

## 4

### Apresentação e Discussão dos Resultados

A resistência de um material se refere à habilidade do mesmo de resistir às forças aplicadas evitando-se, desta forma, fratura ou deformação excessiva. Quando uma força externa atua em um corpo sólido, uma reação oposta a esta força ocorre. Em uma análise de tensão elementar, isto é, sob condição de carregamento uniaxial, a força externa dividida pela área do corpo sólido na qual ela está aplicada equivale ao valor da tensão média produzida na estrutura. Portanto, tensão é uma reação de um determinado material diante de um carregamento, sendo diretamente proporcional à força aplicada e inversamente proporcional à geometria [77,78]. Entretanto, sob ação de carregamentos complexos e/ou na presença de concentradores de tensão, tal método de determinação de tensão torna-se inadequado. As tensões podem ser de tração, compressão e cisalhamento, e suas distribuições podem ser observadas através das deformações ocorridas no corpo.

A princípio, avaliou-se as deflexões sofridas pelo elemento dental quando submetido ao carregamento nos modelos com os quatro diferentes materiais utilizados nos pinos intra-radiculares, assim como no modelo hígido, objetivando confirmar a uniformidade dos resultados.

Com a finalidade de melhor organizar os resultados obtidos através das simulações com elementos finitos, as análises para cada tipo de tensão foram descritas separadamente em função da angulação de aplicação da força e, posteriormente, discutidas e comparadas entre os diferentes materiais restauradores.

## 4.1

### Deflexões nos modelos diante do carregamento

As Figuras 17 e 18 mostram, a título de exemplificação, a deflexão ocorrida no plano X-Y no modelo restaurado com pino intra-radicular de ouro, tanto para a força de 100 N aplicada na angulação de 45° como na angulação de 180° em relação ao eixo longitudinal do dente. Através da coloração das faixas, podem-se visualizar as regiões do dente que sofreram as maiores deflexões. A Tabela 2 apresenta as máximas deflexões para todos os modelos estudados.

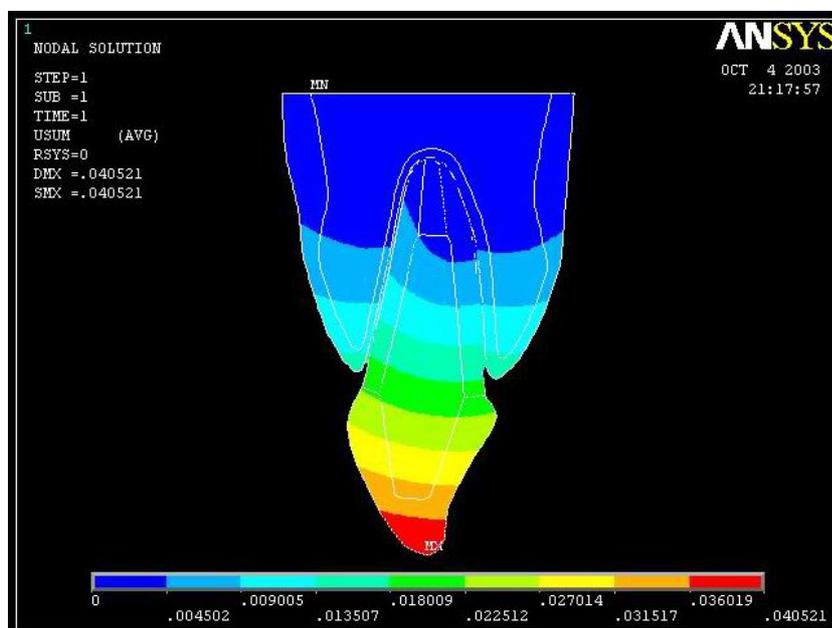


Figura 17. Deflexão obtida pelo programa de elementos finitos no modelo restaurado com pino fundido de ouro, após carregamento de 100 N à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

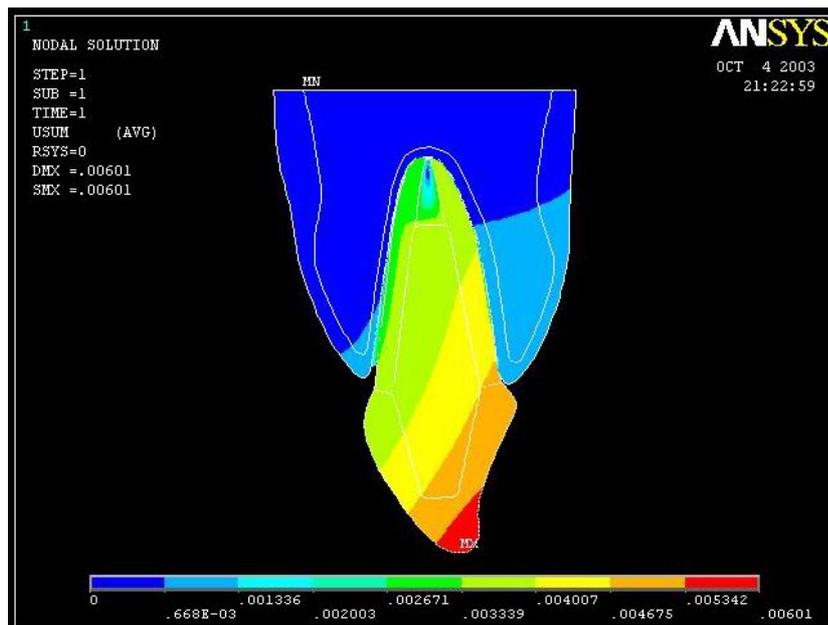


Figura 18 – Deflexão obtida pelo programa de elementos finitos no modelo restaurado com pino fundido de ouro, após carregamento de 100 N à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Tabela 2. Deflexões máximas ocorridas nos modelos em função do material dos pinos intra-radiculares com carregamento de 100 N.

MATERIAL DO PINO INTRA-RADICULAR	DEFLEXÕES COM CARREGAMENTO APLICADO À 45° (mm)	DEFLEXÕES COM CARREGAMENTO APLICADO À 180° (mm)
OURO	$40,5 \times 10^{-3}$	$6,0 \times 10^{-3}$
ZIRCÔNIA	$38,4 \times 10^{-3}$	$5,3 \times 10^{-3}$
FIBRA DE VIDRO E RESINA	$67,8 \times 10^{-3}$	$9,3 \times 10^{-3}$
FIBRA DE CARBONO E RESINA	$68,3 \times 10^{-3}$	$9,4 \times 10^{-3}$
POLPA	$30,7 \times 10^{-3}$	$5,3 \times 10^{-3}$

A observação da Tabela 2 evidencia que as deflexões sofridas pelo elemento dental diante do carregamento mastigatório estão coerentes com a realidade fisiológica. Entretanto, a utilização de restaurações intra-radiculares alterou tais deflexões quando comparadas com o elemento dental hígido, confirmando, em uma primeira análise, que o comportamento mecânico dos dentes é alterado com a utilização de pinos intra-radiculares. Através da Tabela 2, nota-se que as maiores deflexões entre os dentes restaurados ocorreram nos modelos com materiais menos rígidos, ou seja, restaurações que envolveram a utilização de pinos pré-fabricados de fibra de vidro e resina, bem como fibra de carbono e resina. A razão dos pinos pré-fabricados apresentarem as maiores deflexões está associada com o fato de que tais pinos possuem menores módulos de elasticidade em comparação com os pinos fundidos (ouro e zircônia), listados previamente na Tabela 1. A Tabela 2 permite, ainda, a constatação de que as deflexões geradas nos modelos com aplicação da carga à 45° foram consideravelmente maiores do que aquelas geradas nos modelos com carregamento à 180°. Sendo assim, estas maiores deflexões indicam que o carregamento oblíquo é mais traumático ao dente do que o carregamento vertical, constatação esta reforçada pelas análises das tensões apresentadas nos itens 4.2, 4.3 e 4.4.

## 4.2

### Distribuição das tensões de cisalhamento no plano X - Y

A tensão de cisalhamento pode ocasionar o deslizamento dos planos do material, significando um deslocamento de áreas paralelas à direção de aplicação da força cisalhante [77].

As tensões de cisalhamento aparecem, na odontologia, principalmente na conexão entre diferentes materiais restauradores quando submetidos a algum tipo de carregamento, permitindo a avaliação da possibilidade de falhas relacionadas à adesão entre eles, falhas estas que comprometem o sistema restaurador como um todo [77]. Conseqüentemente, concentrações de tensão de cisalhamento próximas à interface dentina-pino intra-radicular caracteriza uma maior possibilidade de extrusão do retentor do canal radicular durante a função mastigatória do elemento dental [62].

### 4.2.1

#### Modelos com carga aplicada à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente

O primeiro processamento realizado pelo software de elementos finitos utilizou o Modelo 1 com propriedades mecânicas inerentes a um pino fundido em liga de ouro. A Figura 19 apresenta a distribuição de tensões relacionadas com este processamento.

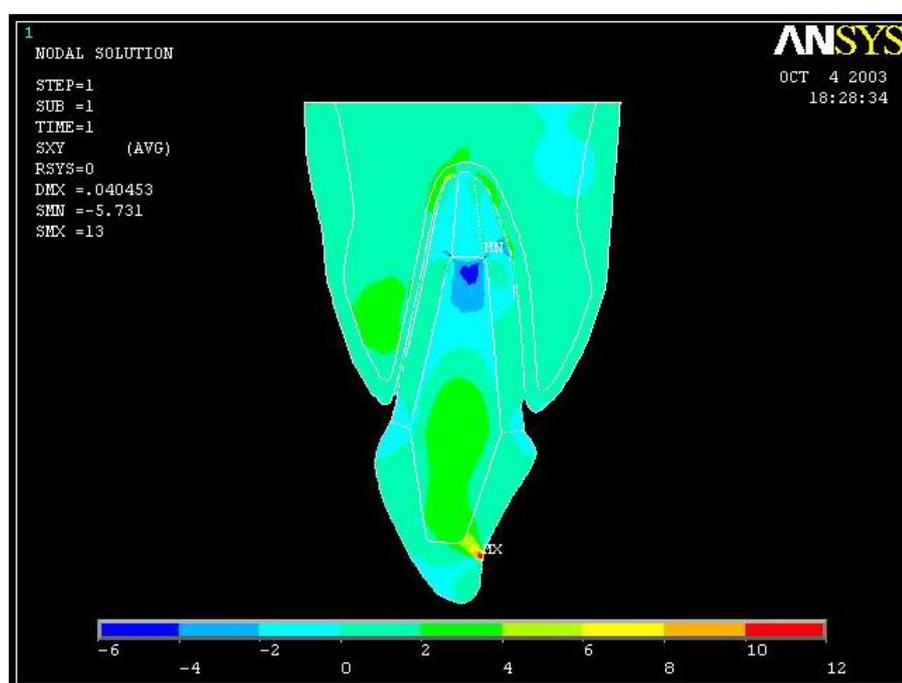


Figura 19. Distribuição das tensões de cisalhamento no modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

A distribuição das tensões cisalhantes apresentada na figura anterior, mostra a existência de concentração de tensões na terminação do pino intra-radicular próximo à obturação endodôntica de guta-percha. Observa-se áreas de concentração de tensões, também, nos pontos mais apicais do pino nos lados labial e palatino na interface com a dentina radicular, sendo tais áreas observadas com mais clareza na Figura 20. Entretanto, pode-se observar que o maior nível de concentração de tensões cisalhantes neste modelo ocorreu na restauração coronária no local da aplicação do carregamento com valor máximo de 13 MPa, penetrando no coto coronário do pino de ouro até a região cervical do elemento dental, como evidenciado na Figura 21.

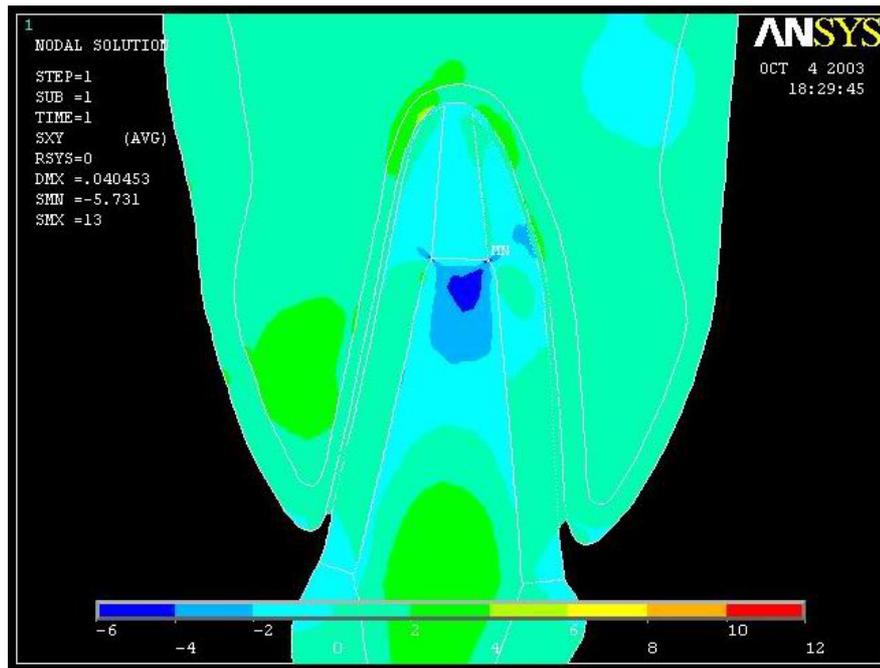


Figura 20. Distribuição das tensões de cisalhamento na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

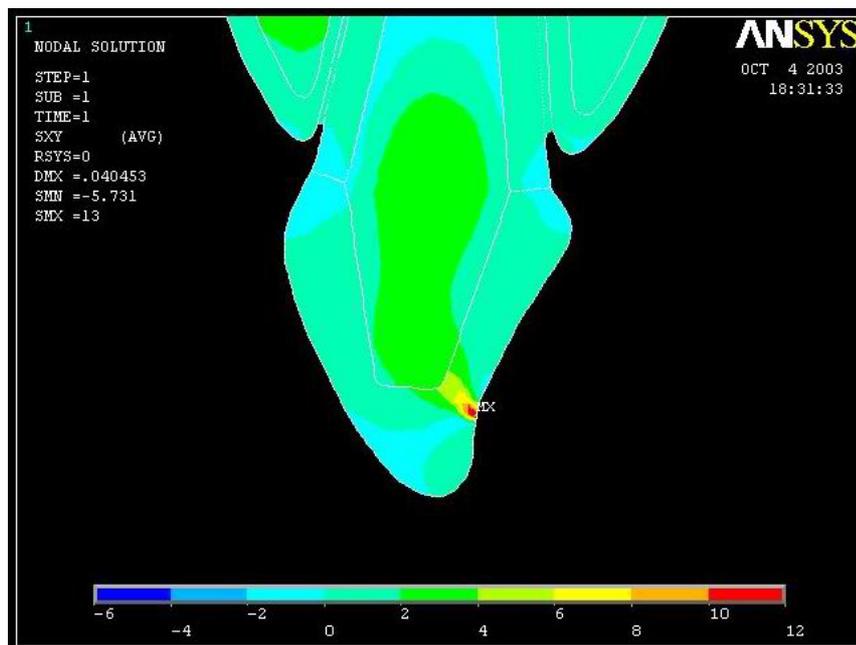


Figura 21. Distribuição das tensões de cisalhamento na região coronária do modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

A Figura 22 apresenta a distribuição das tensões de cisalhamento no modelo referente ao pino intra-radicular de zircônia.

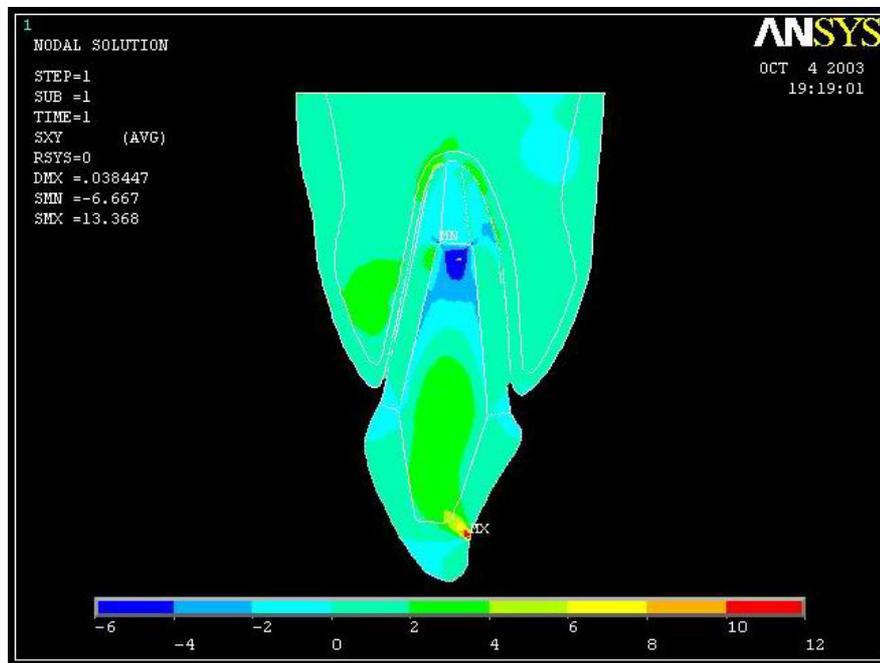


Figura 22. Distribuição das tensões de cisalhamento no modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Observa-se nesta análise, que maiores tensões de cisalhamento se concentraram nas regiões radicular e coronária. Na região radicular, podem ser observadas concentrações de tensões em três pontos distintos: a primeira concentração de tensões ocorreu na terminação do retentor intra-radicular próximo à obturação endodôntica, enquanto que a segunda ocorreu no mesmo nível da primeira, porém em ambas as interfaces do pino com dentina, isto é, nos lados labial e palatino. Já o terceiro ponto de concentração de tensões ocorreu na interface do pino com a dentina a nível médio da raiz. A distribuição de tensões na região radicular pode ser melhor observada na Figura 23.

Na região coronária verificou-se que a maior concentração de tensões ocorreu no local de aplicação da carga, apresentando, neste ponto, valor máximo de 13,4 MPa e prolongando-se pelo pino intra-radicular até a sua região central, conforme apresentado pela Figura 24.

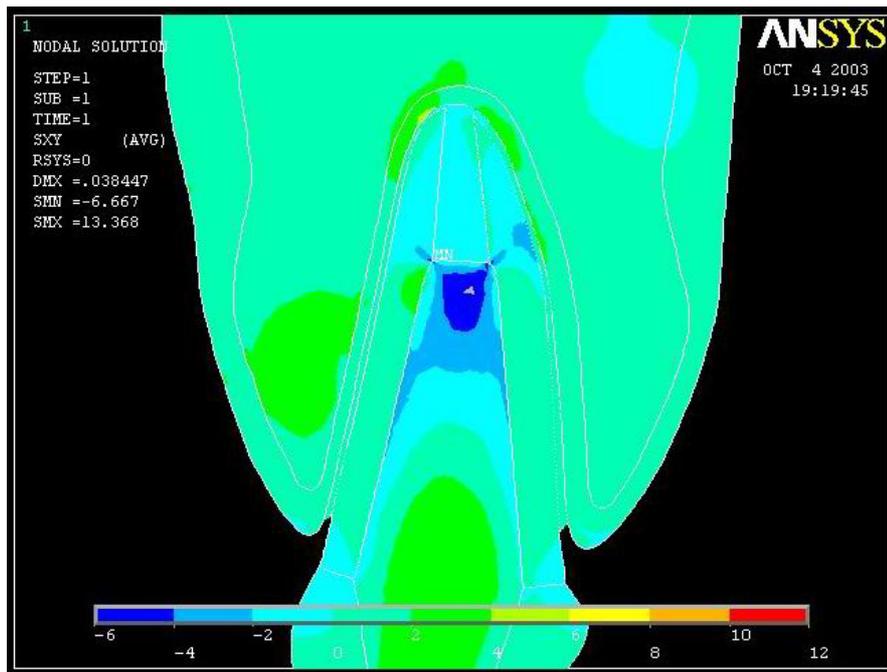


Figura 23. Distribuição das tensões de cisalhamento na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

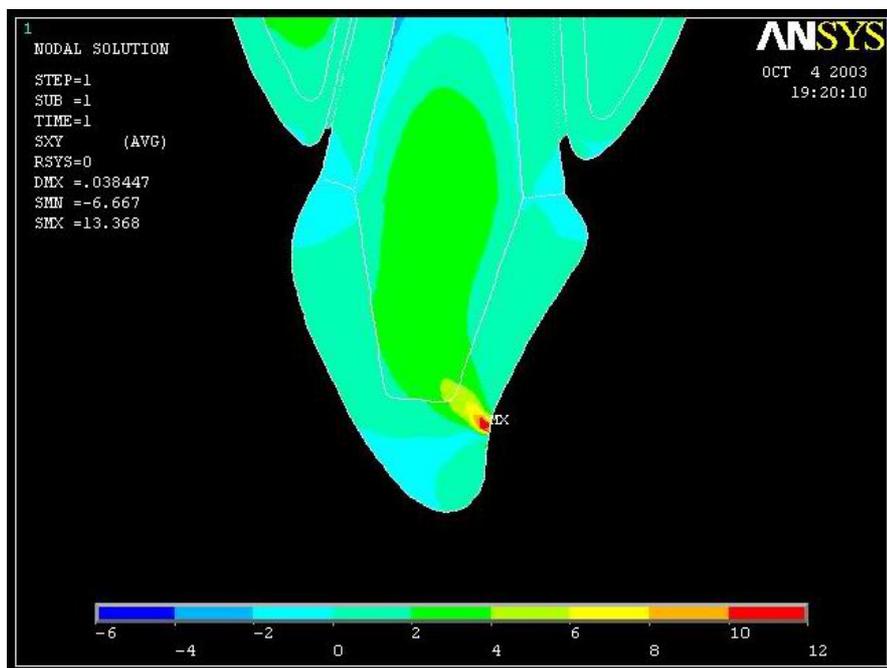


Figura 24. Distribuição das tensões de cisalhamento na região coronária do modelo restaurado com pino fundido de zircônia com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

As propriedades elásticas de um retentor de fibra de vidro e resina composta foram adotadas para a análise das tensões cisalhantes representada na Figura 25.

