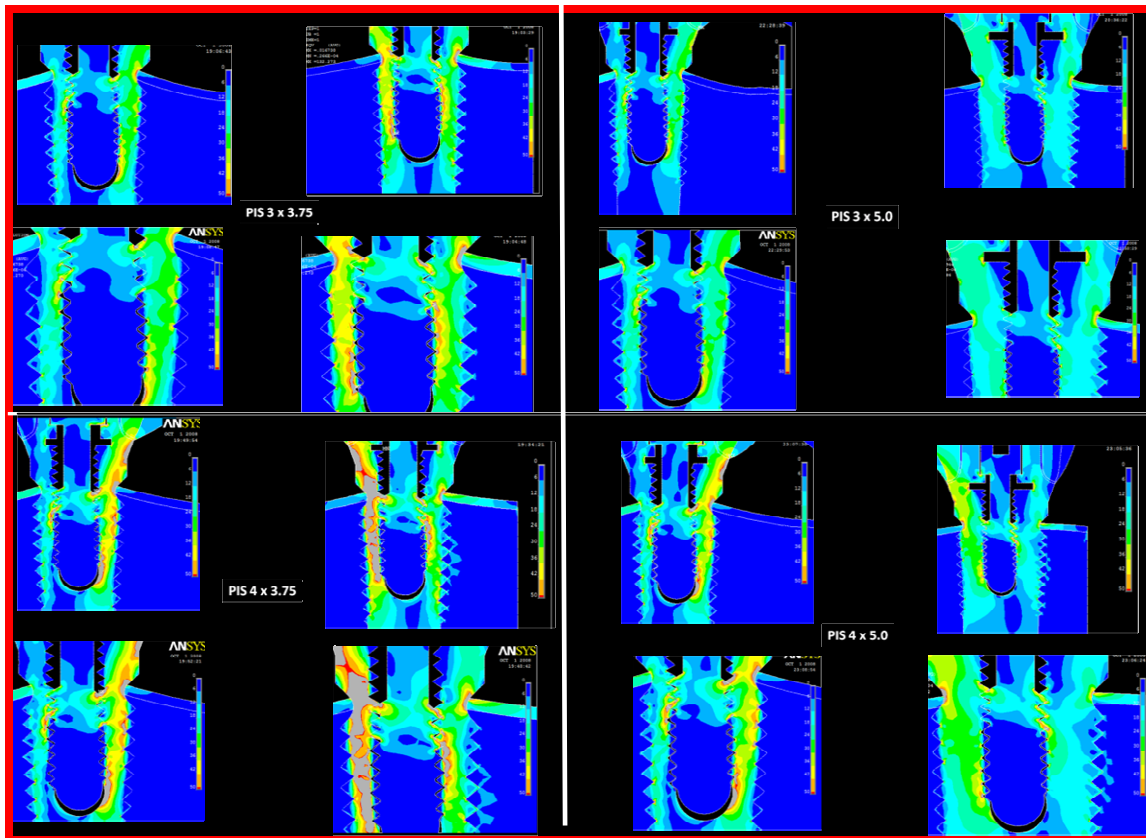


Figura 24. Distribuição das tensões nos implantes dos modelos de prótese implanto-suportada, em menor aumento (imagens superiores) e maior aumento (imagens inferiores). Obs: considera-se na figura que as imagens da direita de cada modelo são os implantes distais (posicionados na região do 2º molar) e os da esquerda são os implantes posicionados na região do 1º pré-molar (prótese de 4 elementos) e 2º pré-molar (prótese de 3 elementos).

Em análise qualitativa, os modelos que tinham o implante com maior diâmetro apresentaram menor concentração de tensões do que os modelos que continham somente implante com diâmetro de 3.75 mm. Os modelos com próteses de três elementos e com mesmo diâmetro do implante, variando somente o tipo de pilar (dente ou implante), que apresentaram menores concentrações de tensão, de acordo com a escala visual de cores de 0 a 50 MPa, foram aqueles que continham somente implantes como pilares da prótese, visto que a distribuição de tensão na prótese se apresentou de forma

mais homogênea e em menor intensidade (análise qualitativa), bem como no implante distal (Figura 19 A e B). Considerando os modelos com próteses de quatro elementos, todos os implantes distais tiveram uma alta concentração de tensões, porém com maior intensidade nos implantes dos modelos que continham a união dente-implante, além de grande tensão concentrada entre os pânticos.