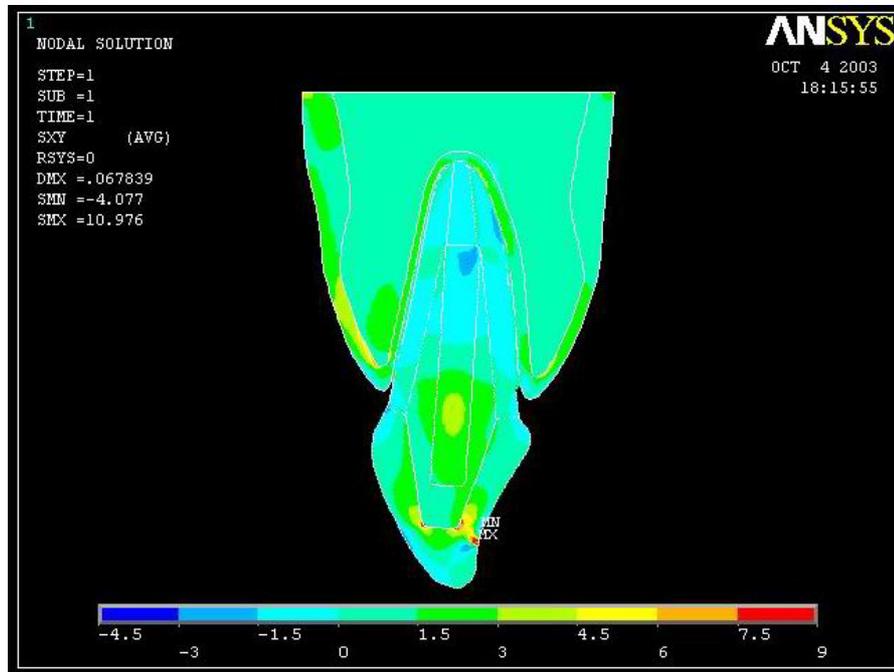


Figura 25. Distribuição das tensões de cisalhamento no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

A observação deste modelo revela que apenas pequenas áreas de concentração de tensões ocorreram na porção mais apical da raiz. Uma delas na dentina junto ao ligamento periodontal no lado palatino e a outra na terminação superior do pino intra-radicular (para maiores detalhes vide Figura 26).

Já a Figura 27 apresenta o detalhamento da região cervical do dente, na qual se pode visualizar que a porção central do pino de fibra de vidro está associada com um maior nível de tensões cisalhantes quando comparada à região apical do mesmo. Na região coronária do dente, também apresentada na mesma figura, as tensões ocorreram de forma mais acentuada, concentrando-se principalmente na coroa cerâmica adjacente ao coto do núcleo de resina. Ainda na região coronária, a coroa cerâmica apresentou o maior nível de tensão de todo o modelo, 11 MPa, no ponto da aplicação do carregamento.

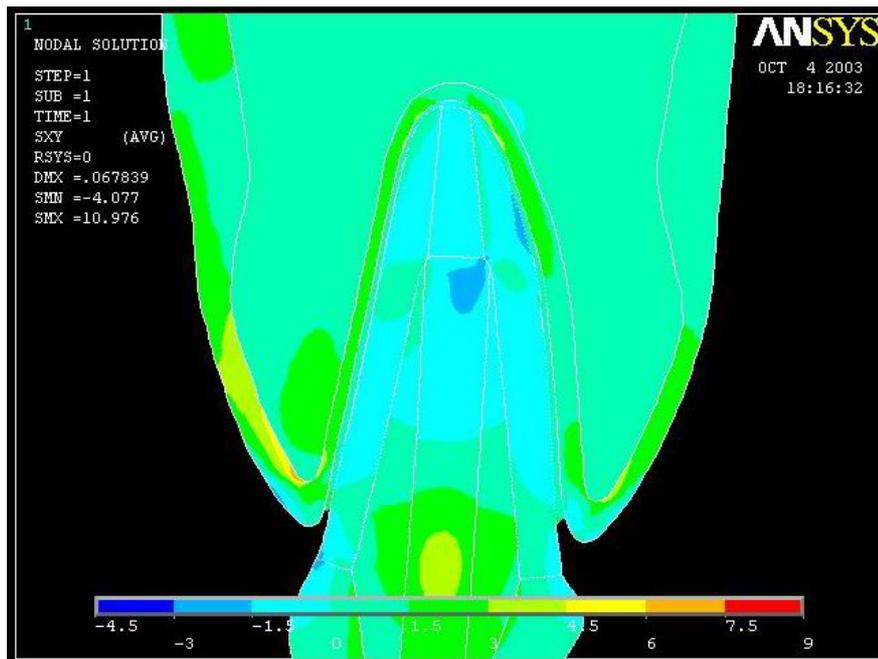


Figura 26. Distribuição das tensões de cisalhamento na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

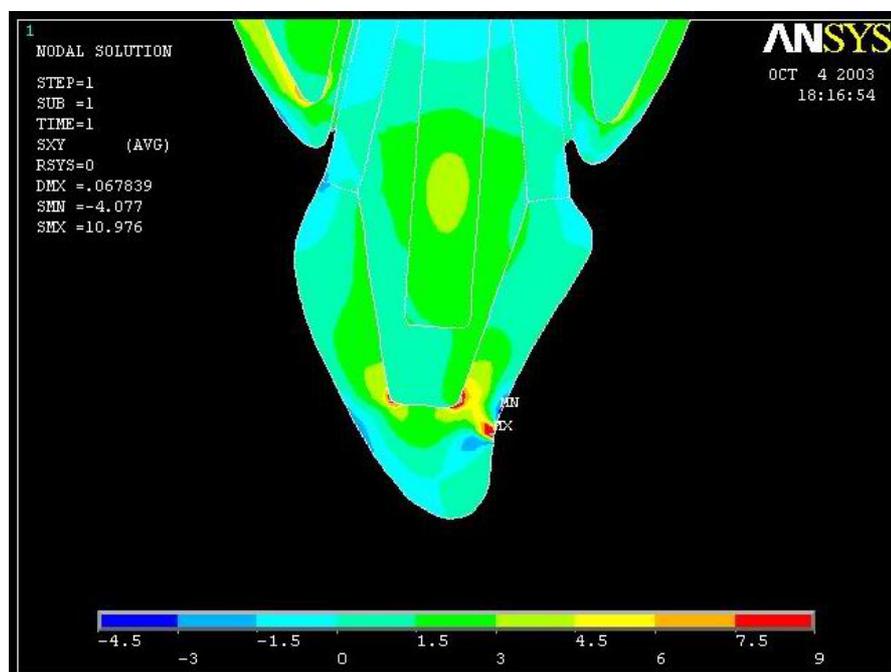


Figura 27. Distribuição das tensões de cisalhamento na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

O padrão de distribuição das tensões de cisalhamento em um pino de fibra de carbono e resina composta pode ser verificado se observando a Figura 28.

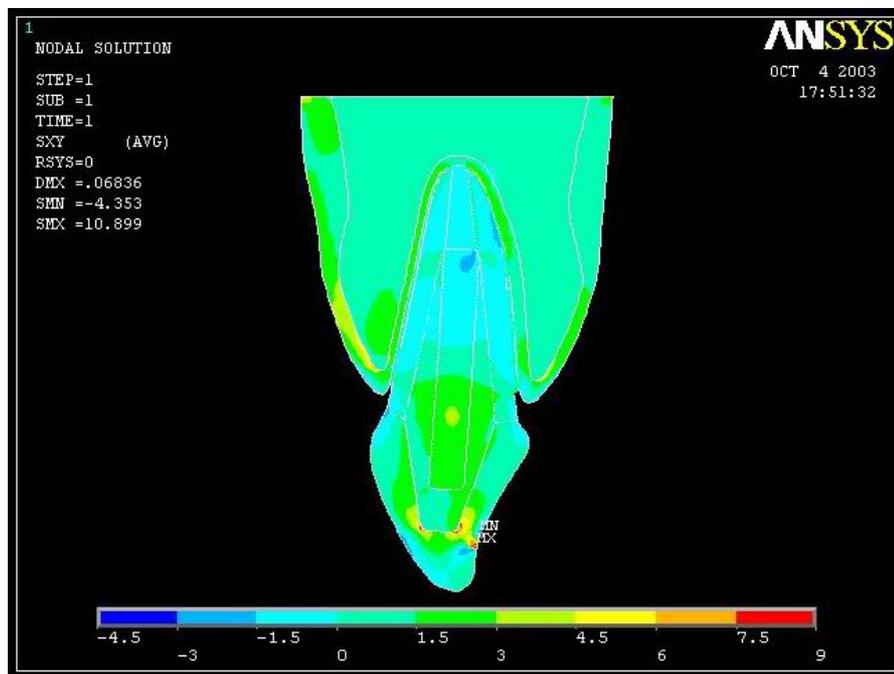


Figura 28. Distribuição das tensões de cisalhamento no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Semelhantemente ao modelo anterior de fibra de vidro e resina composta, poucas regiões de concentração de tensões podem ser visualizadas na porção mais apical da raiz ou na terminação superior do retentor intra-radicular, conforme ressaltado na Figura 29.

A região cervical do pino intra-radicular, e principalmente a coroa cerâmica junto ao coto do núcleo de resina, na porção coronária do dente, apresentaram maiores incidências de tensões, conferidas em maior detalhe na Figura 30. A máxima tensão cisalhante neste modelo foi calculada como equivalente a 11 MPa, situada no local de aplicação do carregamento.

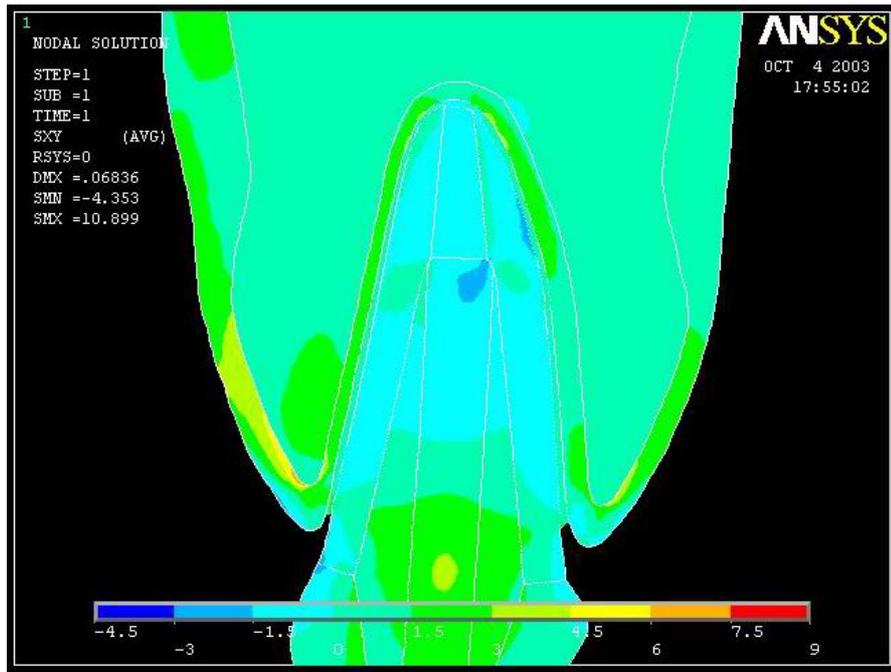


Figura 29. Distribuição das tensões de cisalhamento na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

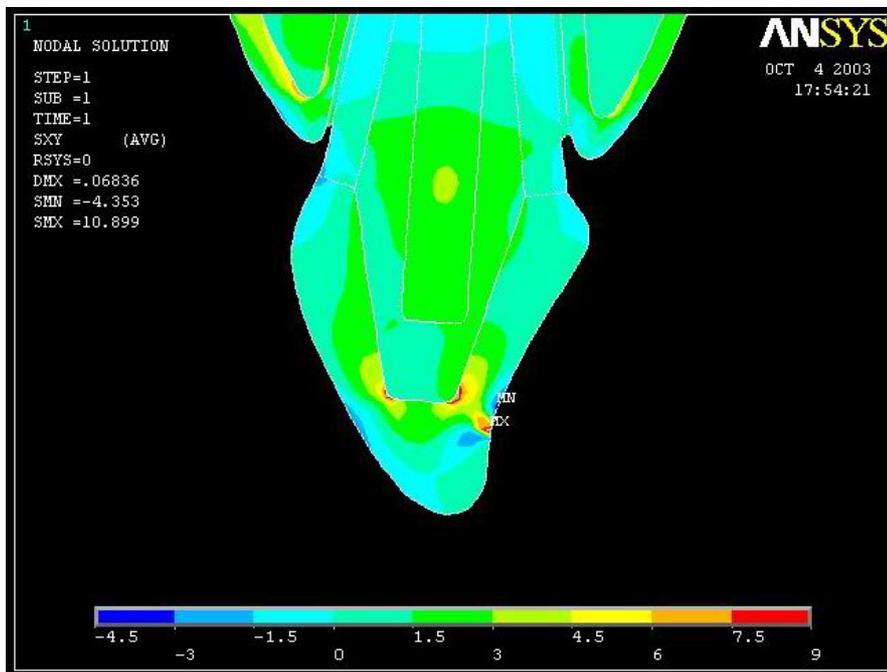


Figura 30. Distribuição das tensões de cisalhamento na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

#### 4.2.2

### Modelos com carga aplicada à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente

A Figura 31 mostra a distribuição de tensões de cisalhamento no modelo onde as propriedades elásticas se referem a um pino intra-radicular de ouro.

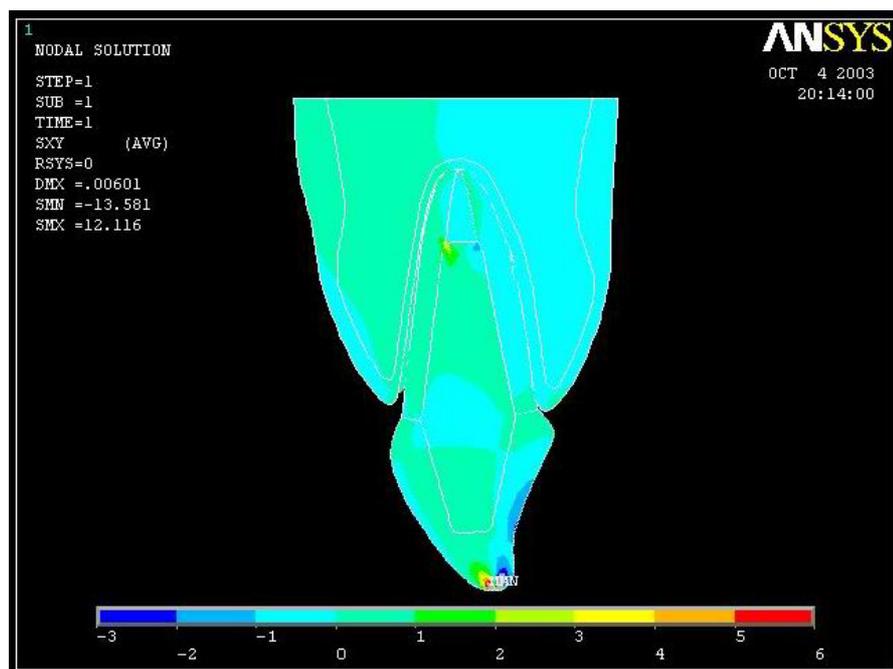


Figura 31. Distribuição das tensões de cisalhamento no modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Nota-se, nesta simulação, áreas de concentração de tensões na terminação apical do pino em sua interface com a obturação de guta-percha e a dentina nas paredes labial e palatina da mesma, regiões estas melhor identificadas na Figura 32. Porém, observa-se que as tensões se concentraram preferencialmente na região coronária do dente, especificamente na coroa cerâmica, no seu lado palatino e no ponto de aplicação do carregamento. Neste último, aparece o maior valor de tensão cisalhante e equivalente a 13,6 MPa, conforme visualizado na Figura 33.

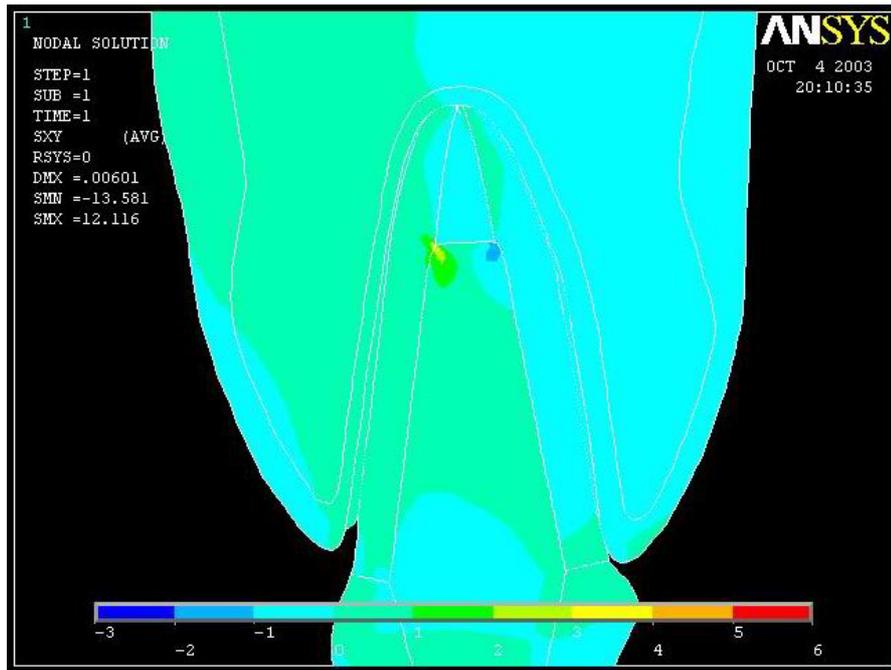


Figura 32. Distribuição das tensões de cisalhamento na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

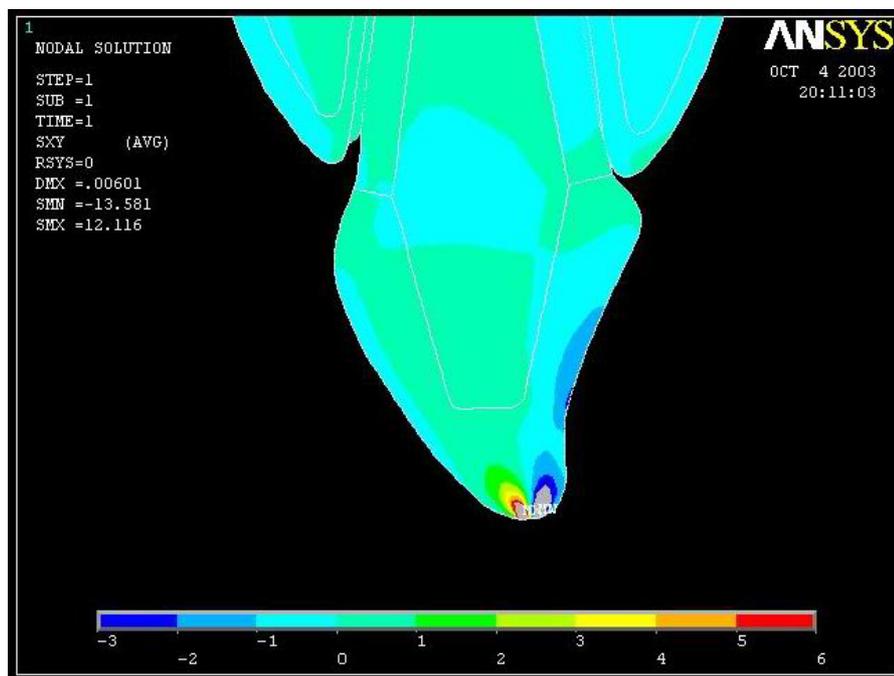


Figura 33. Distribuição das tensões de cisalhamento na região coronária do modelo restaurado com fundido de ouro, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

Aplicando-se as propriedades elásticas de um pino intra-radicular confeccionado em zircônia, procedeu-se a análise das tensões de cisalhamento visualizadas na Figura 34.

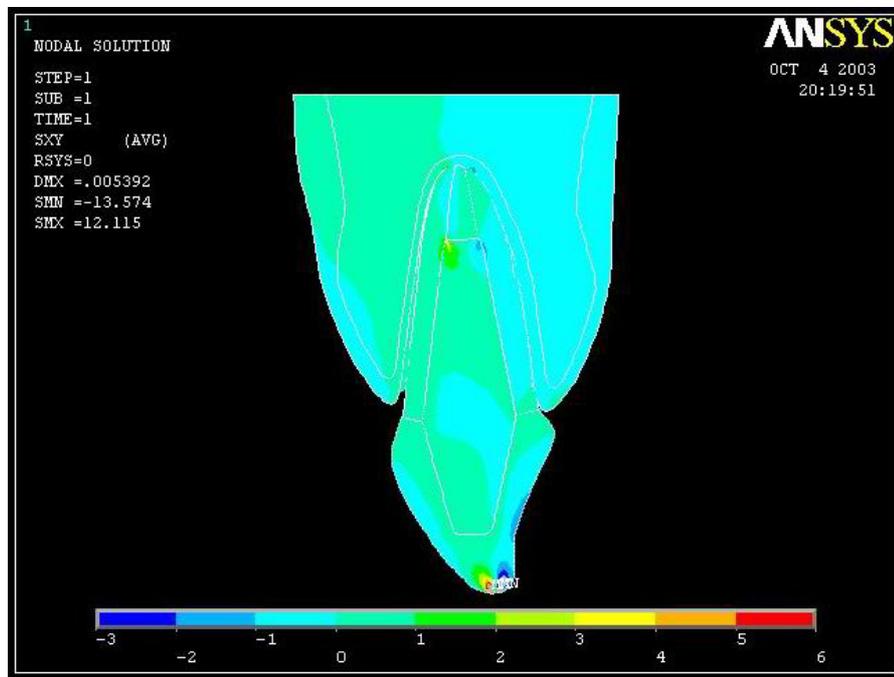


Figura 34. Distribuição das tensões de cisalhamento no modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Neste modelo, áreas de concentração de tensões são identificadas na região apical do pino intra-radicular junto à dentina e a guta-percha, tanto do lado labial como do lado palatino da raiz, melhor exposto na Figura 35. A concentração crítica de tensões, de maneira similar ao modelo com pino de ouro, localizou-se na região coronária do dente, especificamente na coroa cerâmica no ponto de aplicação do carregamento, apresentando valor máximo de 13,6 MPa conforme evidenciado na Figura 36.

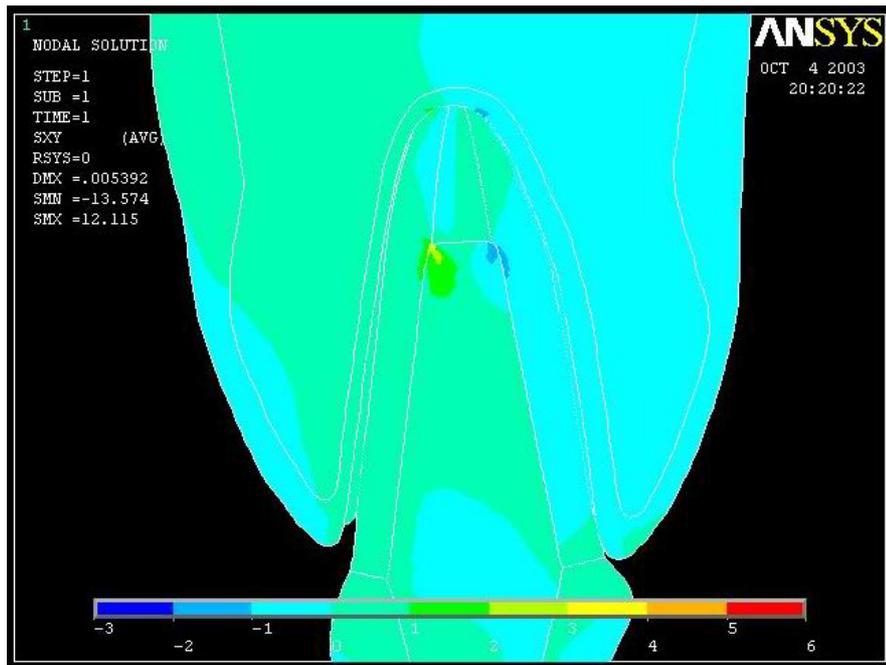


Figura 35. Distribuição das tensões de cisalhamento na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

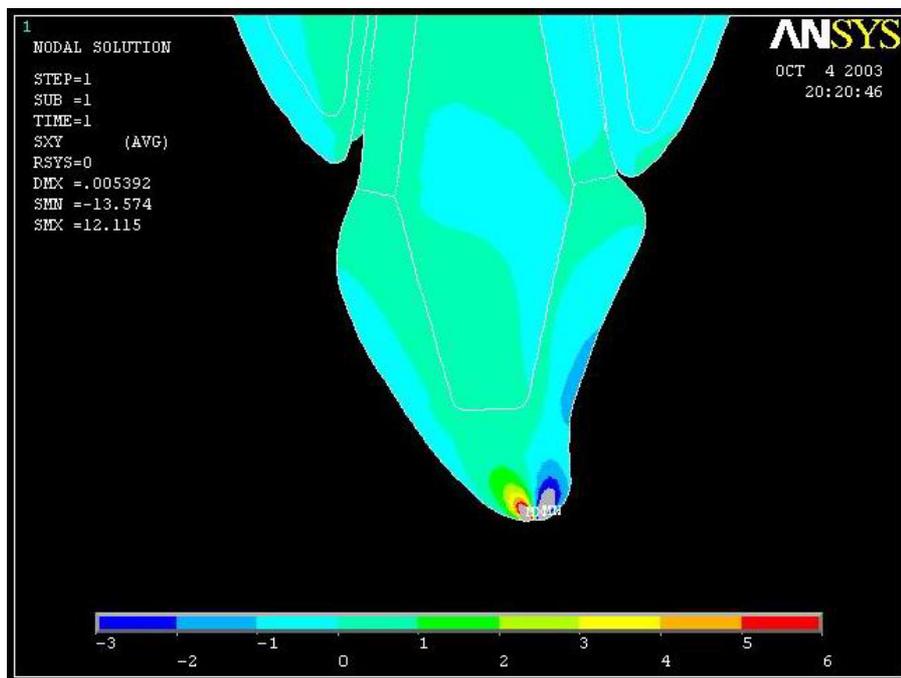


Figura 36. Distribuição das tensões de cisalhamento na região coronária do modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

Para a análise de tensões de cisalhamento apresentada na Figura 37, adotou-se as propriedades elásticas do pino pré-fabricado de fibra de vidro preenchido com resina composta.

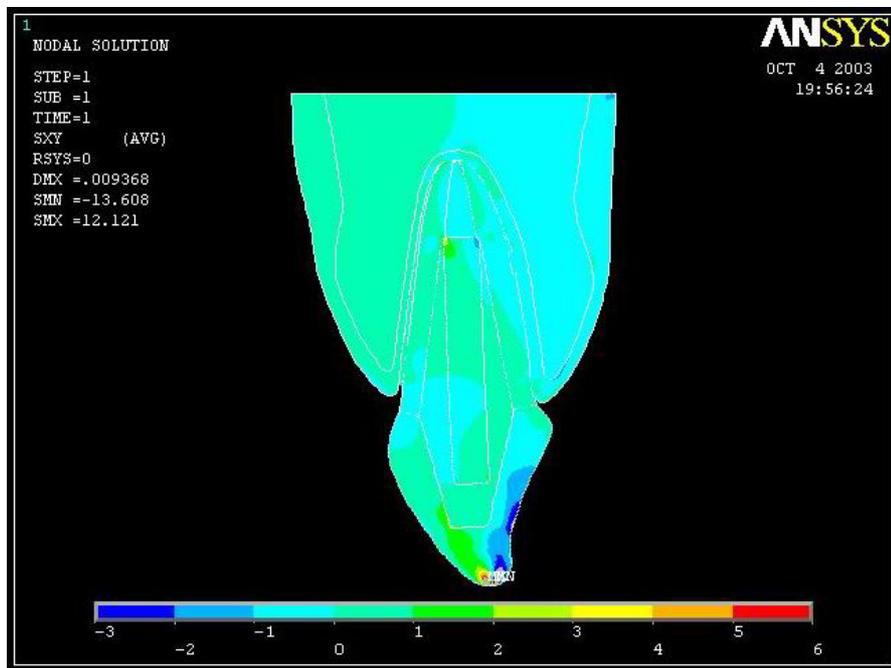


Figura 37. Distribuição das tensões de cisalhamento no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Na figura anterior, pode se perceber a presença de áreas de concentração de tensões na terminação superior do pino nos lados labial e palatino, confirmadas na Figura 38. A observação da Figura 39 torna evidente que as tensões foram mais intensamente concentradas na coroa cerâmica ao longo de sua face palatina, bem como no local de aplicação do carregamento (que apresenta o valor máximo de tensão da estrutura dental, isto é, 13,6 MPa) e, ainda, próximo à região labial do coto do núcleo de resina composta.

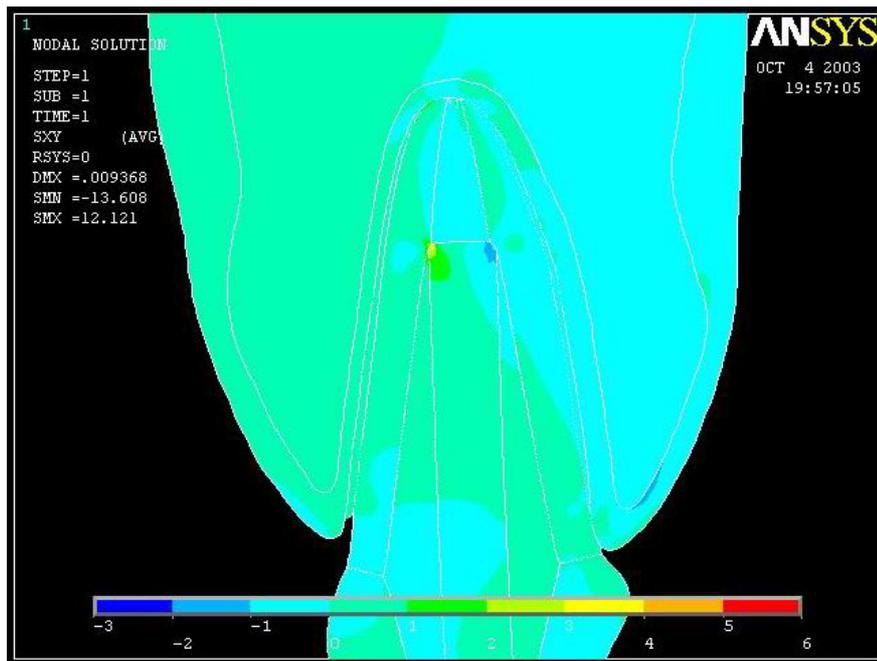


Figura 38. Distribuição das tensões de cisalhamento na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

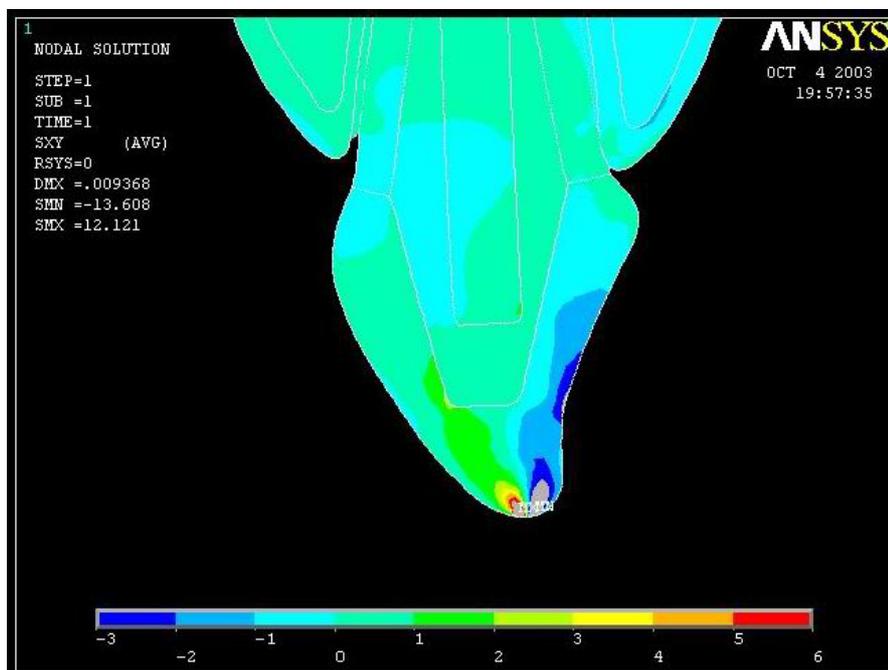


Figura 39. Distribuição das tensões de cisalhamento na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

Finalizando a apresentação das distribuições de tensões cisalhantes, a Figura 40 se refere ao modelo com pino intra-radicular confeccionado em fibra de carbono e resina composta.

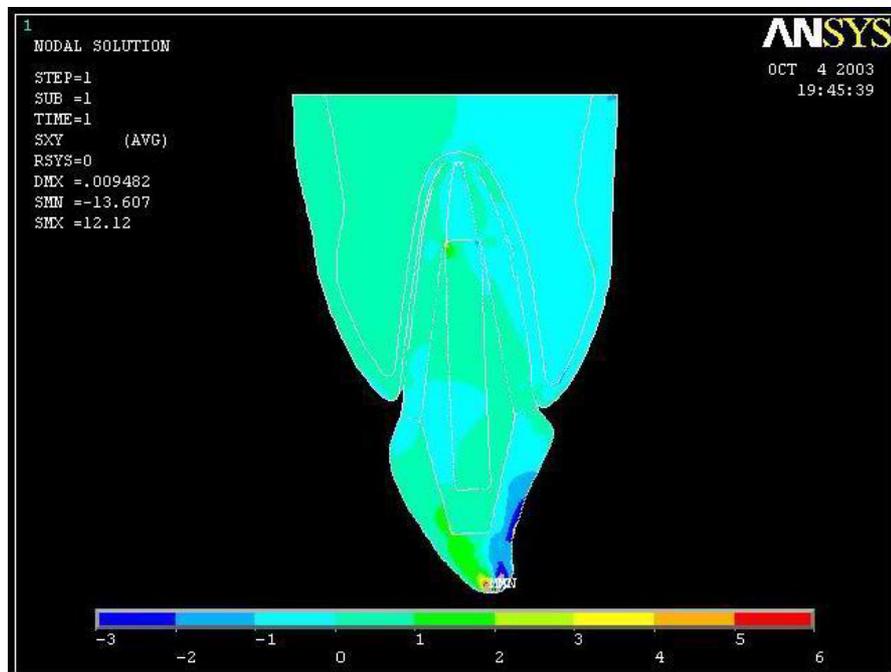


Figura 40. Distribuição das tensões de cisalhamento no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

A figura anterior evidencia que pequenas áreas de concentração de tensões estão presentes na terminação apical do pino radicular, especialmente na interface com a dentina labial, conforme detalhe apresentado na Figura 41. Porém, nota-se que as maiores concentrações permaneceram na região da aplicação da carga na coroa cerâmica, que se encontra na porção coronária do dente, estendendo-se por sua face palatina, como também observadas na região labial junto ao núcleo de resina. A magnitude máxima desta tensão neste modelo foi de 13,6 MPa (vide Figura 42).

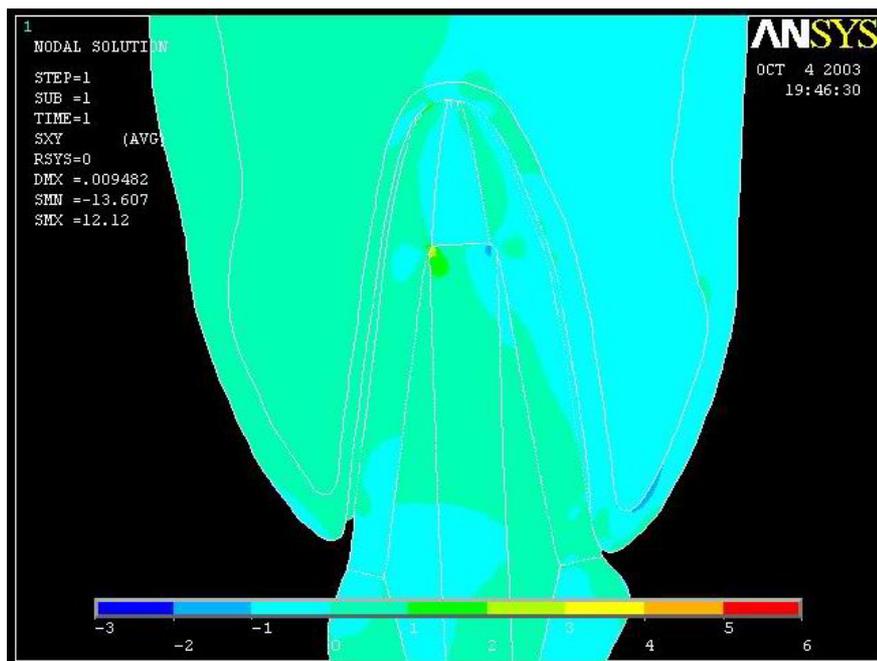


Figura 41. Distribuição das tensões de cisalhamento na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

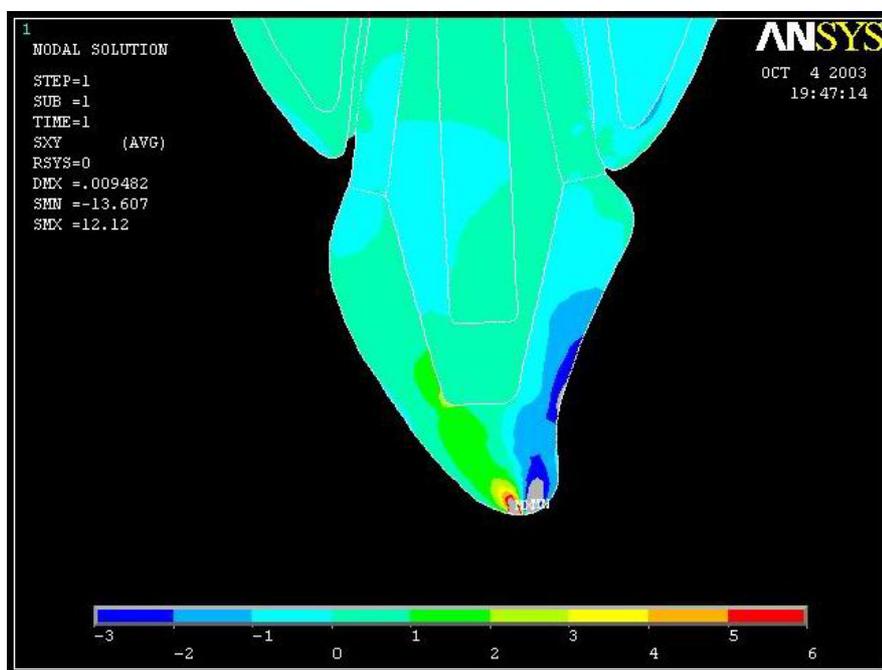


Figura 42. Distribuição das tensões de cisalhamento na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

### 4.3

#### Distribuição das tensões principais

Uma tensão de tração é decorrente de um carregamento que tende a alongar o objeto, promovendo uma deformação trativa. Da mesma forma, uma tensão de compressão decorre de um carregamento que tende a encurtar o objeto, levando a uma deformação compressiva. Calculam-se essas tensões, dividindo-se a força aplicada pela área transversa do objeto perpendicular à direção da força e, por convenção, tensões trativas são positivas, enquanto que as tensões compressivas são negativas [77,78].

As tensões principais são tensões normais que agem nos planos principais, onde as tensões cisalhantes são zero. Em estruturas nas quais atuam simultaneamente tensões trativas e compressivas, a tensão principal máxima e a tensão principal mínima estarão relacionadas com o estado trativo e o compressivo, respectivamente.

A maioria das tensões produzidas pela função mastigatória é de origem compressiva e poucas tensões puramente de tração ocorrem na odontologia [77]. Componentes de tensões trativas podem ser gerados quando estruturas são flexionadas e/ou quando cargas compressivas são aplicadas. Se as tensões máximas produzidas excederem o limite de resistência mecânica dos materiais restauradores ou do dente, fraturas dos mesmos poderão ocorrer [78]. A análise da distribuição das tensões principais visou a identificação de regiões onde houveram as tensões máximas trativas e compressivas decorrentes da aplicação do carregamento.

### 4.3.1

#### Modelo com carga aplicada à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente

A primeira análise realizada com relação às tensões principais, apresentada na Figura 43, adotou as propriedades mecânicas de um pino intra-radicular confeccionado em ouro.

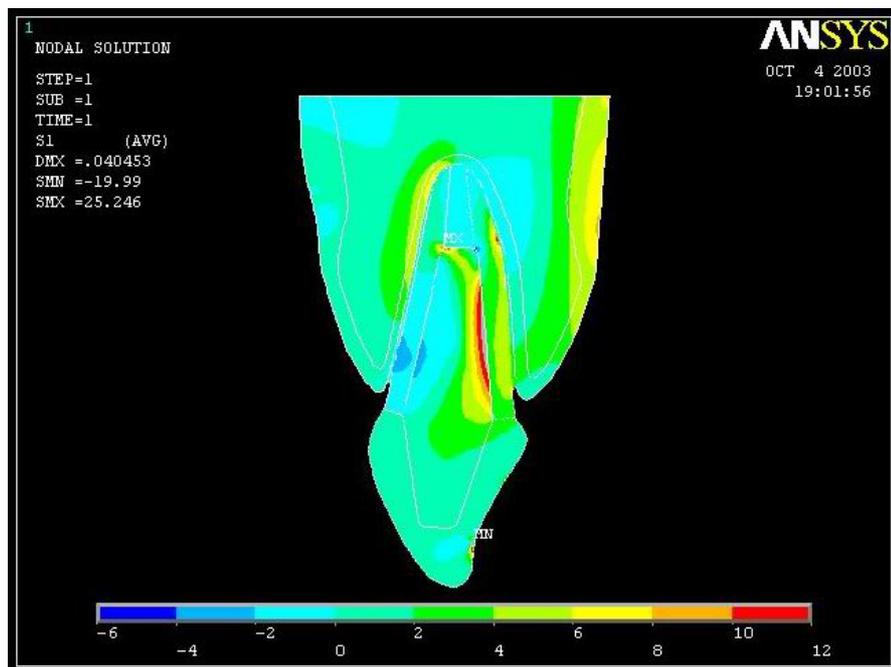


Figura 43. Distribuição das tensões principais no modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Observa-se neste modelo que as maiores concentrações de tensões obtidas foram de ordem trativa, o que pode ser visualizado na figura anterior. Áreas de concentração de tensões trativas localizaram-se ao longo do retentor, onde maiores níveis apareceram junto à interface com a dentina palatina no terço médio da raiz, prolongando-se até a sua terminação apical.

A Figura 44 evidencia que o ápice do pino apresentou no seu lado palatino tensões compressivas, enquanto que no seu lado labial (lado oposto ao carregamento), aparece a máxima tensão principal, ou seja, uma tensão trativa com valor estimado em 25,3 MPa. Na mesma figura, áreas de concentração de

tensões de tração também podem ser observadas por toda a dentina radicular palatina junto ao ligamento periodontal, sobretudo à nível da terminação superior do pino.

A mínima tensão principal, ou seja, a máxima tensão compressiva, localizou-se exatamente no ponto de aplicação da carga, na coroa cerâmica, com magnitude de  $-20$  MPa (Figura 45). Outros locais de existência de concentração de tensões de compressão podem ser visualizados na dentina cervical do lado oposto ao carregamento junto ao ligamento periodontal, assim como no pino junto à dentina neste mesmo nível.

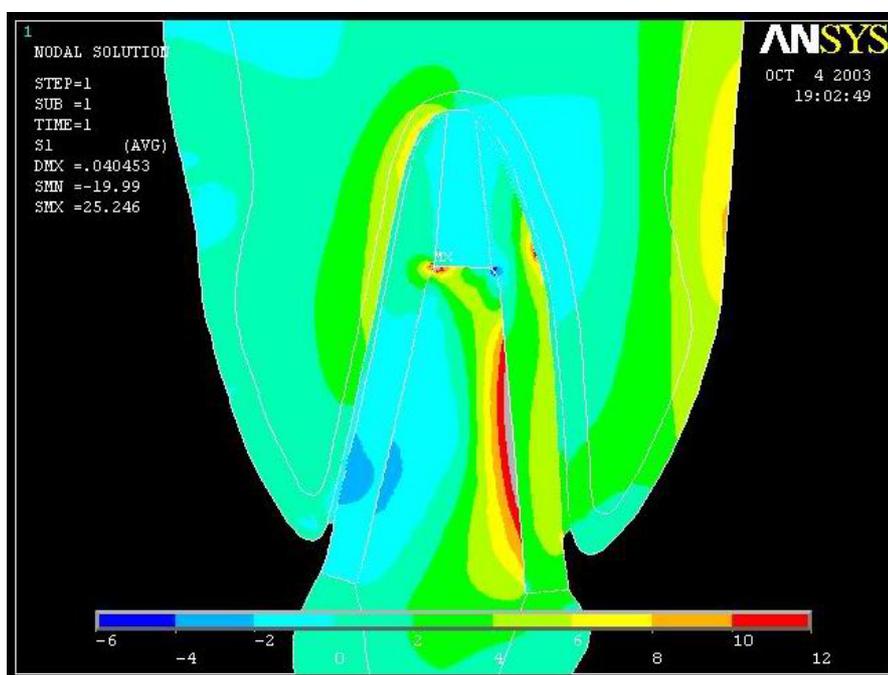


Figura 44. Distribuição das tensões principais na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

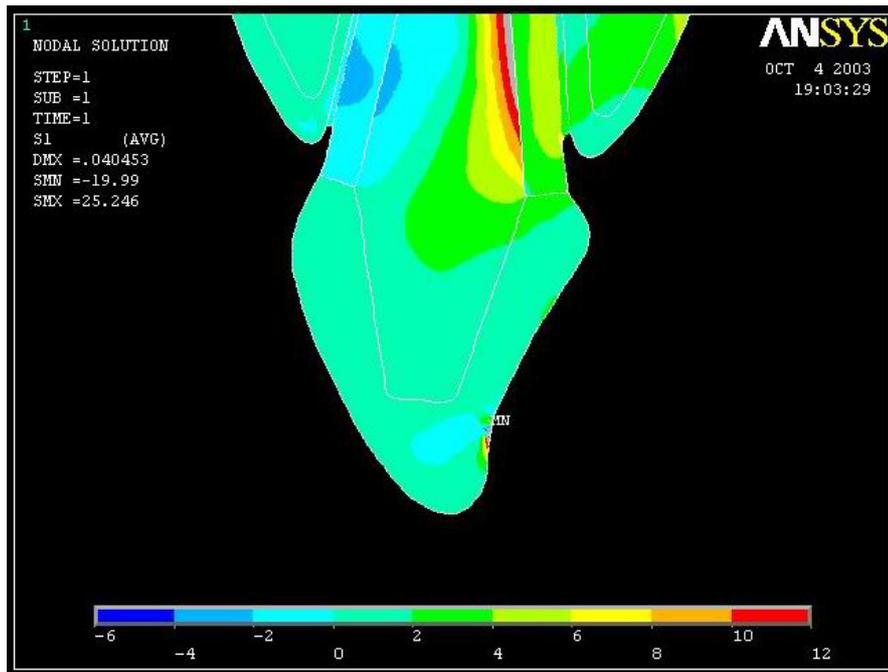


Figura 45. Distribuição das tensões principais na região coronária do modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

A segunda análise de tensões principais realizada adotou as propriedades elásticas do pino fundido de material cerâmico, ou seja, pino fundido de zircônia, como mostrado na Figura 46.