DISCUSSÃO

A hipótese gerada neste estudo foi aceita. A extensão da prótese (comprimento da prótese) e diâmetro do implante influenciou a distribuição das tensões tanto em próteses dento-implanto-suportadas (PDIS), quanto nas próteses implanto-suportadas (PIS).

A possibilidade de reabilitar proteticamente um paciente parcialmente edêntulo envolve tanto os fatores bio-psíquico-sociais, como os fatores mecânicos. Em situações onde a quantidade e a qualidade do tecido ósseo no espaço edêntulo são suficientes e os dentes remanescentes possuem higidez e suporte periodontal normal, a terapia de reabilitação poderia ser uma prótese implanto-suportada, uma prótese parcial removível mucodento-suportada ou uma prótese fixa convencional. No entanto, nesta situação, a reabilitação com a prótese parcial removível poderia causar insatisfação pelo paciente por considerá-la estética e funcionalmente insatisfatória, apesar de ter um custo relativamente menor que as outras duas opções terapêuticas. A hipótese da terapia protética com prótese fixa convencional envolveria os dentes remanescentes ao espaço protético como pilares desta prótese. Isto poderia ser válido se considerássemos que estes tivessem uma perda estrutural coronária suficientemente grande para envolvê-los como elementos da prótese fixa, pois caso contrário o custo benefício biológico para este paciente seria muito grande. A solução mais sensata, neste caso, seria a reabilitação com implantes e próteses sobre implantes, uma vez que esta terapia é viável esteticamente e biologicamente e apresentam boas taxas de sobrevida e sucesso para os implantes e prótese, o que está de acordo com os relatos de Pjetursson & Lang (2008).

Considerando o paciente parcialmente edêntulo e com perda óssea extensa em espessura, há de se considerar que esta limitação anatômica possa influenciar a decisão terapêutica, porque poderia descartar a reabilitação do mesmo somente com próteses sobre implantes e até mesmo a prótese fixa convencional, caso os dentes adjacentes estivessem hígidos. Uma alternativa de tratamento possível seria a inserção de um implante, no sítio com espessura e altura ósseas suficientes, e sua união a um pilar natural, constituindo uma

prótese dento-implanto-suportada (Rangert et al., 1991). Grandes questionamentos são realizados em torno desta modalidade de tratamento devido às diferenças biomecânicas entre dentes e implantes (Naert et al, 2001; Kindberg et al, 2001) .

No presente estudo, realizado a partir da análise de tensões pelo método de elementos finitos, considerou-se a análise de como se distribuiriam as tensões neste tipo de prótese, para poder compreender o quão resultado satisfatório poderia ter este tratamento se empregado neste tipo de paciente. O método de elementos finitos é utilizado para verificar o comportamento biomecânico de estruturas e materiais, que sob condições de carga, sofrem tensões e deformações, simulando os resultados em meio natural, caracterizando por ser uma ferramenta auxiliar aos estudos “in vivo”. No entanto, por ser um modelo matemático, o método 2D é incapaz de reproduzir o comportamento real de todas estas estruturas, mas por outro lado possui a vantagem de todos os eventos serem bem controlados, reproduzível e de baixo custo (Menicucci et al, 2002; Lin et al., 2006; Özçelik & Ersoy, 2007).