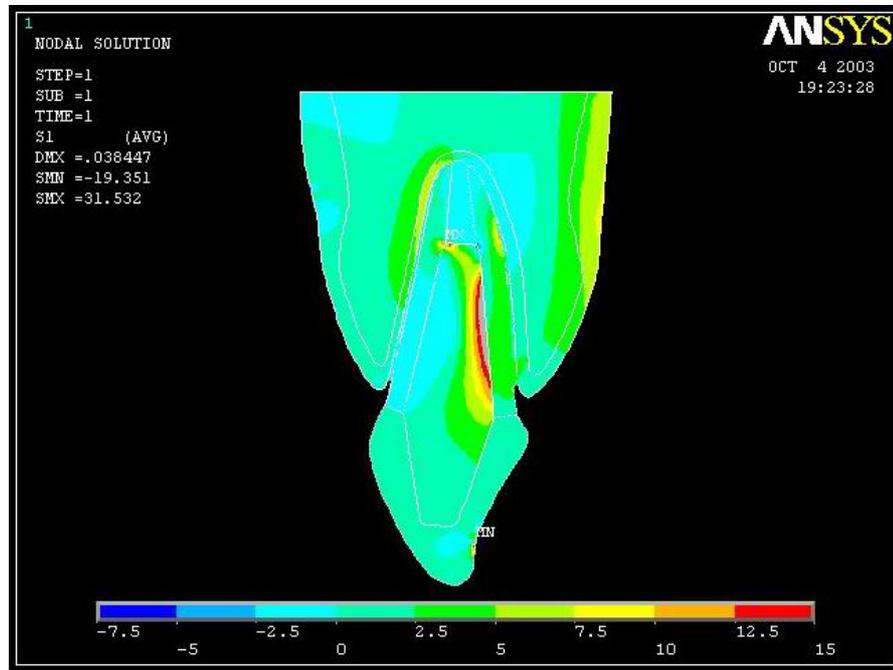


Figura 46. Distribuição das tensões principais no modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Nota-se neste modelo uma distribuição das tensões semelhante ao modelo anterior, onde níveis mais elevados de tensões trativas localizaram-se preferencialmente no retentor intra-radicular junto à parede dentinária palatina, até a terminação do mesmo. A Figura 47 detalha a porção radicular do dente, evidenciando que no ápice do pino, na interface com a guta-percha e a dentina radicular, aparecem maiores níveis de tensões compressivas no lado palatino, enquanto que no lado labial ocorreram tensões de ordem trativa, cujo valor máximo foi calculado em 25,3 MPa. Ainda na Figura 47, observa-se que concentração de tensões de tração também ocorreu na dentina palatina, especialmente ao nível do ápice do pino intra-radicular, porém junto ao ligamento periodontal.

A mínima tensão principal ocorrida nesta análise, com uma magnitude de -15,5 MPa, relacionou-se com o ponto de aplicação da carga na coroa cerâmica, e pode ser visualizada na Figura 48.

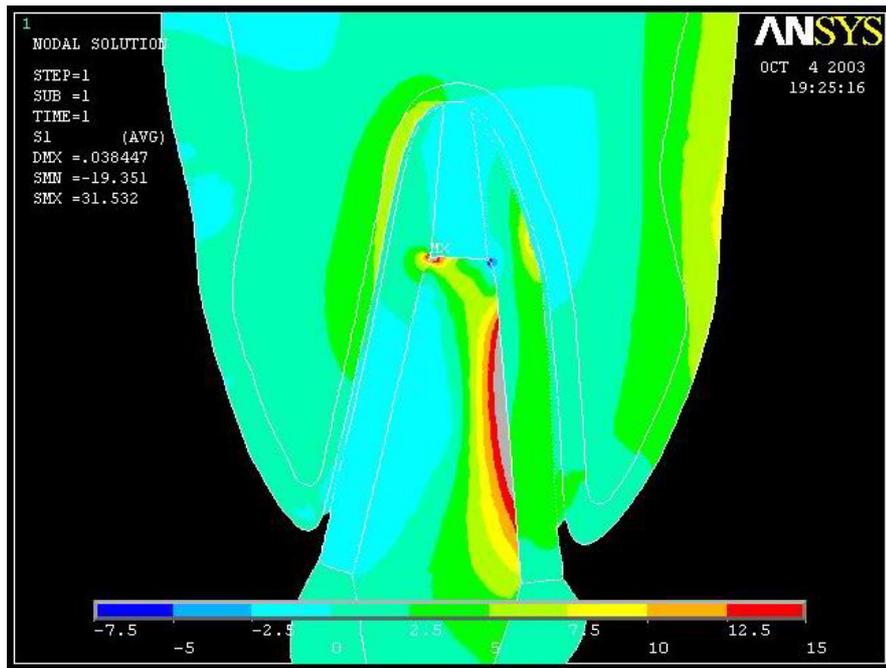


Figura 47. Distribuição das tensões principais na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

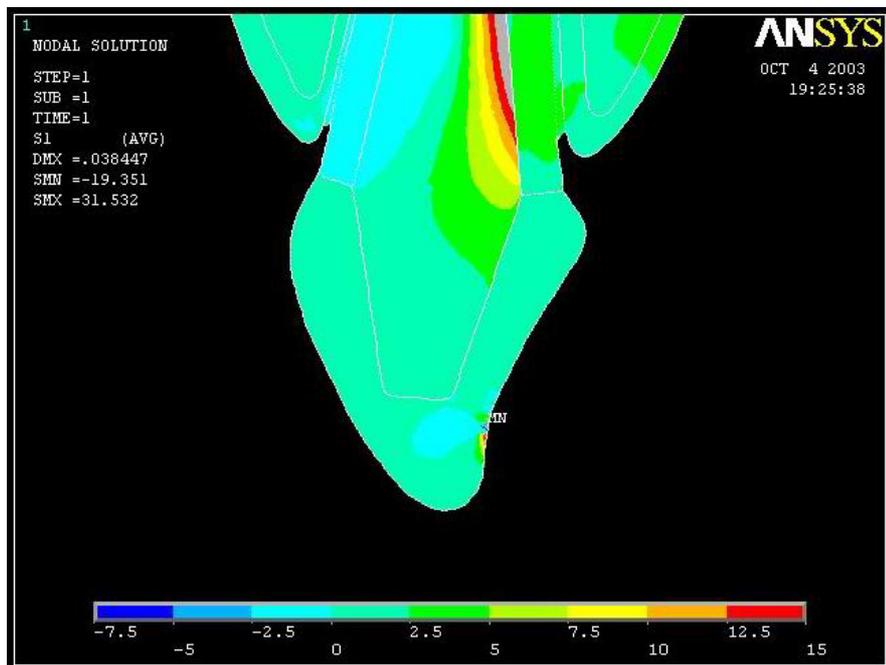


Figura 48. Distribuição das tensões principais na região coronária do modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

A terceira análise relativa à tensões principais baseou-se nas propriedades do retentor intra-radicular de pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, podendo ser observada na Figura 49.

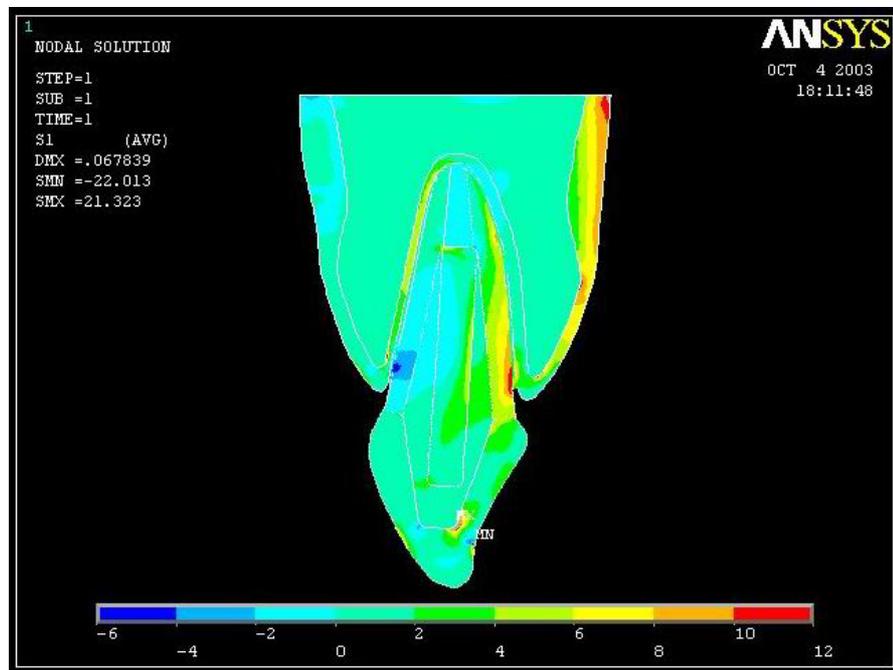


Figura 49. Distribuição das tensões principais no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

No retentor intra-radicular de pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, verifica-se um padrão de distribuição de tensões diferente daquele característico dos pinos fundidos, onde concentrações de tensões trativas ocorreram preferencialmente ao longo do pino. Neste modelo, concentração de tensões trativas ocorreu primordialmente na dentina radicular do lado palatino, sobretudo em sua região cervical, junto à crista alveolar óssea. Nesta mesma região cervical da dentina, porém do lado oposto (lado labial), houve um maior nível de tensões compressivas e ambas podem ser visualizadas na Figura 50.

Na mesma figura, pode-se evidenciar que o ápice do pino intra-radicular apresentou concentração de tensões de tração.

Na Figura 51 pode-se observar que foi na coroa cerâmica onde a tensão principal máxima (21,3 MPa) e mínima (-22 MPa) se estabeleceram. A primeira ocorreu junto ao núcleo de resina no lado palatino, enquanto a segunda apareceu no ponto de aplicação do carregamento. Ainda na coroa cerâmica, uma concentração de tensões compressivas ocorreu junto ao coto do núcleo resinoso, porém no seu lado labial.

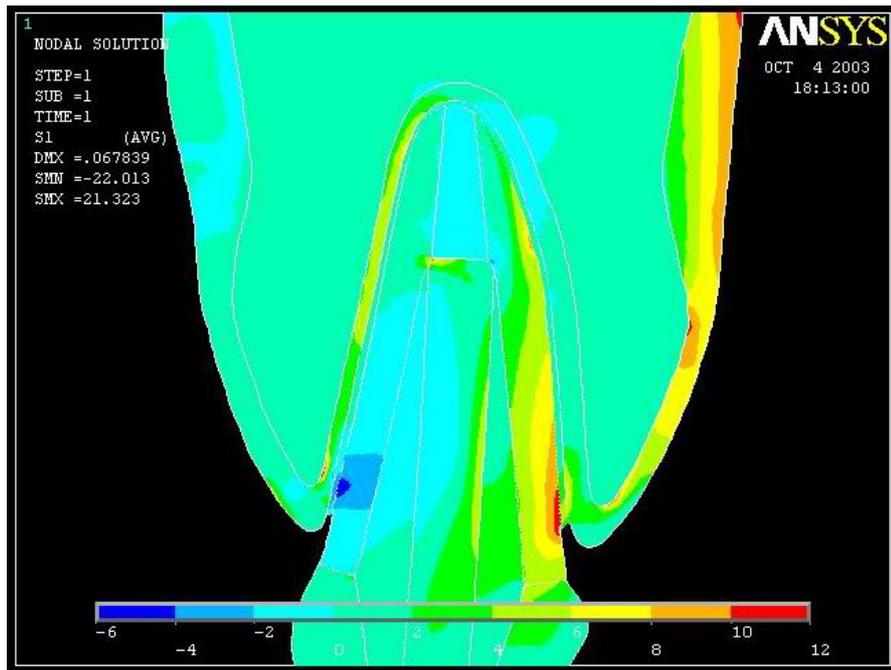


Figura 50. Distribuição das tensões principais na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

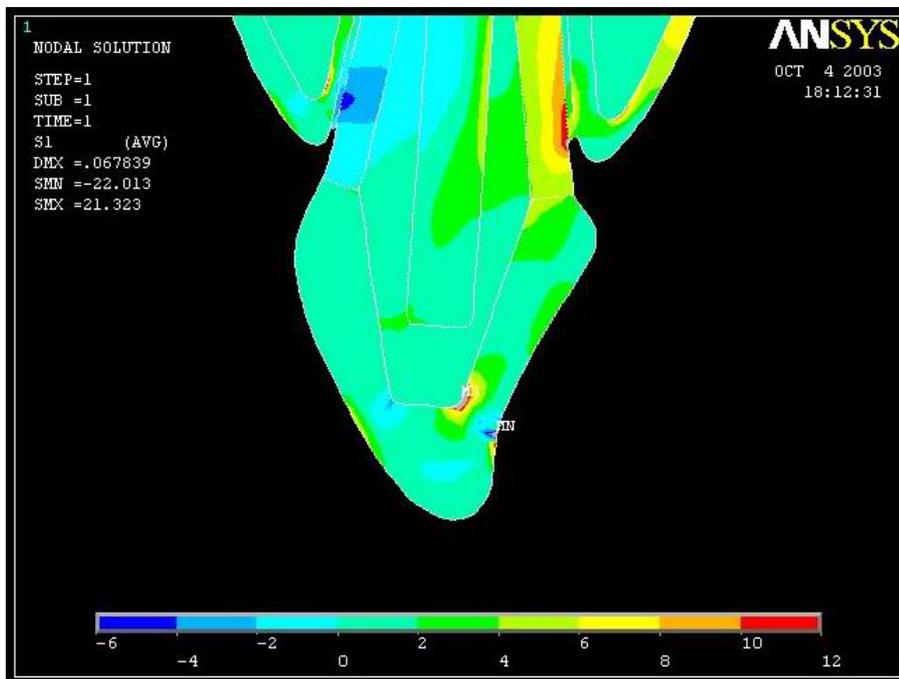


Figura 51. Distribuição das tensões principais na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

A Figura 52 apresenta a análise da distribuição de tensões no modelo com as propriedades elásticas de um dente restaurado com pino de fibra de carbono e resina composta.

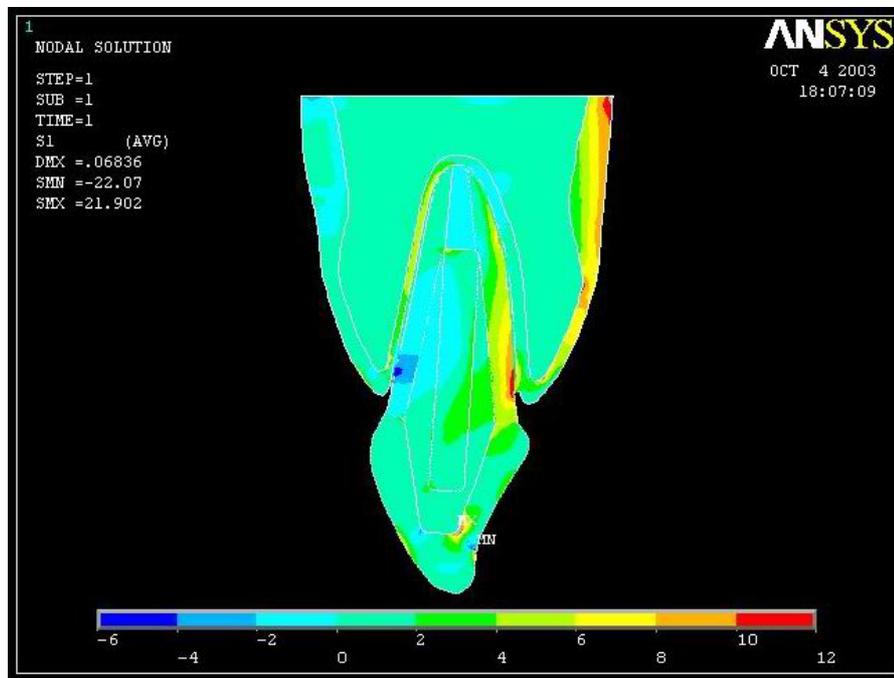


Figura 52. Distribuição das tensões principais no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Nota-se uma distribuição de tensões bastante semelhante àquela apresentada pelo modelo com pino de fibra de vidro, onde maiores níveis de tensões trativas foram encontrados na dentina radicular do lado palatino, principalmente na região cervical. Entretanto, tensões compressivas concentraram-se na dentina cervical em seu lado labial. Na Figura 53 observa-se, também, concentração de tensões trativas na terminação apical do retentor intra-radicular.

Na porção labial da coroa cerâmica, junto ao núcleo de resina composta, pode-se visualizar uma concentração de tensões de ordem compressiva. A tensão principal mínima, -22 MPa, bem como a tensão principal máxima, 21,9 MPa, foram observadas na mesma coroa no ponto da aplicação da força e junto ao seu núcleo de resina na face palatina, respectivamente (Figura 54).

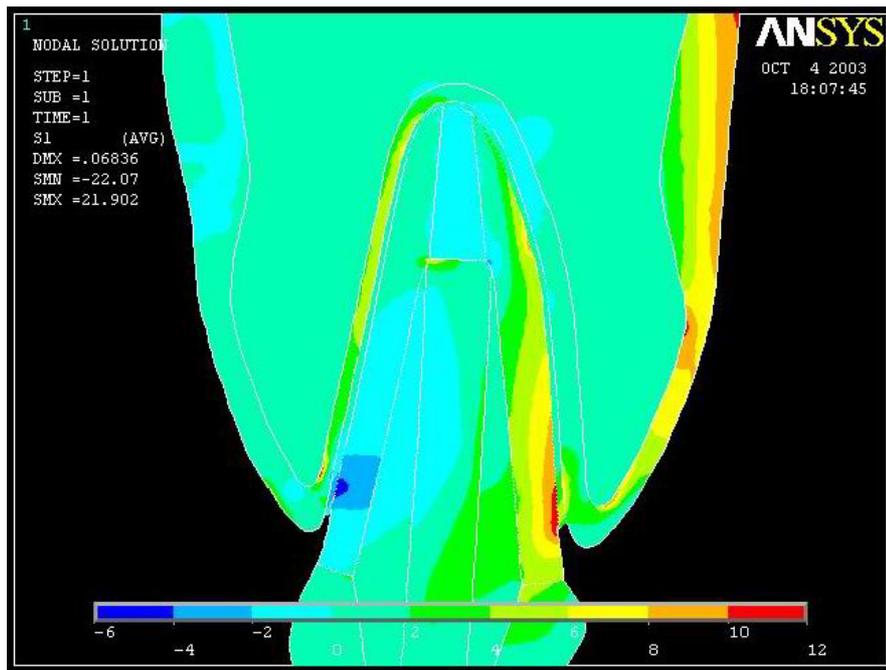


Figura 53. Distribuição das tensões principais na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

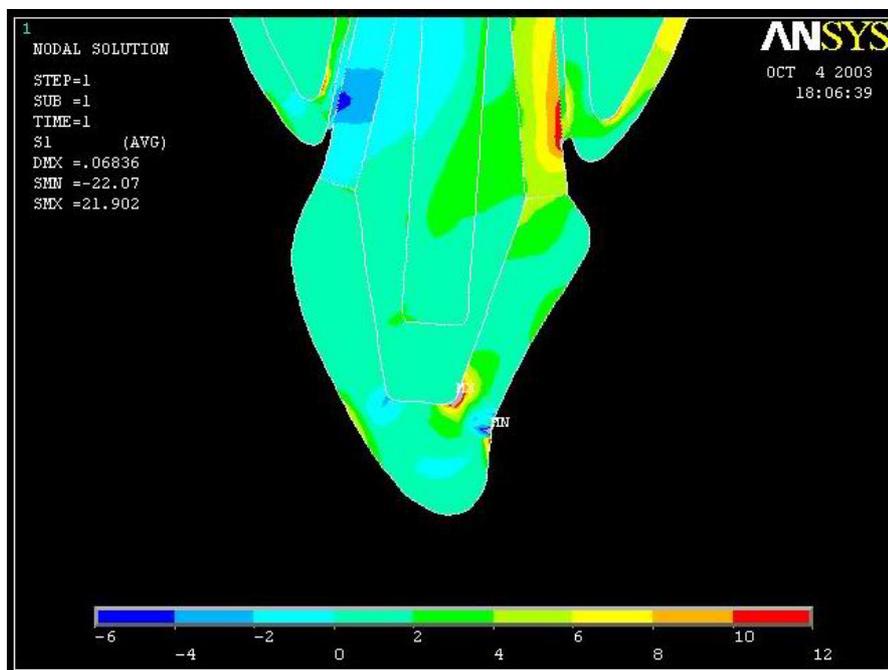


Figura 54. Distribuição das tensões principais na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

### 4.3.2

#### Modelos com carga aplicada à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente

A Figura 55 apresenta a distribuição de tensões principais no modelo restaurado com pino intra-radicular fundido de ouro.

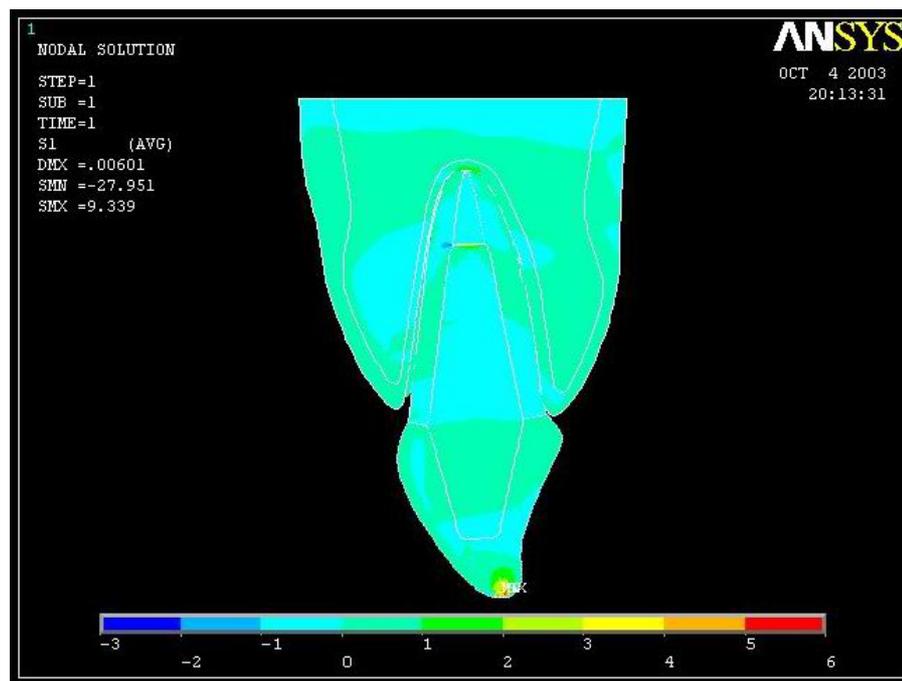


Figura 55. Distribuição das tensões principais no modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Através de sua observação, verifica-se a ocorrência de concentração de tensões trativas na terminação apical do pino intra-radicular junto à obturação endodôntica de guta-percha. Na dentina radicular labial também à nível da terminação do pino, houve uma concentração de tensões compressivas, ambas mostradas na Figura 56. Concentração de tensões de tração também se localizou no ápice do dente, nas regiões referentes ao ligamento periodontal e osso cortical.

As tensões máximas e mínimas se concentraram na região de aplicação do carregamento na coroa de cerâmica, com valores de 9,3 MPa e -28 MPa,

respectivamente. O padrão de distribuição das tensões nesta área pode ser melhor observado na Figura 57.

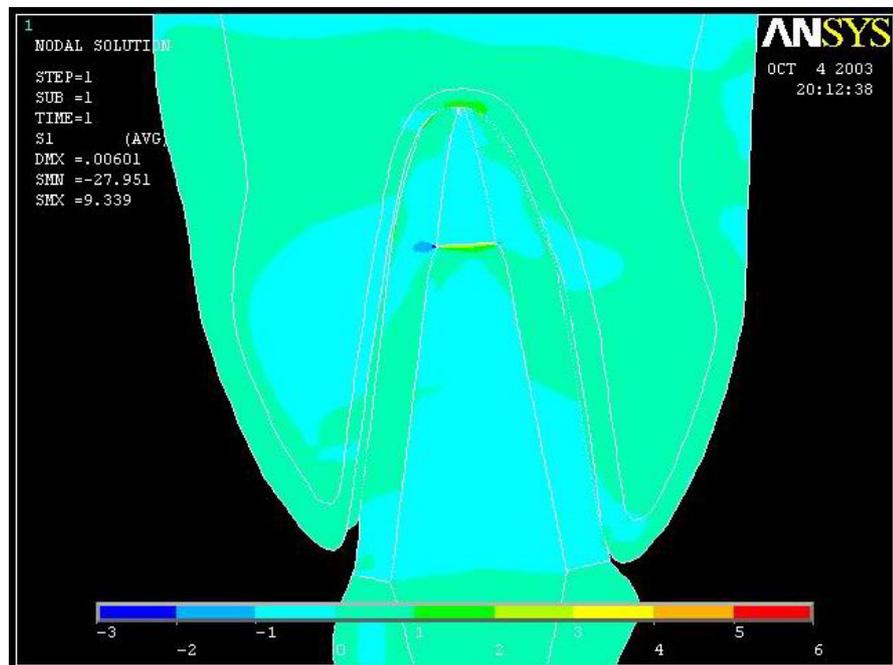


Figura 56. Distribuição das tensões principais na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

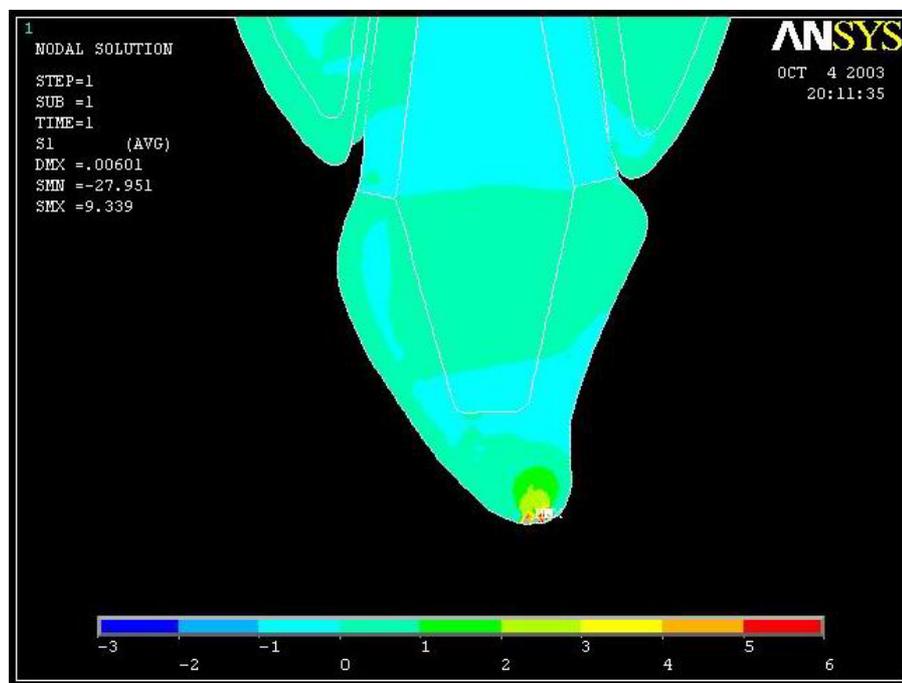


Figura 57. Distribuição das tensões principais na região coronária do modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

A análise a seguir baseou-se no modelo com as propriedades relativas ao pino fundido de zircônia, podendo ser verificada na Figura 58.

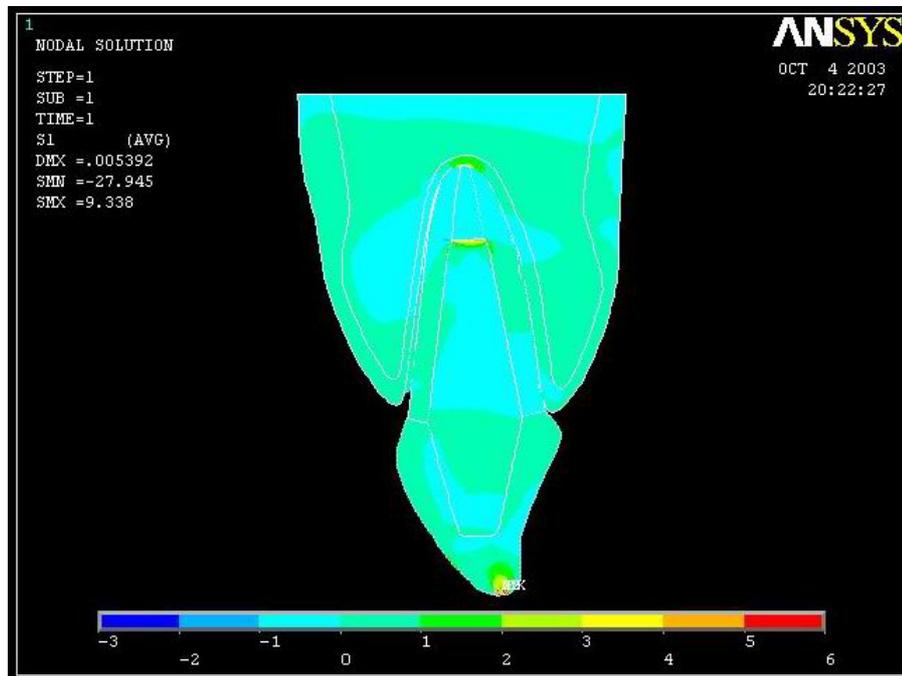


Figura 58. Distribuição das tensões principais no modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Regiões de concentração de tensões trativas ocorreram na terminação apical do pino intra-radicular junto à obturação de guta-percha, assim como no ápice da raiz dentária, na região do ligamento periodontal e osso cortical, de forma semelhante ao modelo com pino fundido de ouro (Figura 59).

As maiores concentrações de tensões principais ocorreram, entretanto, na coroa de cerâmica na região de aplicação do carregamento, onde a tensão máxima apresentou um valor de 9,3 MPa e a tensão mínima um valor de -28 MPa, podendo ser observadas mais detalhadamente na Figura 60.

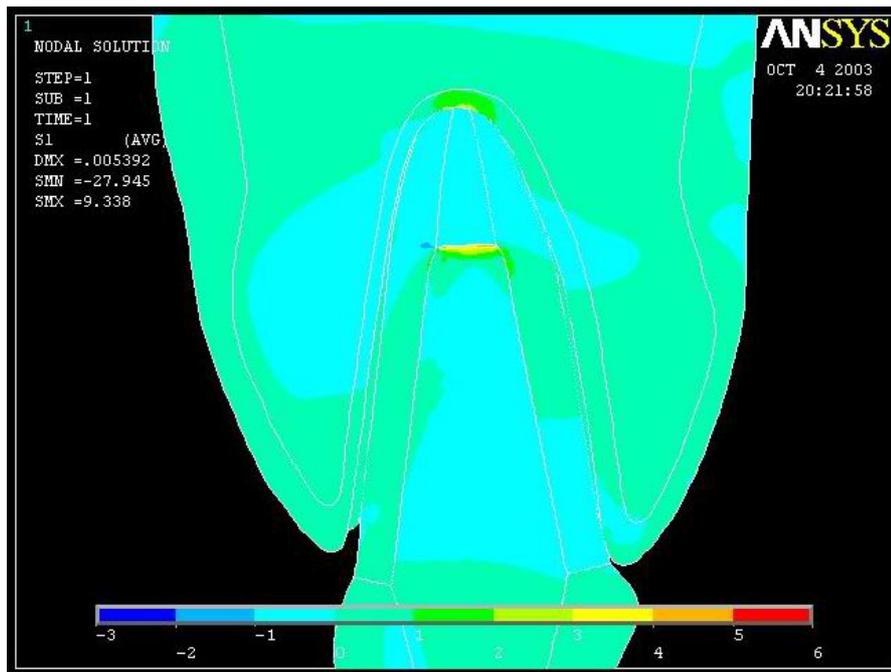


Figura 59. Distribuição das tensões principais na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

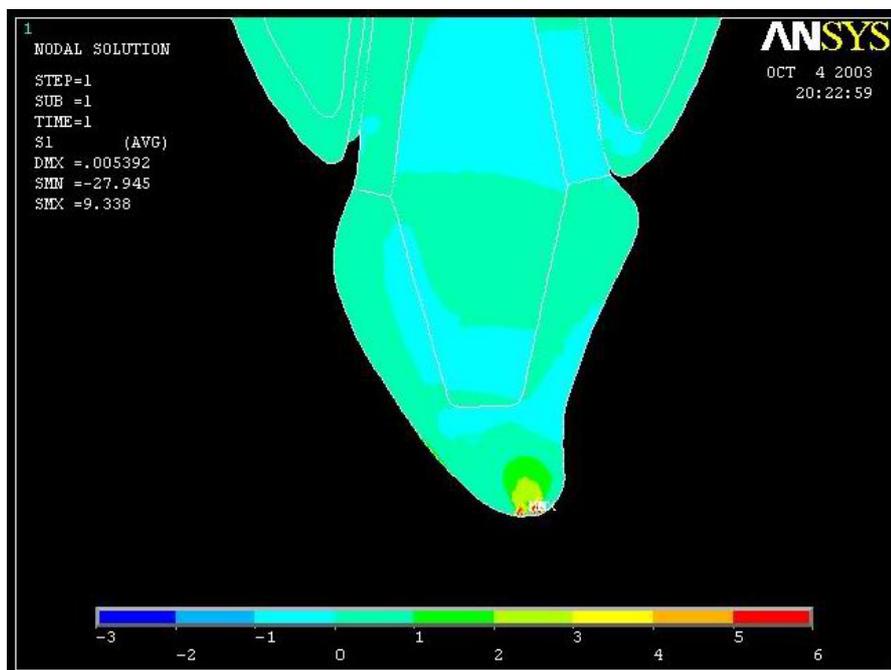


Figura 60. Distribuição das tensões principais na região coronária do modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

Adotando as propriedades elásticas de um pino de fibra de vidro e resina composta, procedeu-se a avaliação das tensões principais visualizadas na Figura 61.

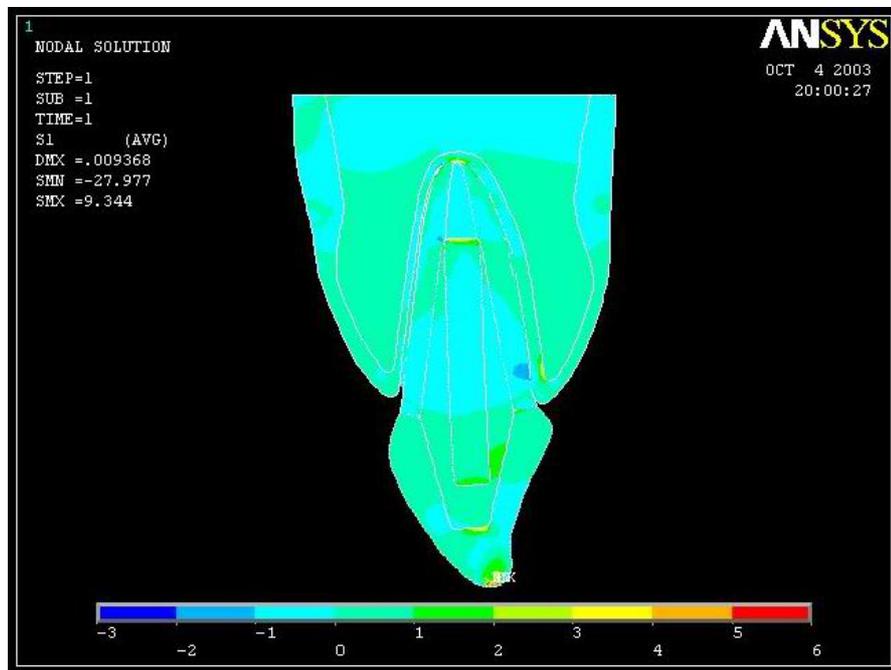


Figura 61. Distribuição das tensões principais no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Verifica-se que concentrações de tensões de tração ocorreram na terminação do pino pré-fabricado junto à obturação de guta-percha, assim como no ápice do elemento dental.

Na dentina labial ao nível do ápice do pino, observa-se a ocorrência de concentração de tensões compressivas, mostrada em maior detalhe na Figura 62. Compressão também pode ser visualizada na dentina cervical do lado palatino de dente, entretanto, na área onde foi aplicado o carregamento, na coroa cerâmica, ocorreram as maiores concentrações de tensões tanto máximas como mínimas, com valores de 9,3 MPa para as trativas e -28 MPa para as compressivas.

Ainda na região coronária do dente, concentrações de tensões trativas incidiram na interface entre coroa cerâmica e núcleo de resina, pino de fibra de vidro e núcleo de resina, assim como na interface entre coroa e dentina radicular palatina, podendo ser visualizadas na Figura 63.

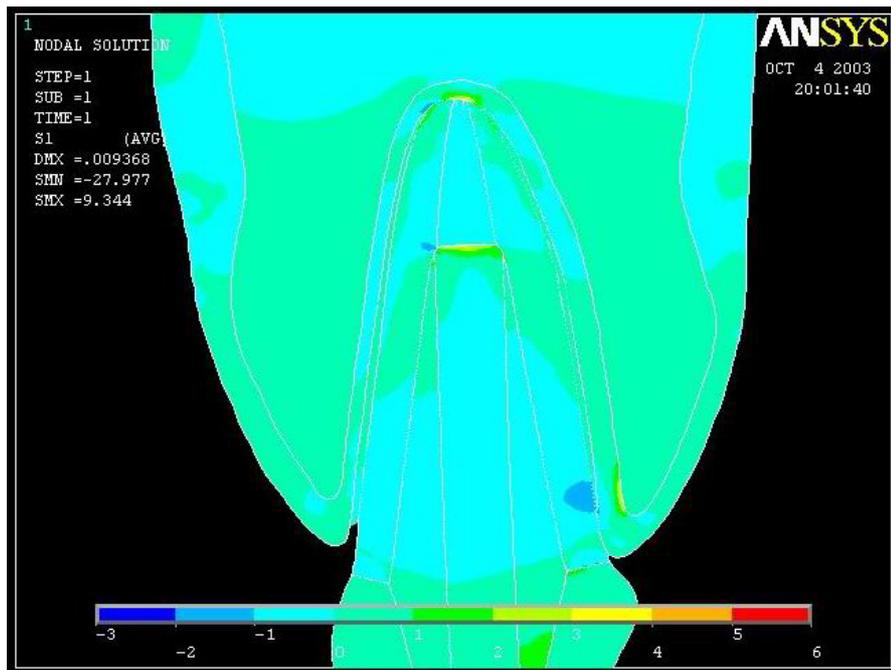


Figura 62. Distribuição das tensões principais na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

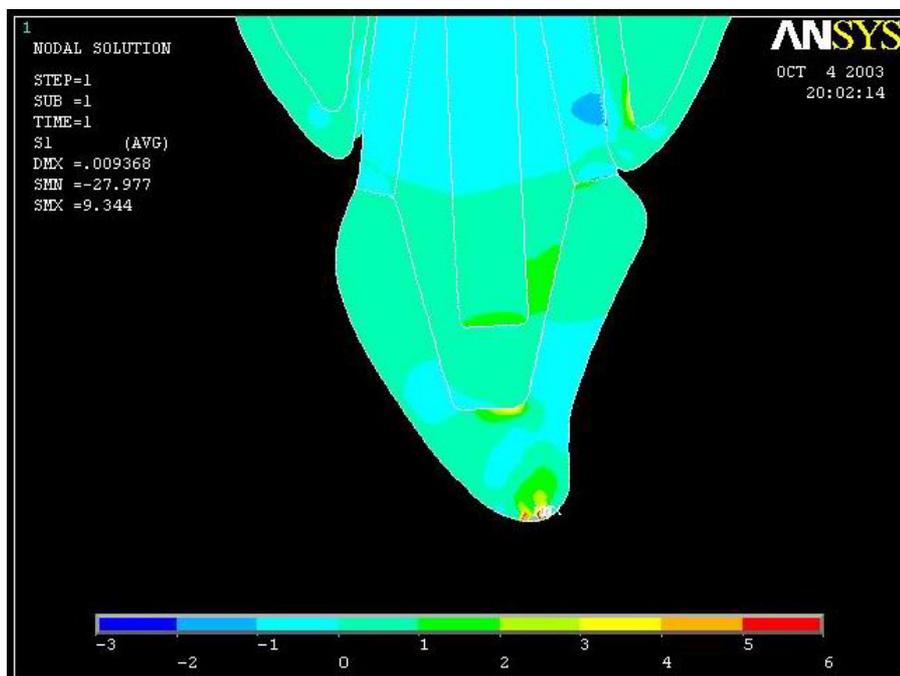


Figura 63. Distribuição das tensões principais na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

Dando prosseguimento às análises das tensões principais, porém com propriedades elásticas do dente restaurado com pino intra-radicular de fibra de carbono e resina composta, observou-se através da Figura 64, que o padrão de distribuição de tais tensões se apresentou de forma similar ao modelo anterior restaurado com pino de fibra de vidro e resina composta.

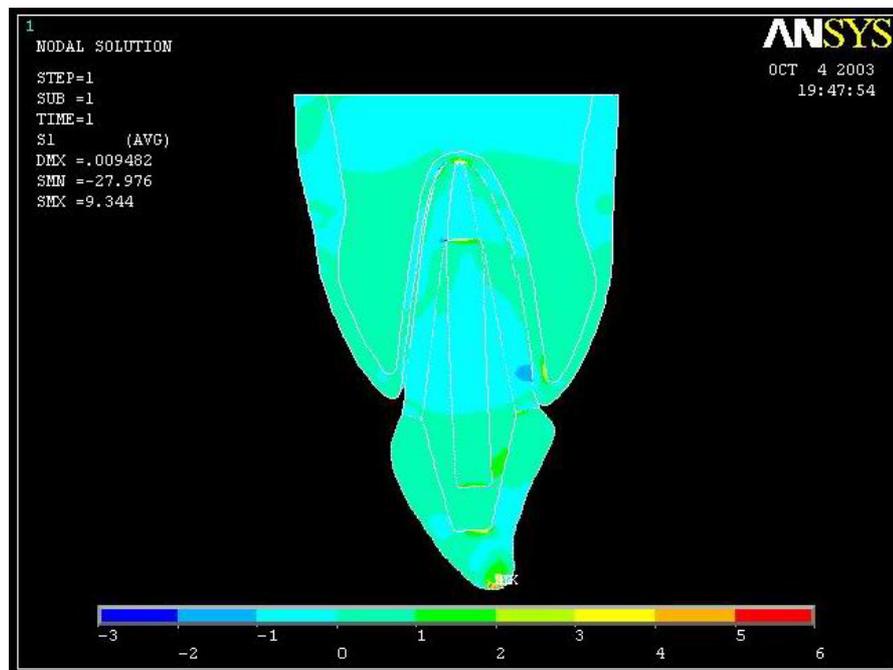


Figura 64. Distribuição das tensões principais no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

As regiões apicais do pino intra-radicular e do elemento dental apresentaram concentrações de tensões trativas, visualizadas com maior detalhe na Figura 65.

Tensões máximas e mínimas concentraram-se na coroa cerâmica no local da aplicação da força, com magnitudes de 9,4 MPa e -28 MPa, respectivamente.

Também na região coronária, concentrações de tensões de tração se fixaram nas interfaces da resina composta com a coroa cerâmica e com o pino de fibra de carbono, assim como entre a coroa e a dentina radicular na região cervical palatina (Figura 66).

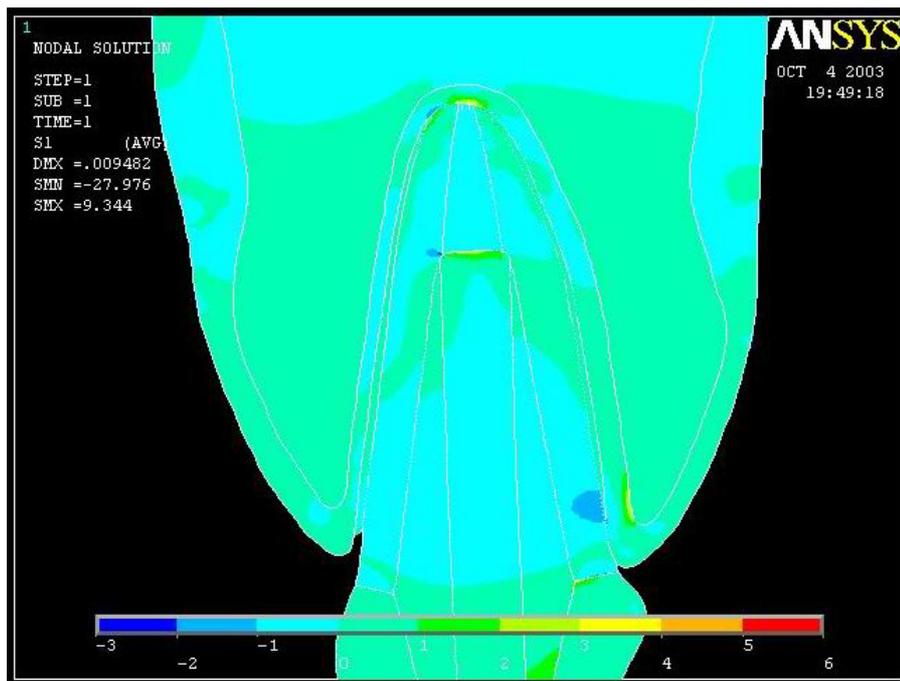


Figura 65. Distribuição das tensões principais na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

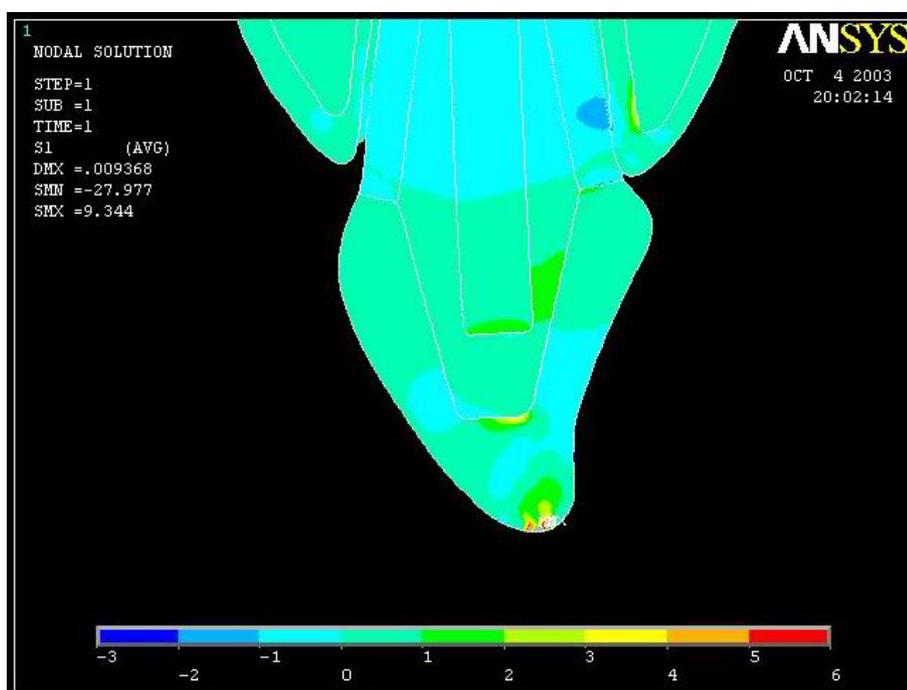


Figura 66. Distribuição das tensões principais na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

#### 4.4

#### Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises*

Uma das alternativas possíveis para avaliação da distribuição de tensões em um objeto diante de um carregamento é a utilização de critérios baseados no escoamento dos materiais [78]. Esses critérios visam prever a possibilidade da ocorrência de falhas nos componentes através da comparação com seus limites de escoamento obtidos através de ensaio sob carga uniaxial.