Quatro modelos bidimensionais (2D), neste estudo, simularam próteses dento-implanto-suportadas sobre as quais foram aplicadas cargas no sentido longo eixo (vertical), em todos os elementos da prótese, simulando contatos cêntricos e cujos resultados foram comparados a outros quatro modelos 2D construídos somente com próteses sobre implantes, sob as mesmas condições de carga. Pode-se observar, por análise qualitativa e quantitativa que em todos os modelos houve maior concentração das tensões no implante, isto porque o implante é considerado uma estrutura conservadora de energia por seu alto módulo de elasticidade e ancoragem (Sheets & Earthman, 1993). Apesar da semelhança na distribuição de tensões nos modelos com mesma extensão e mesmo tipo de pilar distal, submetidos às mesmas condições de carga, os modelos de PDIS tiveram maior concentração de tensão em algumas regiões. Este fato pode ser atribuído à diferença da distribuição de tensões em próteses implanto-suportadas e dento-suportadas. A força aplicada nos elementos da prótese gerou tensões concentradas na

crista óssea, e distribuídas ao longo do implante em todos os oitos modelos deste estudo, porém, nos modelos com prótese dento-implanto-suportada, pouca tensão concentrou no dente, cujos resultados são semelhantes aos de estudos de Menicucci et al. (2002) , Zhyiong et al. (2004) e Özçelik & Ersoy (2007).

Quando uma carga é aplicada sobre uma prótese implanto-suportada, uma micro-movimentação do implante/pilar/prótese ocorre devido à flexão do parafuso do pilar e elasticidade óssea, porém este movimento é tão pequeno, que é incapaz de distribuir as tensões aos outros componentes da prótese. Assim, quando se uni o dente e o implante na mesma prótese, a diferença de mobilidade entre eles é na proporção de 5:1, cujo fator é multiplicado pelo comprimento da prótese, produzindo enorme torque no implante (Weinberge & Kruger, 1994). Este fato pode ser visto nos modelos 1, 2, 5 e 6, principalmente nos modelos de maior extensão (quatro elementos), onde os valores das tensões concentradas no implante e interface deste com a crista óssea foram maiores. As maiores concentrações de tensões no implante dos modelos contendo a prótese dento-implanto-suportada parecem estar, também, associada à presença do ligamento periodontal ao redor da raiz, que, além de permitir o movimento do dente dentro do alvéolo, é capaz de suportar e distribuir, dentro de certo limite, as forças agindo sobre o dente e tecidos periodontais (Biancu et al., 1995)., o que esta de acordo com os relatos de Menicucci et al. (2002).

Embora as concentrações de tensões nos implantes dos modelos com união dente/implante foram maiores, em algumas regiões, do que nos modelos contendo somente implantes como pilares, a maneira como estas tensões se distribuíram foram semelhantes e com pouca diferença na concentração destas tensões acumuladas. Esta observação pode sugerir que ambos os tipos de próteses apresentem comportamento mecânico similar. Esta similaridade, entre os modelos com mesma extensão protética e mesmo pilar distal pode ser influenciada pela centralidade das forças aplicadas aos elementos da prótese, ou seja, pela simulação de aplicação de carga fisiológica

em todos os elementos protéticos, bem como a utilização da conexão rígida. Estas observações estão de acordo com os resultados do estudo de Lin & Wang. (2003), o qual reportou a distribuição mais homogênea das tensões quando a conexão utilizada era rígida e a carga era aplicada por todos os elementos da prótese. A conexão rígida neste estudo teve a finalidade de diminuir o efeito cantilever nos implantes e melhorar a resistência da união dente/implante (Laufer & Gross, 1998). A influência destes dois fatores associados ao comportamento visco-elástico do ligamento periodontal (Parfitt, 1959; Richter, 1989; Kim et al., 2005; Jacobs & van Steenberghe, 2006) sugerem promover uma diminuição da amplitude do movimento do dente dentro do alvéolo, diminuindo o efeito cantilever no implante e, dessa forma, impedir a intrusão do dente. Por outro lado, o esplinte promove uma diminuição dos movimentos vestibulo-lingual e mesio-distal, mas não impede o movimento vertical (Laufer & Gross, 1998), como foi observado no estudo feito por Lin et al. (2006).