O critério das tensões equivalentes de *von Mises* baseia-se na energia de distorção dos materiais e combina os efeitos de cada tensão normal ou cisalhante através de uma tensão de tração resultante. Como materiais frágeis, dos quais os dentes fazem parte, falham primeiramente devido à tensões normais tipo trativas, o critério de *von Mises* leva a sugerir que áreas com maiores concentrações de tensões são áreas mais solicitadas mecanicamente, portanto, mais sujeitas às falhas.

Com o intuito de melhor avaliar o comportamento mecânico do dente restaurado com pinos intra-radulares e coroa cerâmica, os padrões de distribuição de tensões obtidos com as análises equivalentes de *von Mises*, foram comparados com os resultados da simulação realizada com o dente não restaurado diante do mesmo carregamento.

#### 4.4.1

### Modelos com carga aplicada à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente

A Figura 67 representa a distribuição das tensões de *von Mises* no modelo referente ao pino fundido de ouro.

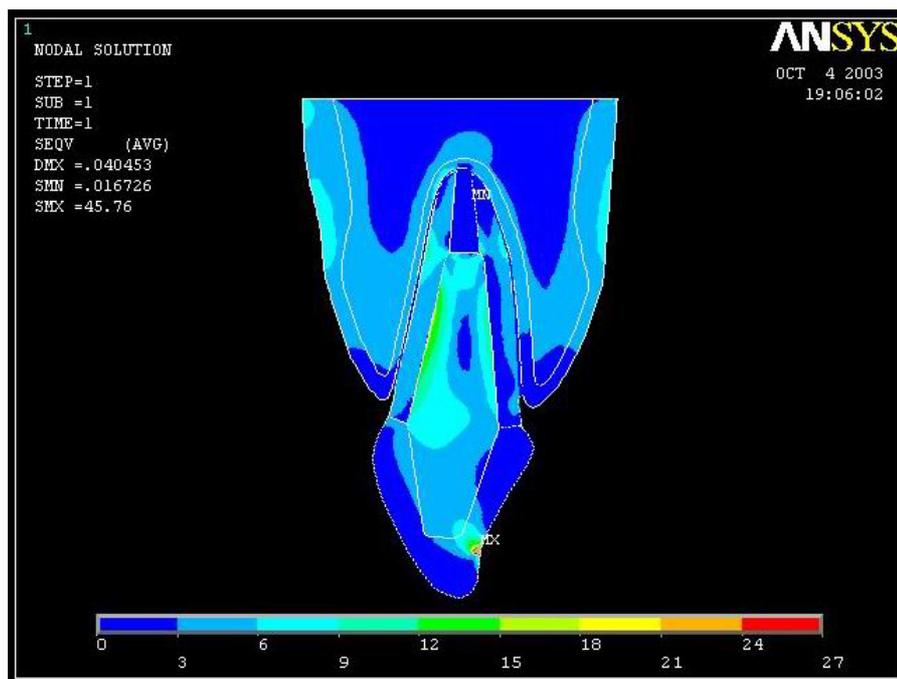


Figura 67. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Observa-se neste processamento que a distribuição das tensões ocorreu de forma heterogênea, concentrando-se preferencialmente ao longo do pino intraradicular, nas interfaces com a dentina, principalmente no lado labial.

Concentrações de tensões também podem ser visualizadas na dentina à nível da terminação apical do retentor em ambos os lados labial e palatino, como mostrado na Figura 68.

Na coroa cerâmica, as concentrações se fixaram no ponto de aplicação do carregamento, onde houve uma incidência máxima de 45,8 MPa, melhor observada na Figura 69.

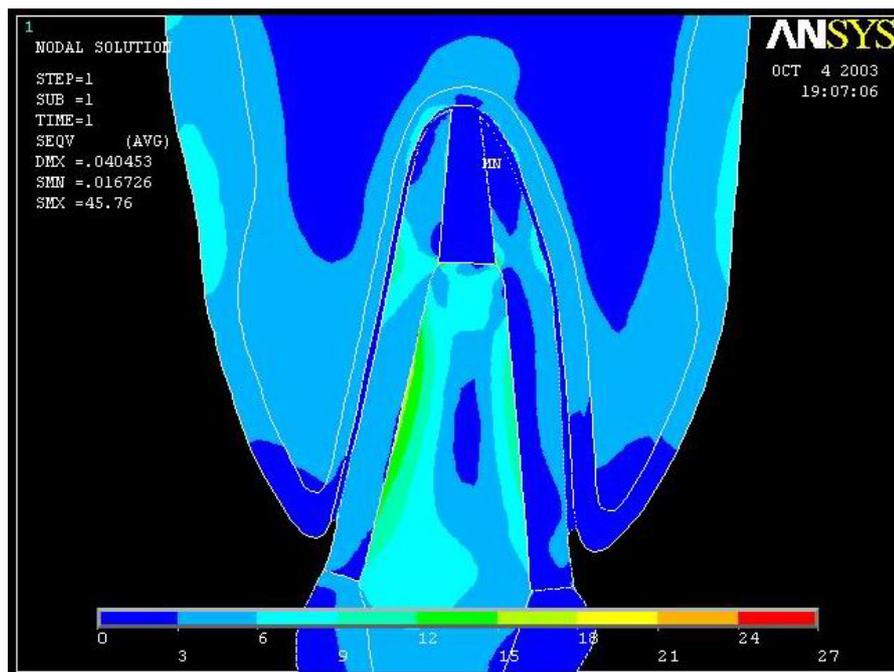


Figura 68. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

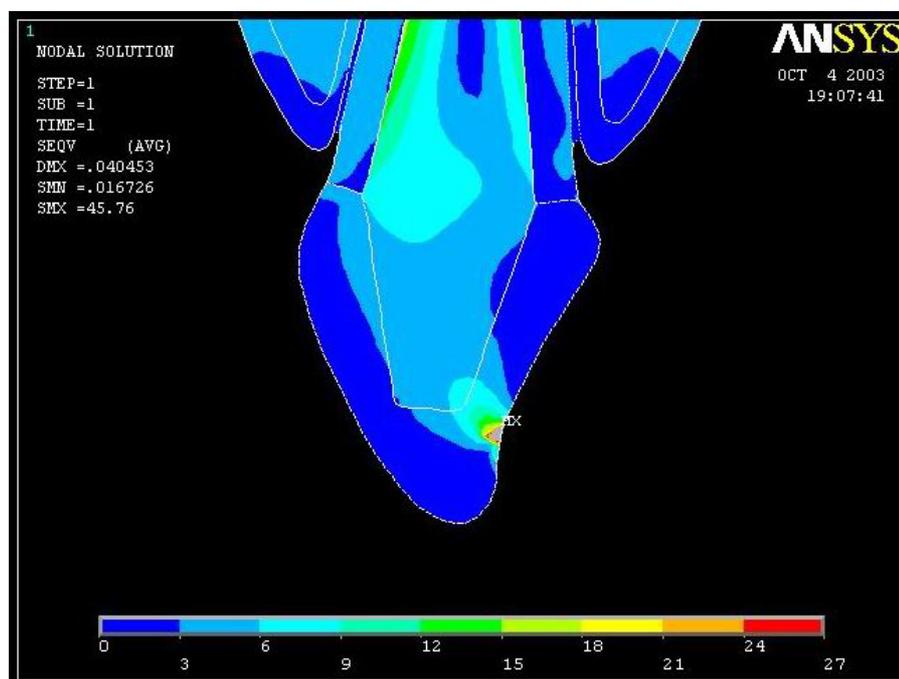


Figura 69. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região coronária do modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

A descrição a seguir se refere à distribuição de tensões de *von Mises* no modelo com as propriedades elásticas do pino fundido de zircônia, demonstrada na Figura 70.

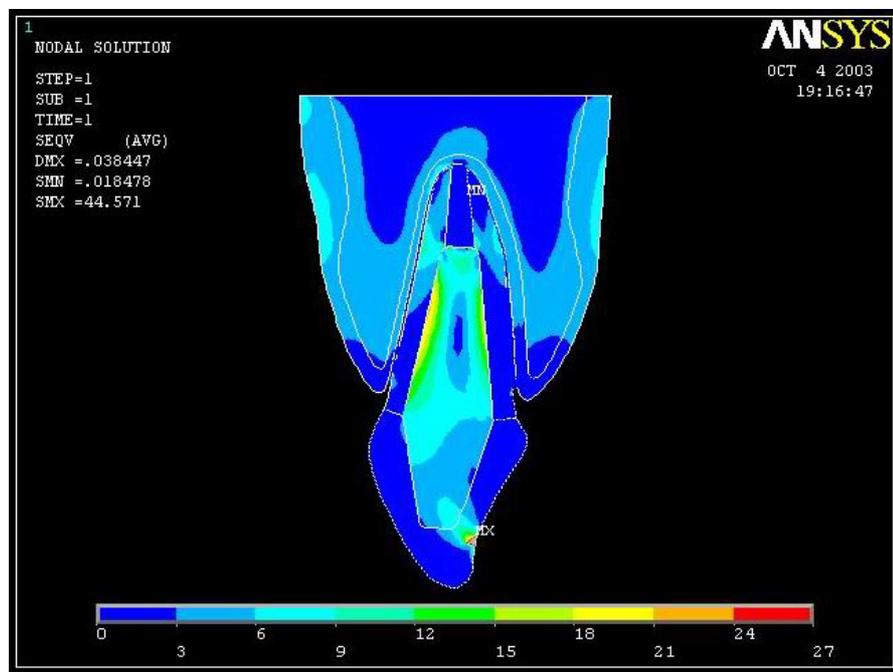


Figura 70. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Através de sua observação, identifica-se uma distribuição de tensões também bastante heterogênea, onde maiores níveis de tensões ocorreram no pino intra-radicular, concentrando-se nas interfaces com a dentina tanto no lado labial como no palatino.

Na terminação apical do pino intra-radicular, como também na dentina radicular junto ao ápice do pino, tensões se concentraram especialmente no lado labial, podendo ser visualizadas mais detalhadamente na Figura 71.

O ponto de aplicação da carga novamente apareceu como a área onde a máxima tensão incidiu, com magnitude de 44,6 MPa (Figura 72).

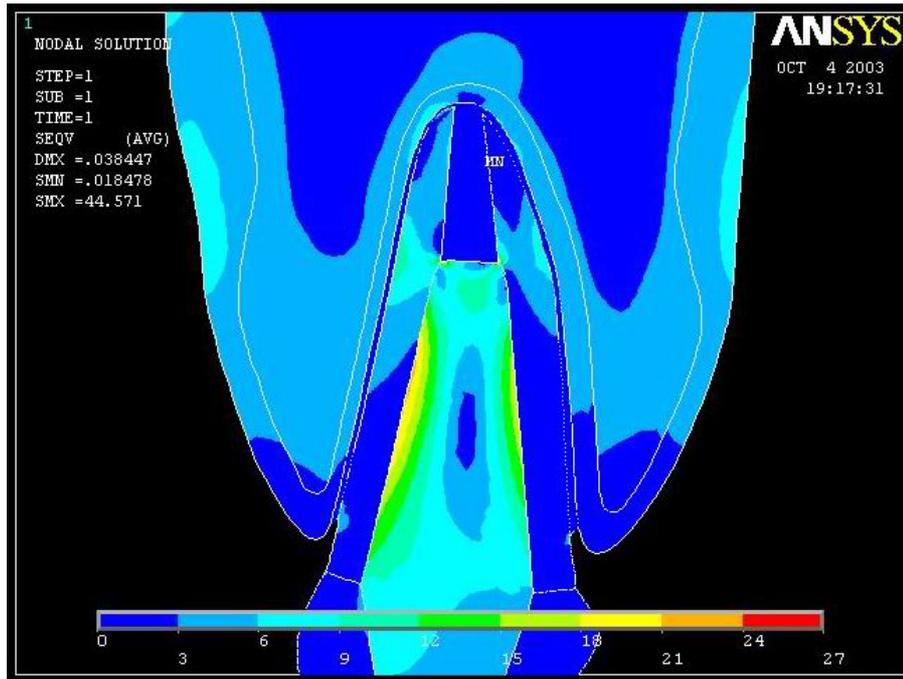


Figura 71. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

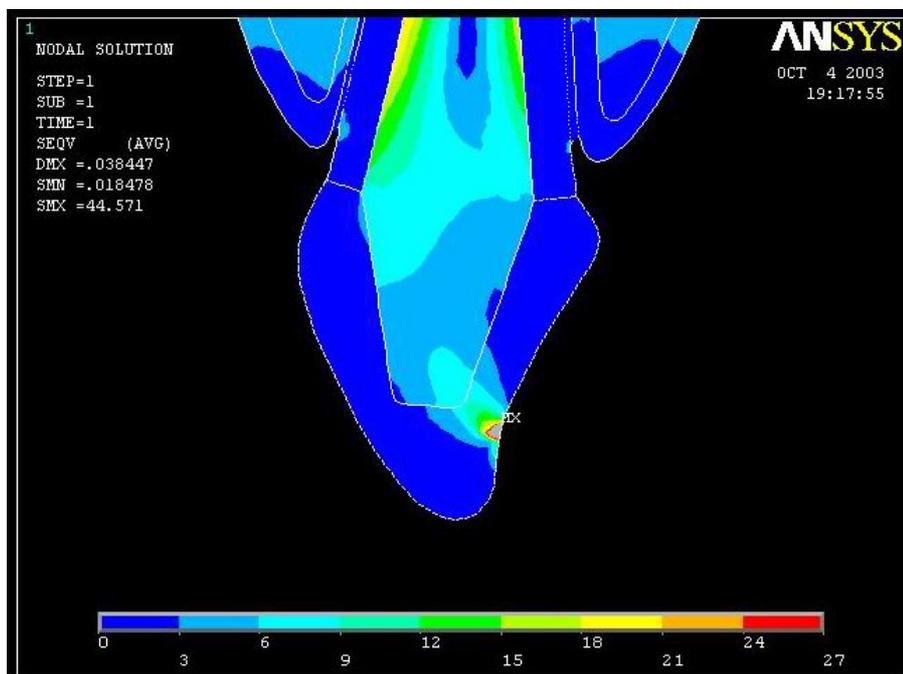


Figura 72. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região coronária do modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

A Figura 73 representa a distribuição de tensões de *von Mises* no modelo onde foram introduzidas as propriedades elásticas do pino de fibra de vidro e resina composta.

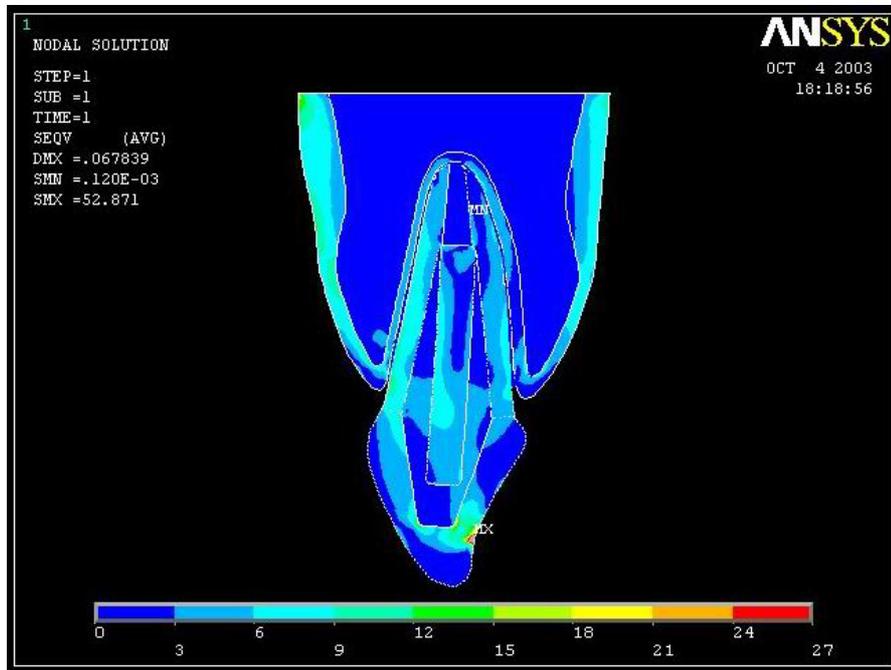


Figura 73. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Observa-se neste modelo uma distribuição de tensões mais homogênea pelo elemento dental do que nos modelos com pinos fundidos, com maiores concentrações incidindo na parede dentinária do lado labial junto ao ligamento periodontal, especialmente na região cervical, e também pelo lado labial do pino de fibra de vidro (Figura 74).

Maiores concentrações também ocorreram na coroa cerâmica, especialmente no ponto de aplicação da carga, com máxima de 52,9 MPa, rodeando o núcleo de resina que, por sua vez, permaneceu preservado (Figura 75).

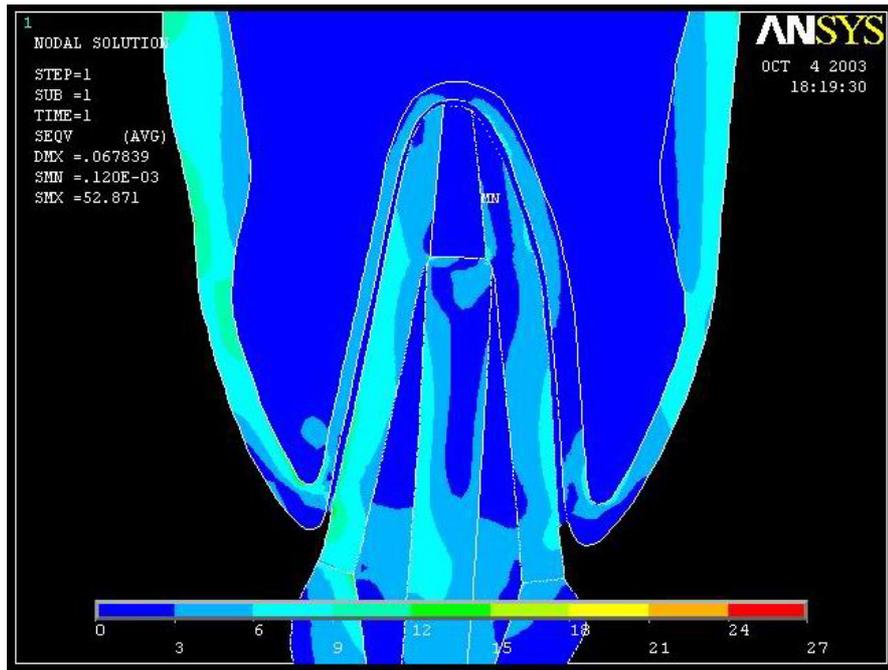


Figura 74. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

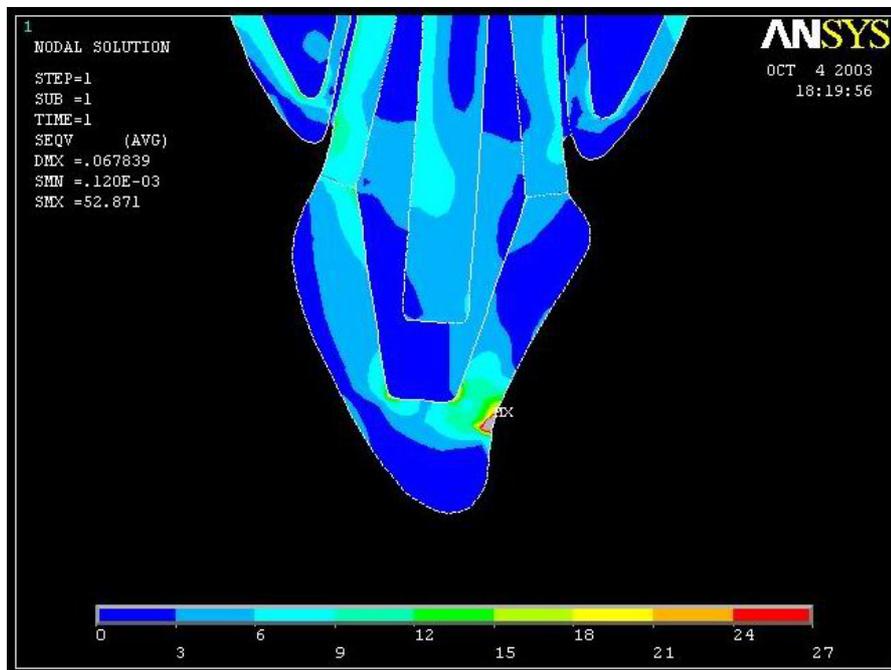


Figura 75. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

As propriedades mecânicas do pino de fibra de carbono e resina composta foram adotadas com o intuito de analisar a distribuição de tensões de *von Mises* no modelo a seguir (Figura 76).