Em todos os modelos com união dente/implante houve concentração de tensões na linha de cimento coronário. Tendo o dente micro-movimento maior que o implante, já que a mobilidade deste é dada pela deformação elástica do osso (Richter, 1989), sugere-se que possa haver um rompimento da linha do cimento fosfato de zinco do dente. Esta possibilidade tem coerência com os resultados de um estudo *in vitro* de Mathews et al. (1991) e estudos *in vivo* de Lindh et al. (2001), Naert et al. (2001), Lang et al. (2004) e Brägger et al (2005) que relataram o rompimento do cimento fosfato de zinco em próteses dento-implanto-suportadas, levando à perda de retenção da prótese. Pode-se pensar que o rompimento do cimento fosfato de zinco seria o precursor da intrusão do dente, neste tipo de prótese, por levar a uma desadaptação na região cervical e conseqüente impactação de debris, impedindo o movimento de retorno do dente à posição inicial, o que está de acordo aos achados de um estudo clínico de Cho & Chee (1992) e às teorias de Sheets & Earthman (1997).

As teorias de Sheets & Earthman (1997) tentando explicar a intrusão do dente, ainda não estão bem fundamentadas, o que faz aceitar que o fenômeno da intrusão permaneça com causa desconhecida. Sheets & Earthman (1993) sugeriram que o movimento de intrusão ocorre por uma ativação de osteoclastos ao redor da raiz do dente, produzindo uma reabsorção óssea e conseqüente intrusão. Ainda relataram que esta ativação dos osteoclastos é em função de uma onda de tensão proveniente do implante. Os resultados do presente estudo mostraram que pouca tensão é concentrada no osso medular ao redor da raiz, contrariando a teoria da onda de tensão.

Baseado nas análises qualitativas, houve grande diferença na quantidade de tensões presentes nos modelos de três e quatro elementos (área do implante e pânticos), em ambos os tipos de próteses. Considerando somente os modelos de PDIS de três e quatro elementos, as maiores concentrações de tensões no implante e seus componentes ocorreram nos modelos de maior extensão protética. Estes resultados estão em concordância com os resultados encontrados por Baron et al. (2005), ao quais relataram que quanto maior o comprimento da prótese, maior o ângulo de inclinação do implante. Esta inclinação é limitada pela elasticidade do osso. Como o comprimento da prótese aumenta, o dente é progressivamente intruído, porém esta intrusão é limitada pela angulação máxima de inclinação do implante. Este aumento do braço de alavanca causa um momento (μ) no implante e conseqüente aumento de tensão no tecido peri-implantar. Os resultados do presente estudo e os encontrados por Baron et al. (2005) também estão de acordo com os resultados de Rangert et al. (1991), cujo aumento da extensão da prótese com dois ou três pânticos levaria a uma rotação do parafuso do pilar e conseqüente afrouxamento do mesmo. Este afrouxamento é dado pela redução do coeficiente de atrito entre as roscas desta estrutura com as do implante e pelo aumento da flexão da barra (Burguete et al., 1994; e Sakaguchi & Borgersen, 1995). Em todos os modelos observaram-se concentrações de tensões na junção das roscas do parafuso de ouro com as roscas internas do implante, em maior quantidade nos modelos de quatro elementos e de menor diâmetro do implante.

Os modelos de prótese dento-implanto-suportadas de quatro elementos tiveram resultados menos favoráveis do que as mesmas próteses de três elementos, os quais foram semelhantes aos resultados do estudo de Zhyiong et al. (2004). As PDIS de quatro elementos, com pânticos situados entre o dente e implante, tiveram maiores concentrações de tensões no implante, sob o mesmo tipo de aplicação de carga. Além disso, pode-se verificar que em ambos os estudos, menores tensões foram encontrados no dente quando a carga era aplicada em todos os elementos da prótese, justificando a importância do ajuste oclusal na distribuição de tensões e a escolha do metal com maior módulo de elasticidade.

Nos quatro modelos de prótese implanto-suportadas, a análise quantitativa mostrou que as tensões encontradas na interface do pescoço do implante com a crista óssea apresentaram valores semelhantes entre as PIS de mesma extensão, ao contrário dos modelos de PDIS com mesma extensão que tiveram, nestas mesmas regiões, valores de tensões muito diferentes, com maior intensidade na interface mesial da crista óssea com implante. Esta divergência de valores encontrados nas PDIS deve-se ao momento (μ) gerado no implante por ação cantilever (Rangert, 1991; Baron et al., 2005). Nas PIS a proximidade entre os valores encontrados nos pontos 3 e 7 pode ser explicado pela ação direta da carga sobre os implantes e por assumir que a flexão do mesmos depende da elasticidade do osso (Meijer et al., 1992).

Entre oitos modelos deste estudo, os que apresentaram melhores resultados foram aqueles que tiveram o implante de maior diâmetro (5.0 x 10.0 mm) como um dos pilares, sugerindo um melhor comportamento mecânico do que os modelos de próteses com pilares de dimensões 3.75 x 10.0 mm. Comparativamente, pouca quantidade de tensão se concentrou no implante mais largo. Provavelmente, um aumento da largura do implante distribuiu de maneira mais homogênea as tensões geradas. Este aumento, como pode observar nas figuras 21, 22 e 23, provocou uma diminuição da concentração de tensões agrupadas. Nenhum dos trabalhos utilizados para a revisão de literatura neste estudo verificou a influência do diâmetro do implante, bem.

Além disso, os estudos clínicos que reportaram a união dente/implante mencionam somente o uso de implantes de plataforma regular. Geng et al. (2001) relata que estudos de análises de tensões mostraram que quanto maior o diâmetro do implante, menor as tensões concentradas na cortical óssea, por distribuí-las melhor, mas que a escolha do diâmetro do implante é influenciado pela qualidade do tecido ósseo. Baseado nos achados favoráveis à utilização de implantes de maior diâmetro neste estudo, novos estudos in vitro e in vivo devem ser conduzidos a fim de verificar a influência positiva desta variação em casos de terapia com PDIS. A terapia com próteses dento-implanto-suportada está mais indicada em áreas com limitação anatômica (Schlumberger et al., 1994; Rangert et al., 1997; Naert et al., 2001) . No entanto, se a quantidade de tecido ósseo permitir a inserção de um implante de maior diâmetro, parece, baseados nos resultados aqui encontrados, que menor risco a falhas poderia ocorrer.

Em relação às taxas de perda óssea encontradas nos estudo de Naert et al. (2001), Lindh et al. (2001) (a) e Lang et al. (2004) os resultados obtidos no presente estudo, para os quatro modelos de PDIS, sugerem que esta complicação biológica possa estar associada aos momentos de flexão (μ) gerados no implante sob carregamento oclusal e conseqüente aumento de tensão na interface da crista óssea com pescoço do implante. No entanto, outros fatores, como risco biológico, devem ser considerados em estudos clínicos porque podem desempenhar um papel importante no processo de perda óssea peri-implantar.

Os estudos de Lindh et al. (2001) (a), Lindh et al. (2001) (b), Naert et al. (2001) e Pjetursson et al. (2008) relataram taxas de sobrevida das PDIS semelhantes às PIS. No entanto, o tempo de acompanhamento longitudinal destes estudos variou de 2 a 15 anos, o que pode ser um fator complicador ao assumir esta modalidade terapêutica como tratamento de escolha. Contrariamente, estudos de Kindberg et al.(2001), Naert et al. (2001), Block et al. (2002), Lang et al. (2004),Brägger et al. (2005) e Nickenig et al. (2006) relataram altas taxas de falhas para as PDIS, citando somente a sobrevida do

implante sem mencionar as taxas de sobrevida da prótese e dente. A análise de tensões empregada neste estudo pode servir como ferramenta auxiliar a estudo *in vivo*, pois podem predizer o comportamento mecânico deste tipo de prótese, como evidenciado no presente trabalho.

Devido à dificuldade de análise de aspectos biomecânicos em estudos *in vivo*, a análise por elementos finitos é uma ferramenta complementar para estudar os detalhes das respostas mecânicas encontradas nestas investigações (Lin & Wang, 2003). Esta ferramenta também poderia estar associada a estudos *in vitro* como extensometria, resistência à fratura e estudos de fadiga, bem como estudos clínicos de acompanhamento longitudinal, a fim de se obter resultados mais confiáveis e decisões terapêuticas mais seguras. O método de elementos finitos bidimensional (2D) deste estudo teve como objetivo facilitar a análise, devido à complexidade dos modelos deste estudo em função da inter-relação entre as estruturas e da geometria das estruturas. Além disso, a utilização dos modelos bidimensionais neste estudo evidenciou a riqueza de detalhes das interações entre os diferentes materiais, mas ainda assim apresenta limitações, já que a análise de modelos 3D apresentaria resultados mais realísticos. Devido à grande complexidade dos modelos deste estudo, o número de equações lineares a serem solucionadas pelo software Ansys 9.0 (Inc. Houston, EUA) seria tão grande que poderia impedir solução do problema.