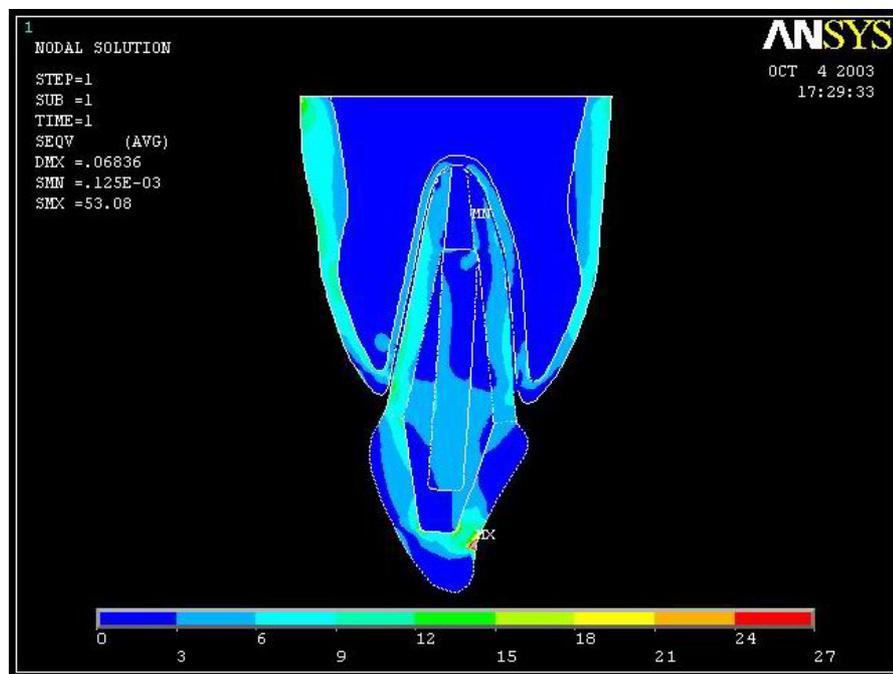


Figura 76. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Nota-se que a distribuição das tensões neste modelo seguiu o mesmo padrão de distribuição do modelo anterior (fibra de vidro e resina), onde maiores concentrações ocorreram na dentina radicular labial com destaque para a região cervical, junto ao ligamento periodontal (Figura 77).

O ponto de máxima tensão se localizou na aplicação do carregamento, sendo seu valor estimado em 53 MPa. A partir deste ponto, concentrações de tensões se instalaram ao redor de todo o coto coronário do núcleo de resina, como mostrado na Figura 78.

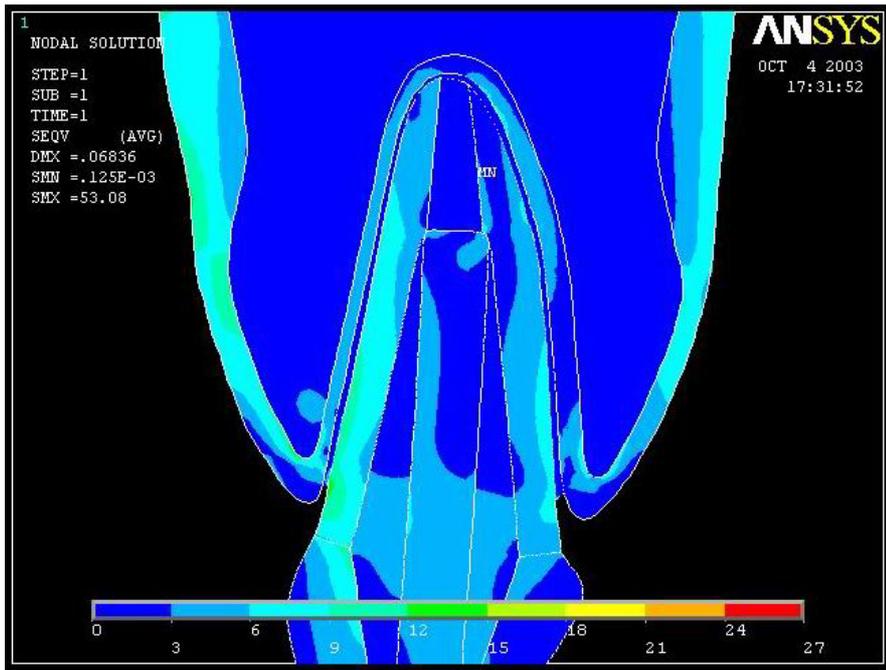


Figura 77. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

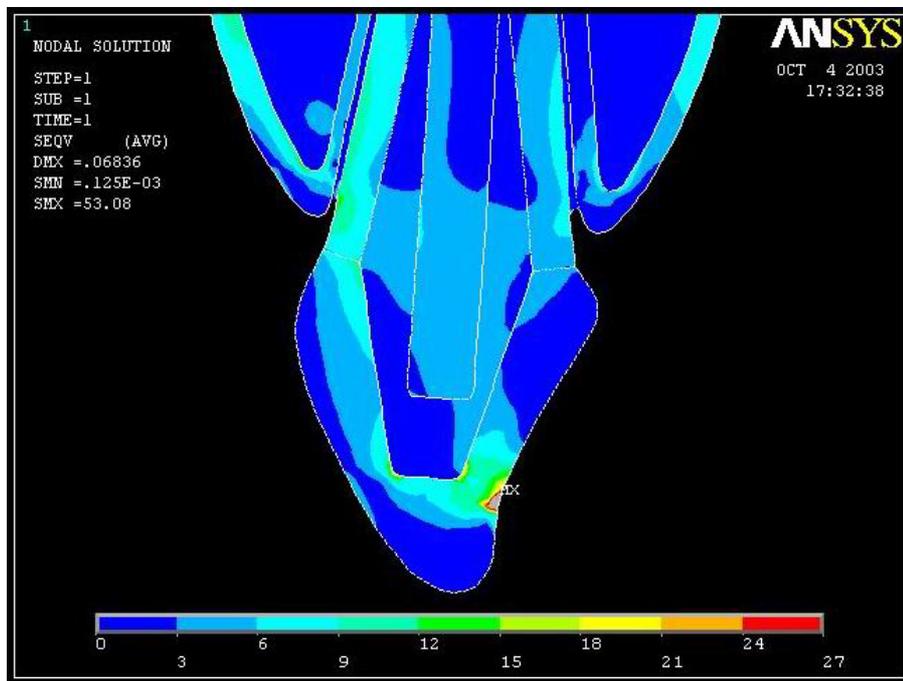


Figura 78. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à  $45^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

A Figura 79 representa a distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no dente não restaurado. Logo, as propriedades elásticas referentes ao esmalte dental e ao tecido pulpar foram introduzidas no modelo para este fim.

A Figura 80 mostra a mesma simulação, entretanto a escala de cores foi comprimida, com o objetivo de melhor visualizar as regiões onde ocorreram concentrações de tensões.

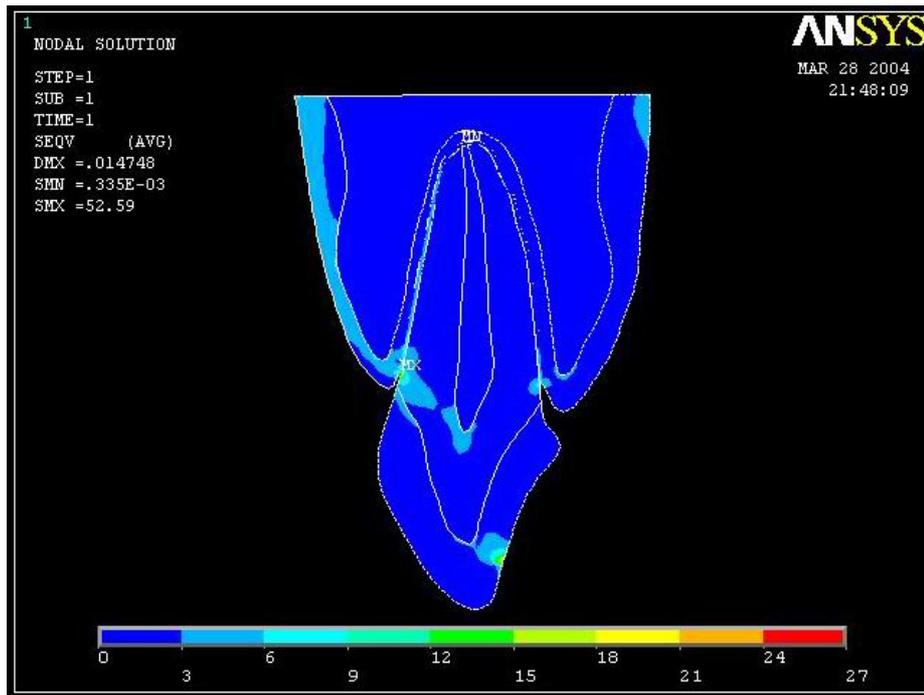


Figura 79. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo hígido, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

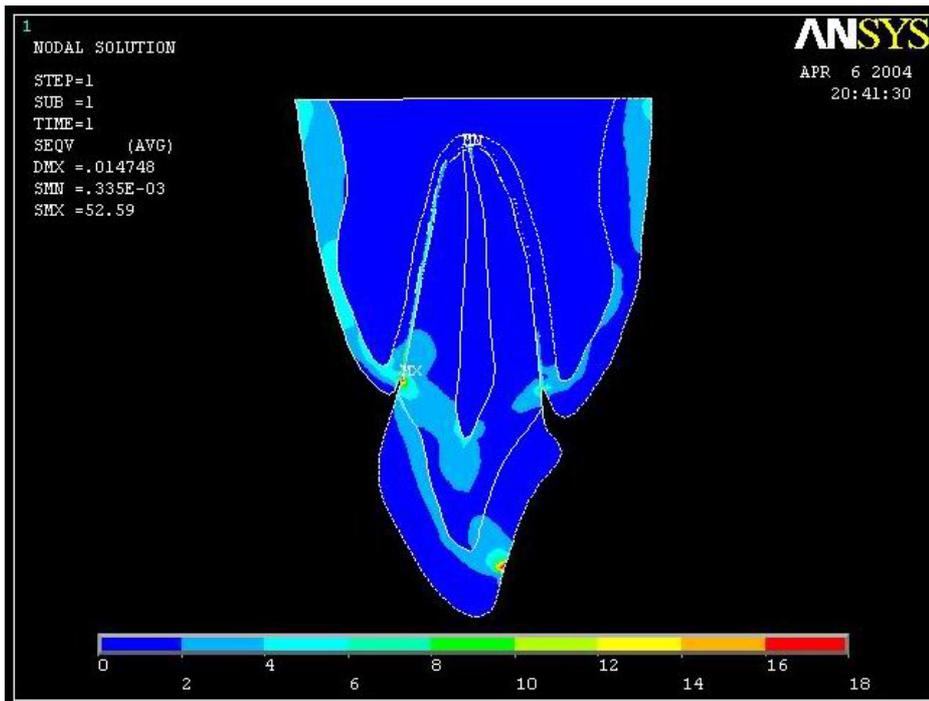


Figura 80. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo hígido, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente, com a escala de cores comprimida.

Observa-se neste modelo um padrão de distribuição de tensões diferenciado dos modelos dos dentes restaurados, onde a dentina radicular nos terços médio e apical foi preservada.

Concentrações de tensões localizaram-se preferencialmente na região coronária, podendo ser melhor visualizadas na Figura 81. Pode-se observar a presença de concentrações de tensões no ponto de aplicação do carregamento, no esmalte dental e em ambas as dentinas cervicais (labial e palatina). Entretanto, a máxima tensão (52,6 MPa) localizou-se na dentina labial cervical, junto ao ligamento periodontal, ao nível da crista do osso alveolar.

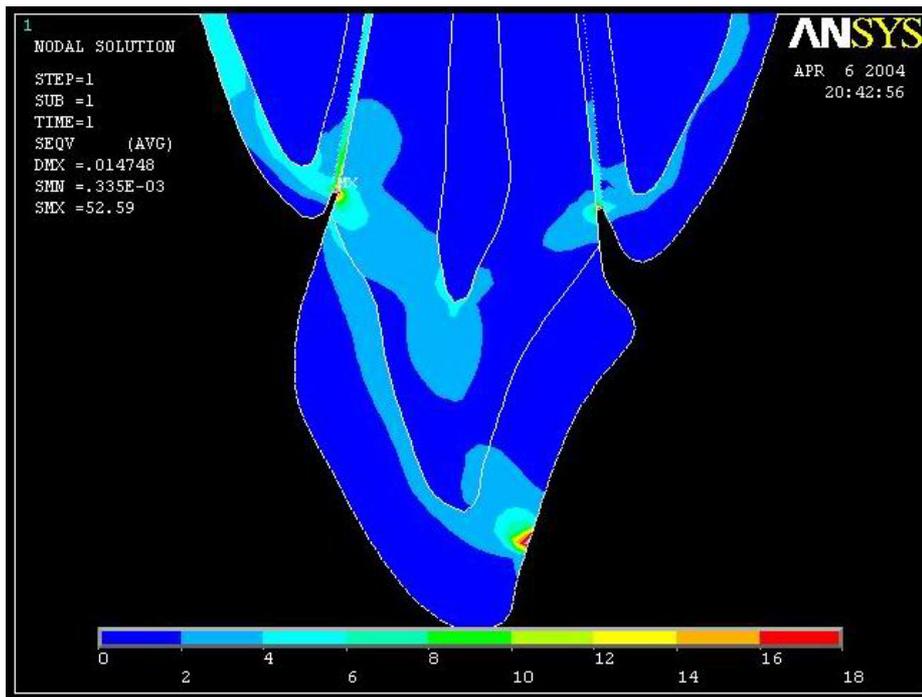


Figura 81. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região coronária do modelo hídrico, com carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

#### 4.4.2

### Modelos com carga aplicada à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente

A Figura 82 representa o modelo com propriedades elásticas inerentes ao pino de ouro.

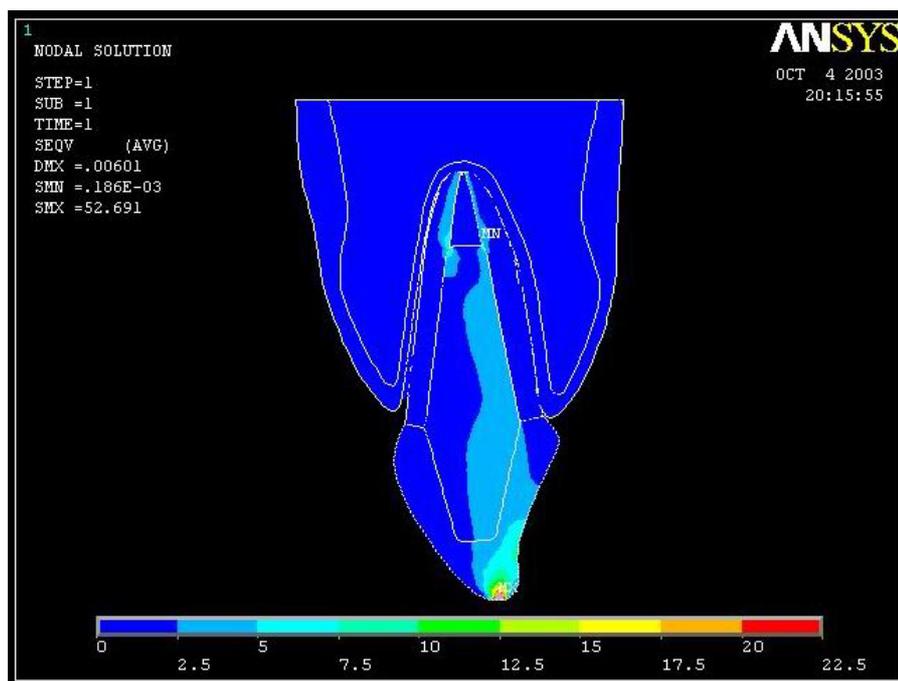


Figura 82. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Neste modelo observa-se que as maiores concentrações de tensões de *von Mises* ocorreram por todo o retentor intra-radicular no seu lado palatino, como também no terço apical da dentina ao redor da obturação radicular de guta-percha até o ápice do dente. Destaca-se, nesta região, a terminação do pino, onde tensões se concentraram tanto no lado labial como no lado palatino (Figura 83).

Maiores concentrações de tensões também se localizaram na coroa cerâmica, com um valor máximo de 52,7 MPa, no ponto de aplicação da carga, estendendo-se pela face palatina da coroa, podendo ser visualizadas com maiores detalhes na Figura 84.

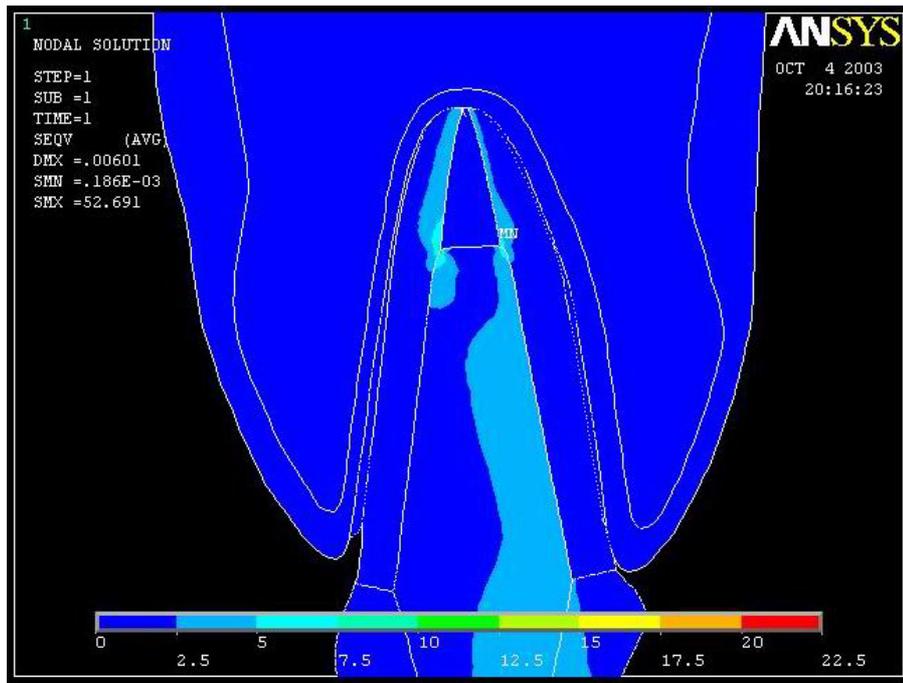


Figura 83. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

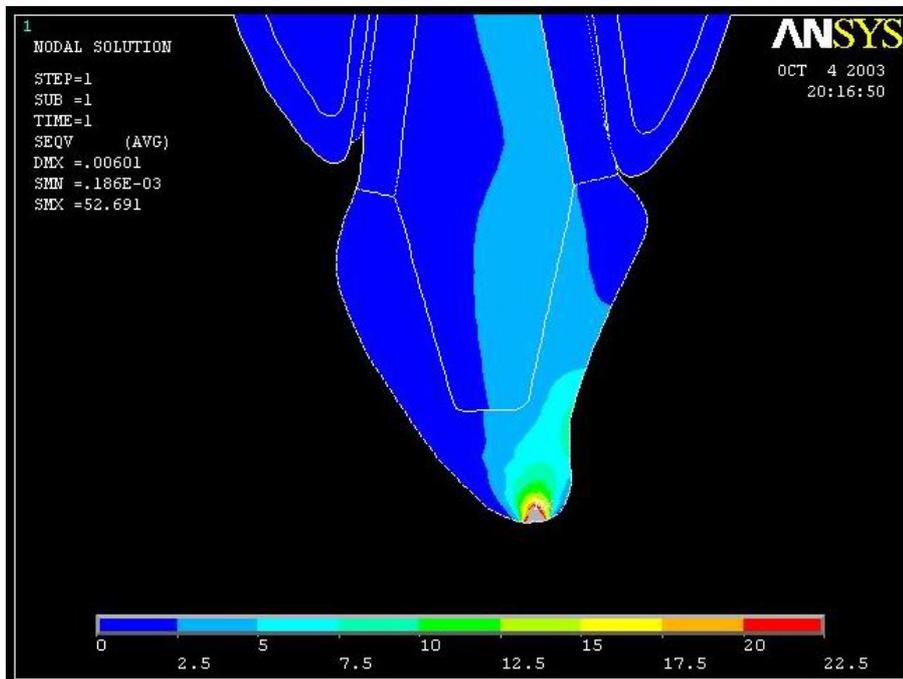


Figura 84. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região coronária do modelo restaurado com pino fundido de ouro, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

A observação da Figura 85 mostra que a distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo onde se adotou as propriedades elásticas do pino de zircônia.

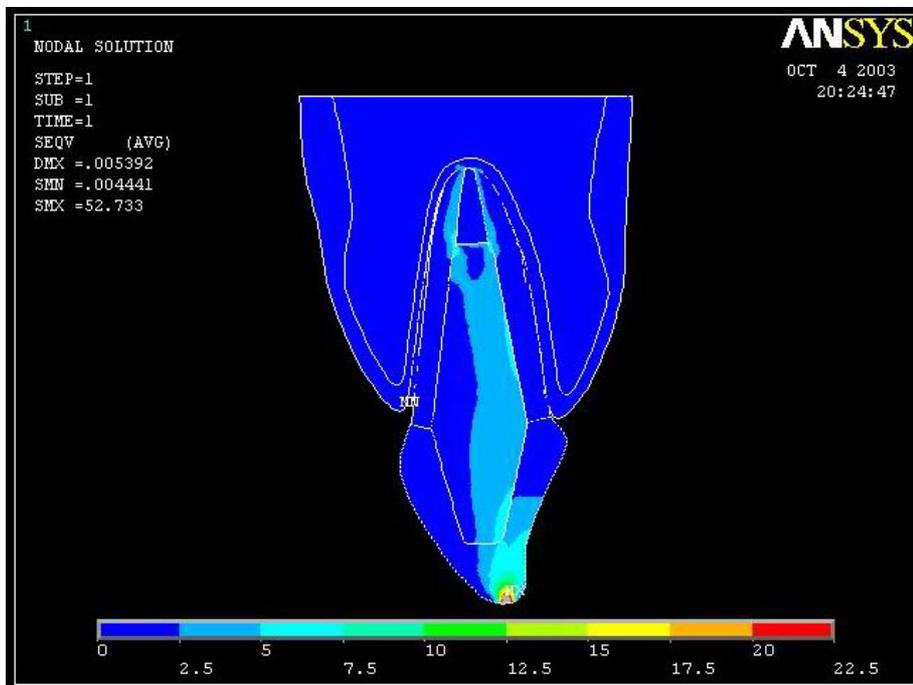


Figura 85. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

A distribuição de tensões neste modelo seguiu um padrão parecido com o modelo de pino de ouro, onde maiores concentrações de tensões se localizaram o lado palatino do retentor. Na região apical do dente, concentrações de tensões apareceram na dentina radicular em ambos os lados junto a guta-percha, com destaque para a terminação do pino (Figura 86).

Do mesmo modo como no modelo com pino fundido de ouro, evidenciou-se a maior tensão no ponto de aplicação do carregamento, com valor de 52,7 Mpa, como também concentrações de tensões no lado palatino da coroa cerâmica, conforme mostrado na Figura 87.