CONCLUSÃO

7. Conclusão

Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

1. Apesar das próteses dento-implanto-suportadas terem maiores concentrações de tensões em algumas regiões do implante, crista óssea e da prótese, elas tiveram comportamento mecânico semelhante às somente sobre implantes;
2. As próteses de três elementos que tinham o implante distal com dimensões de 5.0 x 10.0 mm tiveram melhor comportamento mecânico, sugerindo que o diâmetro do implante melhora a distribuição de tensões sobre o implante e estruturas da prótese;
3. As próteses com extensão de quatro elementos tiveram maiores concentrações de tensões no implante e entre os pânticos do que aquelas de menor extensão devido ao aumento da distância entre os pilares e conseqüente aumento da flexão da barra;
4. As próteses dento-implanto-suportadas que apresentaram resultados mais favoráveis foram aquelas com menor extensão (três elementos) e com implante distal de 5.0 mm de largura.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Akça K, Uysal S, Çehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. **Clin Oral Implants Res** 2006;17:331-336.
2. Baron M, Haas R, Baron W, Mailath-Pokorny G. Peri-implant bone loss as a function of tooth-implant distance. **Int J Prosthodont** 2005;18:427-433.
3. Becker CM, Kaiser DA, Jones JD. Guidelines for splinting implants. **J Prosthet Dent** 2000; 84:210-214.
4. Biancu S, Lindhe j. The periodontal ligament of teeth connected to osseointegrated implants. An experimental study in the beagle dog. **J Clin Periodontol** 1995;22:362-370.
5. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang NP. Technical and biologic complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-years prospective cohort study. **Clin Oral Implants Res** 2005;16:326-334.
6. Burguete RL, Johns RB, King T Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent** 1994;71:592-599.
7. Cho GC, Chee WL. Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis: a clinical report. **J Prosthet Dent** 1992;68(1):3-5.
8. Cordaro L, Ercoli C, Rossini C, Torsello F, Feng C. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and

- implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. **J Prosthet Dent** 2005;94:313-20.
9. Ericsson I, Lekhilm U, Branemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by combination of teeth and osseointegrated titanium implants. **J Clin Periodontol** 1986;13:307-312.
 10. Garcia LT, Oesterle LJ. Natural tooth intrusion phenomenon with implants: a survey. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1998;13:227- 231.
 11. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent** 2001;85:585-598.
 12. Glantz PJ, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. **Periodontology 2000** 1998;17:119-124.
 13. Gotfredsen K, Carlsson GE, Jokstad A, et al. Implants and/or teeth: consensus statements and recommendations. **J Oral Rehabil** 2008;35(suppl):2-8.
 14. Jacobs R, van Steenberghe D. From osseoperception to implant-mediated sensory-motor interactions and related clinical implications. **J Oral Rehabil** 2006;33:282-292.
 15. Jacobs R, van Steenberghe D. Role of periodontal ligament receptors in the tactile function of teeth: a review. **J Periodont Res** 1994;29:153-167.
 16. Kim Y, Oh T, Misch CE, Wang H. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. **Clin Oral Implants Res** 2005;16:26-35.

- 17.Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. **Clin Oral Implants Res** 2004;15:643-653.
- 18.Laufer BZ, Gross M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. **J Oral Rehabil** 1998; 25:69-80.
- 19.Lin CL, Wang JC. Nonlinear finite analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2003;18:331-340.
- 20.Lin CL, Chang SH, Wang JC. Finite element analysis of biomechanical interactions of a tooth-implant system for various bone qualities. **Chang Gung Med J** 2006;29:143-153.
- 21.Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. **J Biomech** 2006;39:453-463.
- 22.Lindh T, Bäck T, Nyström E, Gunne J. Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-years report. **Clin Oral Implants Res** 2001;12:441-449.
- 23.Lindh T. Should we extract teeth to avoid tooth-implant combinations? **J Oral Rehabilitation** 2008;35(suppl):44-54.
- 24.Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ET, Júnior JL. Aplicabilidade científica do método de elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial** 2006;11(2):35-43.

25. Maezawa N, Shiota M, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2007;22:710-718.
26. Mathews MF, Breeding LC, Dixon DL, Aquilino SA. The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. **J Prosthet Dent** 1991;65:822-827.
27. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans JM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. **J Prosthet Dent** 1992;68:96-102.
28. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. **Clin Oral Implants Res** 2002;13:334-341.
29. Misch CE. Natural teeth adjacent to sites with implants: effect on diagnosis and treatment plan. In: Misch CE. **Contemporary Implant Dentistry**. St. Louis: Mosby, 1999:180 -195.
30. Mühleman HR. Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. **Oral Surgery** 1951;4:1220-1223 *Apud* Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. **Clin Oral Implants Res** 2004;15:643-653
31. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Quirynen M, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in treatment of partially edentulous patients. Part II: An up to 15-years clinical radiographics. **Clin Oral Implants Res** 2001;12:245-251.

- 32.Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15 years clinical evaluation. **Clin Oral Implants Res** 2001;12:237-244.
- 33.Nickenig HJ, Shafer C, Spiekermann H. Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. **Clin Oral Implants Res** 2006;17:506-511.
- 34.Ormianer Z, Brosh T, Laufer BZ, et al. Strains recorded in a combined tooth-implant restoration: an in vivo study. **Implant Dentistry** 2005;14(1):58-62.
- 35.Özçelik T, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. **J Prosthodont** 2007;16:107-116.
- 36.Parfitt GJ. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in axial direction. **J Dental Res** 1960;39:608-618.
- 37.Pjetursson BE, Lang NP. Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. **J Oral Rehabil** 2008;35(suppl):72-79.
- 38.Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Bränemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1991;6:177-186.
- 39.Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J Prosthet Dent** 1989;61:602-609.
- 40.Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1998;13:232-244.

41. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1995;10:295-302.
42. Schlumberger TL, Bowley JF, Maze GI. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restoration: a review of the literature. **J Prosthet Dent** 1998;80:199-203.
43. Schulte W. Implants and the periodontium. **Int Dental Journal** 1995;45:16-26.
44. Sheets CG, Earthman JC. Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for occurrence. **J Prosthet Dent** 1993;70:513-520.
45. Sheets CG, Earthman JC. Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. **J Prosthet Dent** 1997;77:39-45.
46. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res** 2005;19(1):11-16.
47. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. **Oral Surg Oral Med Oral Path** 1994;78:22-27.
48. Weiner S, Sirois D, Ehrenberg D, Lehrmann N, Simon B, Zohn H. Sensory responses from loading of implants: a pilot study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2004;19:44-51.
49. Zhiyong L, Arataki T, Shimamura I, Kishi M. The influence of prosthesis designs and loading conditions on the stress distribution of tooth-implant supported prostheses. **Bull Tokyo Dent Coll** 2004;45(4):213-21.

OBRAS CONSULTADAS

OBRAS CONSULTADAS

1. Craig RG. **Materiais Dentários Restauradores**. Ed Santos; 2004.

ANEXOS

Anexo 1. Aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG -
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4531

ANÁLISE FINAL Nº 059/08 DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA O PROTOCOLO REGISTRO CEP/UFU: 030/08

"Projeto Pesquisa: "ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM PRÓTESES IMPLANTO-DENTO-PSUPOORTADO DE TRÊS E QUATRO ELEMENTOS, UTILIZANDO CONEXÃO RÍGIDA".

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Adérito Soares da Mota

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

Situação: O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Data para entrega do Relatório Final: setembro/2008

Uberlândia, 17 de março de 2008


Prof. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora do CEP/UFU

Orientações ao pesquisador

(Para parecer Aprovado ou Aprovado com Recomendações)

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA - junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma da Res. 196/96 CNS.