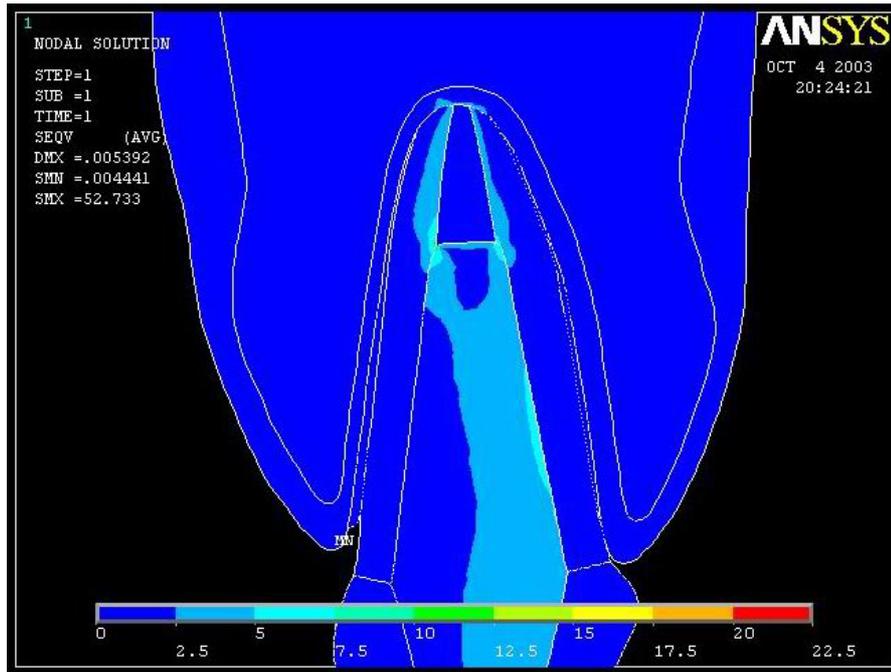


Figura 86. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região radicular do modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

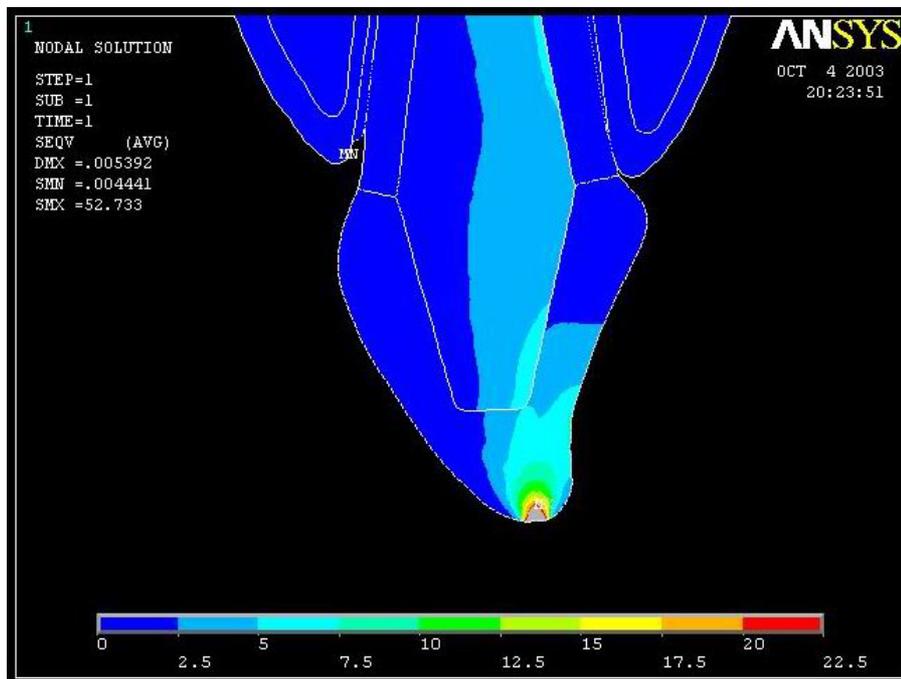


Figura 87. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região coronária do modelo restaurado com pino fundido de zircônia, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

A análise seguinte refere-se ao modelo com restauração intra-radicular de fibra de vidro e resina composta, podendo ser visualizada na Figura 88.

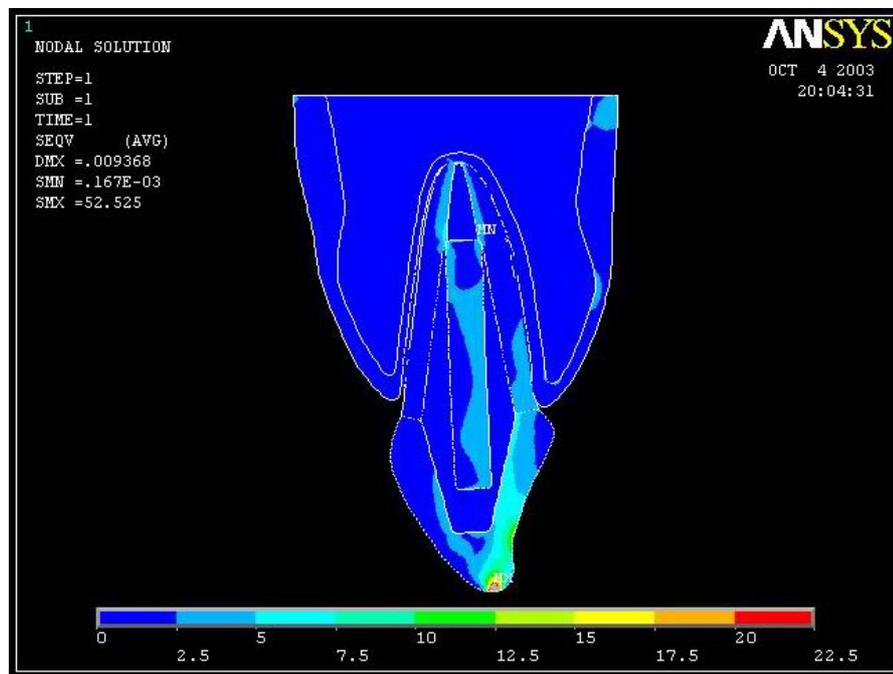


Figura 88. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Verifica-se neste modelo, que concentrações de tensões de *von Mises* se localizaram na dentina apical da raiz junto à terminação do retentor intra-radicular, como mostrado na Figura 89.

Nota-se, porém, que as maiores concentrações se localizaram na coroa cerâmica por toda a face palatina, com pico na aplicação da força de 52,5 MPa, tendo sido a resina composta poupada pelas tensões. Tal observação pode ser conferida na Figura 90.

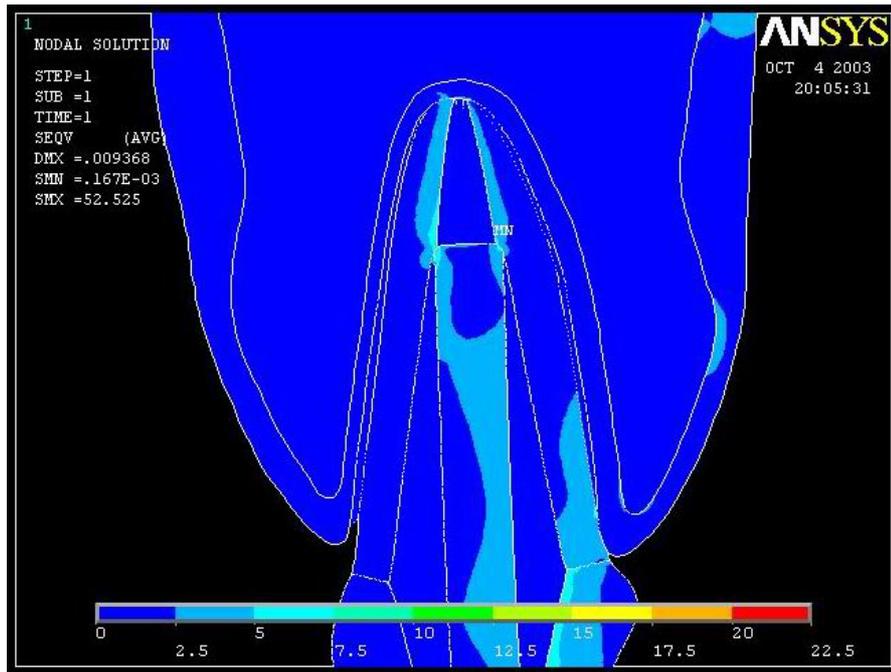


Figura 89. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

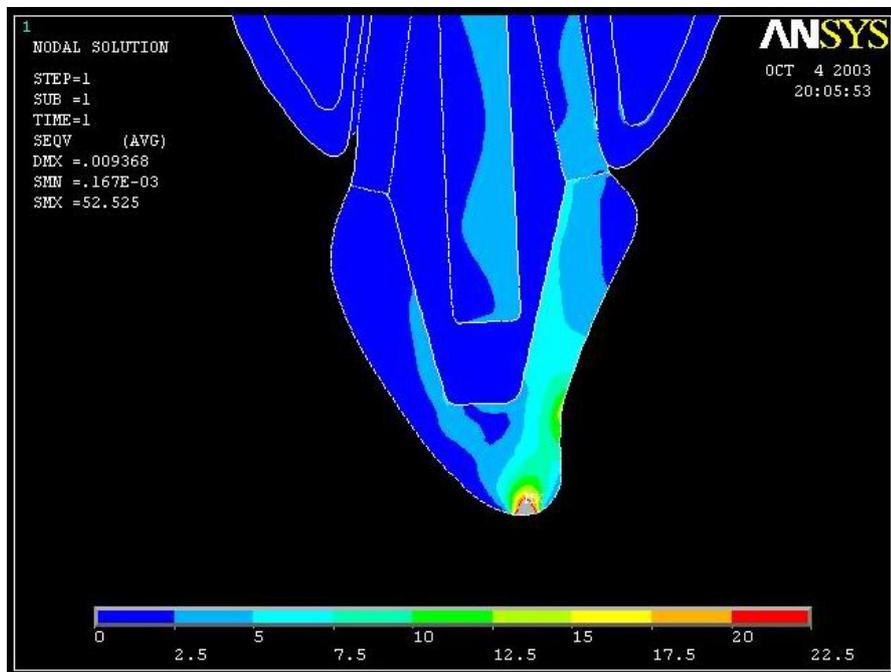


Figura 90. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de vidro e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

A descrição a seguir refere-se à distribuição de tensões de *von Mises* no modelo com propriedades mecânicas do pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta.

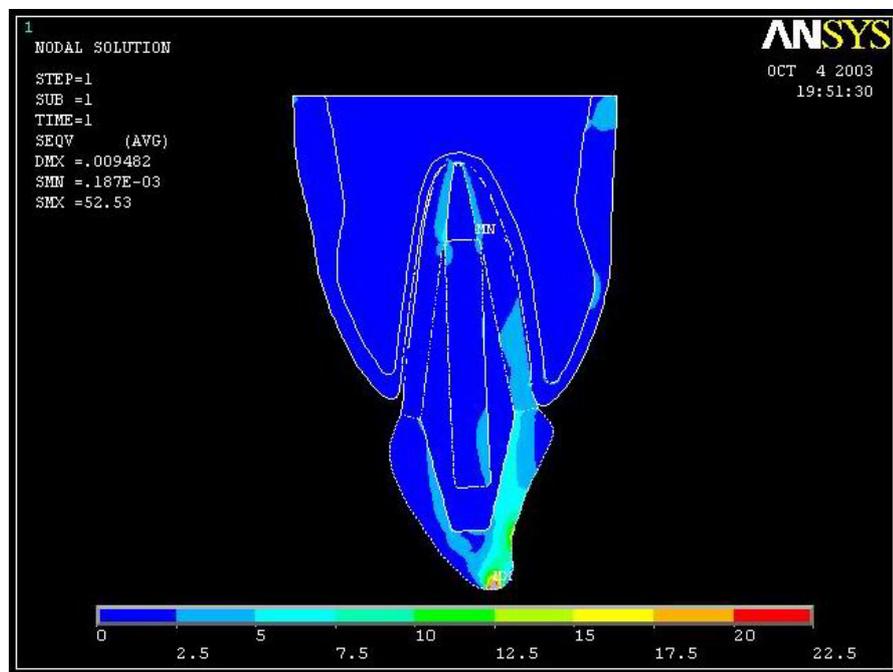


Figura 91. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Na Figura 91 observa-se que maiores níveis de tensões no terço apical do dente ocorreram na dentina em ambos os lados labial e palatino, especialmente junto à terminação do pino intra-radicular (Figura 92).

Entretanto, as maiores concentrações de tensões se localizaram na região coronária, especialmente na coroa cerâmica. A máxima tensão neste modelo ocorreu no local da aplicação do carregamento com magnitude de 52,3 MPa, seguindo pela face palatina até a região cervical da dentina (Figura 93).

Tanto o pino de fibra de carbono como principalmente a resina foram preservados pelas tensões.

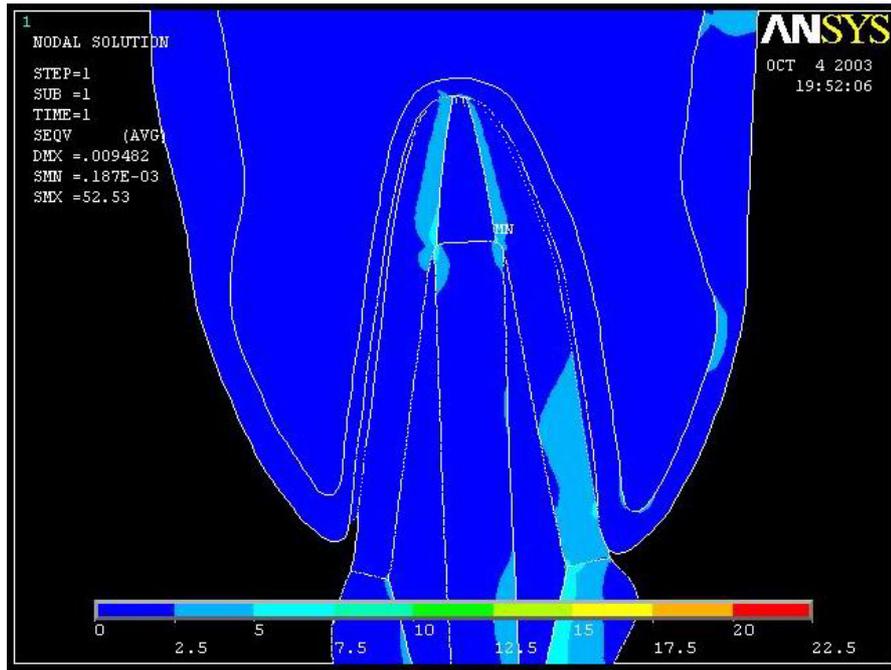


Figura 92. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região radicular do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

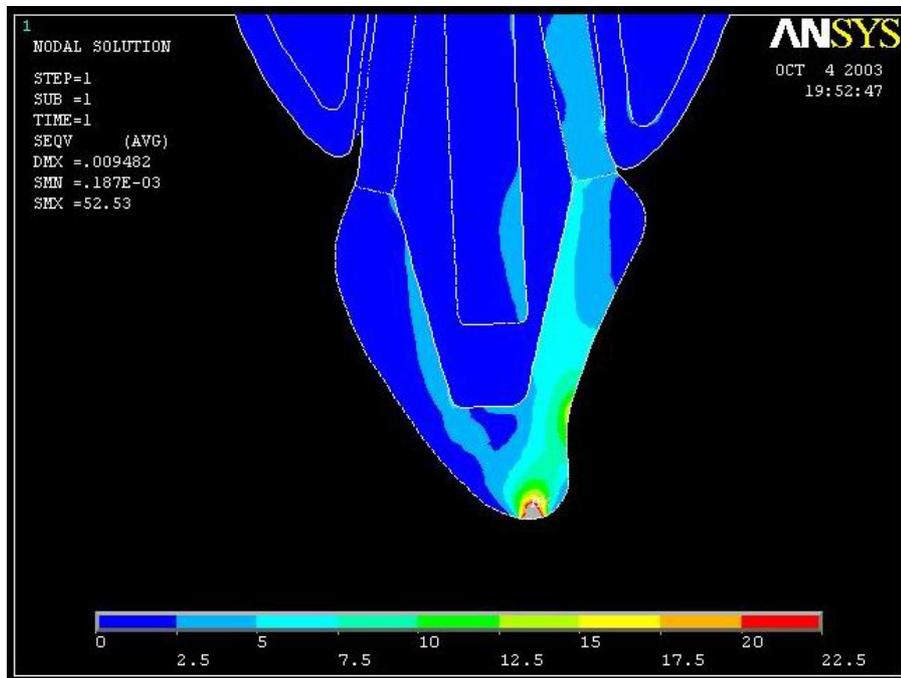


Figura 93. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região coronária do modelo restaurado com pino pré-fabricado de fibra de carbono e resina composta, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

Finalmente, a Figura 94 apresenta a distribuição de tensões equivalentes de *von Mises* no modelo do dente não restaurado.

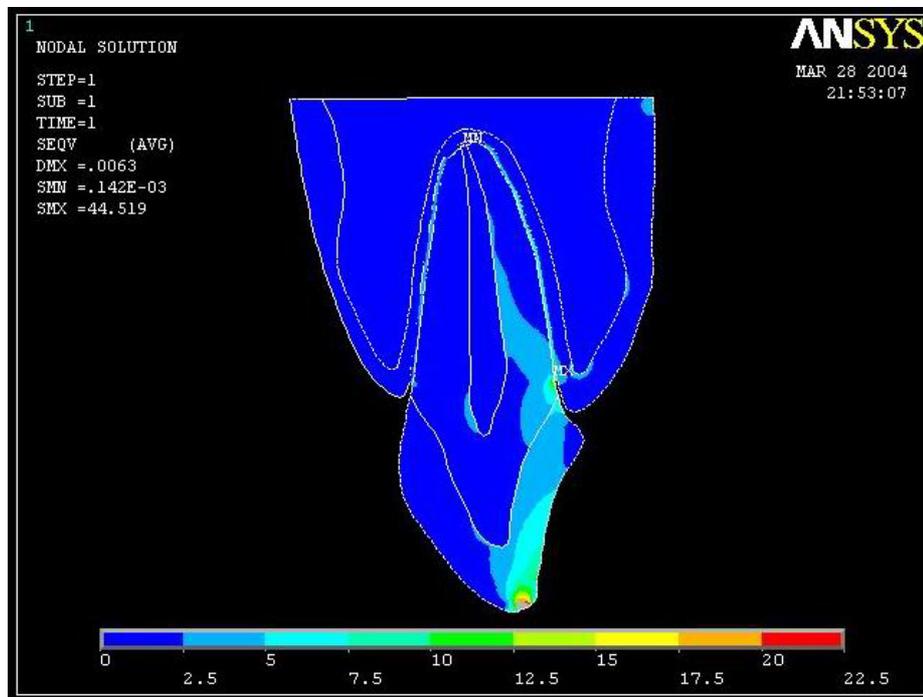


Figura 94. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* no modelo hígido, com carregamento aplicado à  $180^\circ$  em relação ao eixo longitudinal do dente.

Nota-se, nesta simulação, que o terço apical do dente manteve-se preservado das concentrações de tensões, assim como o lado labial do dente. Ainda na Figura 94, observa-se que concentrações de tensões localizaram-se preferencialmente no lado palatino do dente, nas regiões da dentina radicular no terço médio e cervical e esmalte dental.

Na região coronária, as maiores concentrações podem ser visualizadas no ponto de aplicação do carregamento, estendendo-se pelo esmalte no lado palatino do dente. Entretanto, na dentina cervical junto ao ligamento periodontal, localizou-se a máxima tensão desta simulação, com valor de 44,5 MPa, observada com maior clareza na Figura 95.

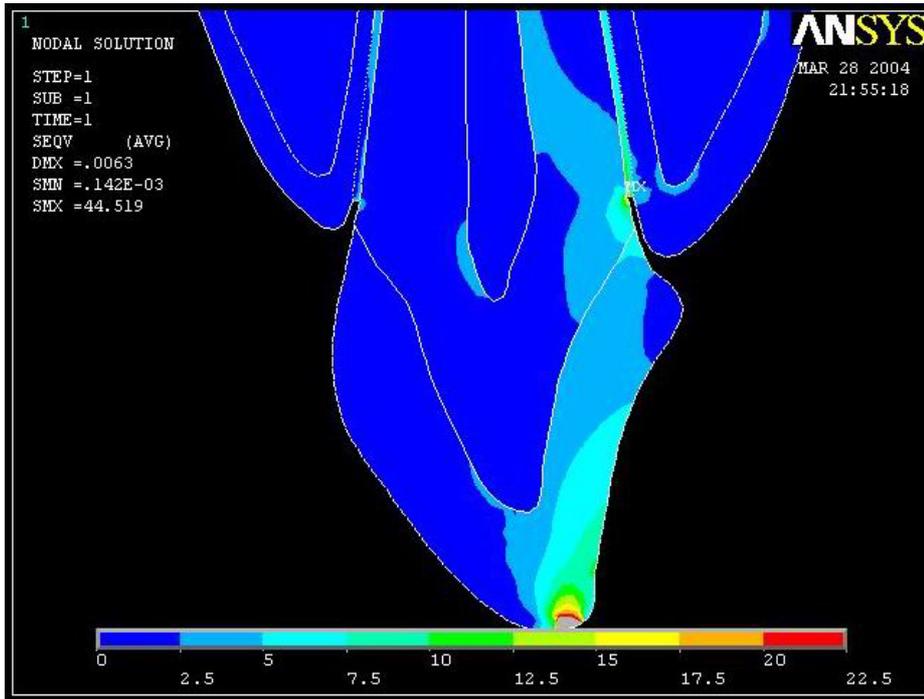


Figura 95. Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* na região coronária do modelo hígido, com carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

## 4.5

### Discussão geral das análises dos modelos

Com base nas análises das imagens gráficas resultantes das simulações pelo método de elementos finitos, procedeu-se a comparação do comportamento mecânico do elemento dental diante do carregamento de 100 N, no estado não restaurado e pós-restauração com pinos intra-radulares confeccionados de ouro, zircônia, fibra de vidro com resina composta ou fibra de carbono com resina composta, e uma restauração cerâmica na porção coronária.

Com o objeto de simplificar a análise das distribuições de tensões nas várias simulações realizadas, serão apresentadas tabelas e figuras, a seguir, indicando as faixas das tensões máximas e o seu respectivo local de aparecimento em função do material adotado no pino intra-radicular e da região do elemento dental. Deve-se comentar que as faixas de tensões apresentadas nas tabelas não correspondem exatamente, em alguns casos, àquelas constantes nas figuras, pois estas últimas foram apresentadas em uma escala de cores comprimida. Portanto, os valores máximos das tensões calculadas pelo programa Ansys foram incorporados às faixas de tensões contidas nas referidas tabelas.

Este trabalho adotou as tensões cisalhantes como critério de falha referente aos materiais restauradores, enquanto que as tensões equivalentes de *von Mises* foram consideradas, em conformidade com a literatura [3,4,22,34,38,57,59,62,64,65,79,80], como os parâmetros críticos para a análise das simulações por elementos finitos do comportamento mecânico dos dentes restaurados em comparação com o dente hígido.

Sendo assim, a Tabela 3 e Figura 96 apresentam as tensões cisalhantes máximas para carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente, enquanto que a Tabela 4 e Figura 97 apresentam as tensões cisalhantes máximas para carregamento aplicado à 180°.

Tabela 3 – Tensões cisalhantes máximas no dente restaurado após carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

PINO	FAIXAS DAS TENSÕES CISALHANTES MÁXIMAS (MPa)		
	REGIÃO APICAL	TERÇO MÉDIO	REGIÃO CORONÁRIA
OURO	4 – 6 (interface pino/guta/dentina)	2 – 4 (pino)	10 – 13 (coroa)
ZIRCÔNIA	4 – 7 (interface pino/guta/dentina)	2 – 4 (pino)	10 – 13 (coroa)
FIBRA DE VIDRO E RESINA	1,5 – 3 (interface pino/guta/dentina)	4,5 – 6 (pino)	7,5 – 11 (coroa junto à resina)
FIBRA DE CARBONO E RESINA	1,5 – 3 (interface pino/guta/dentina)	4,5 – 6 (pino)	7,5 – 11 (coroa junto à resina)

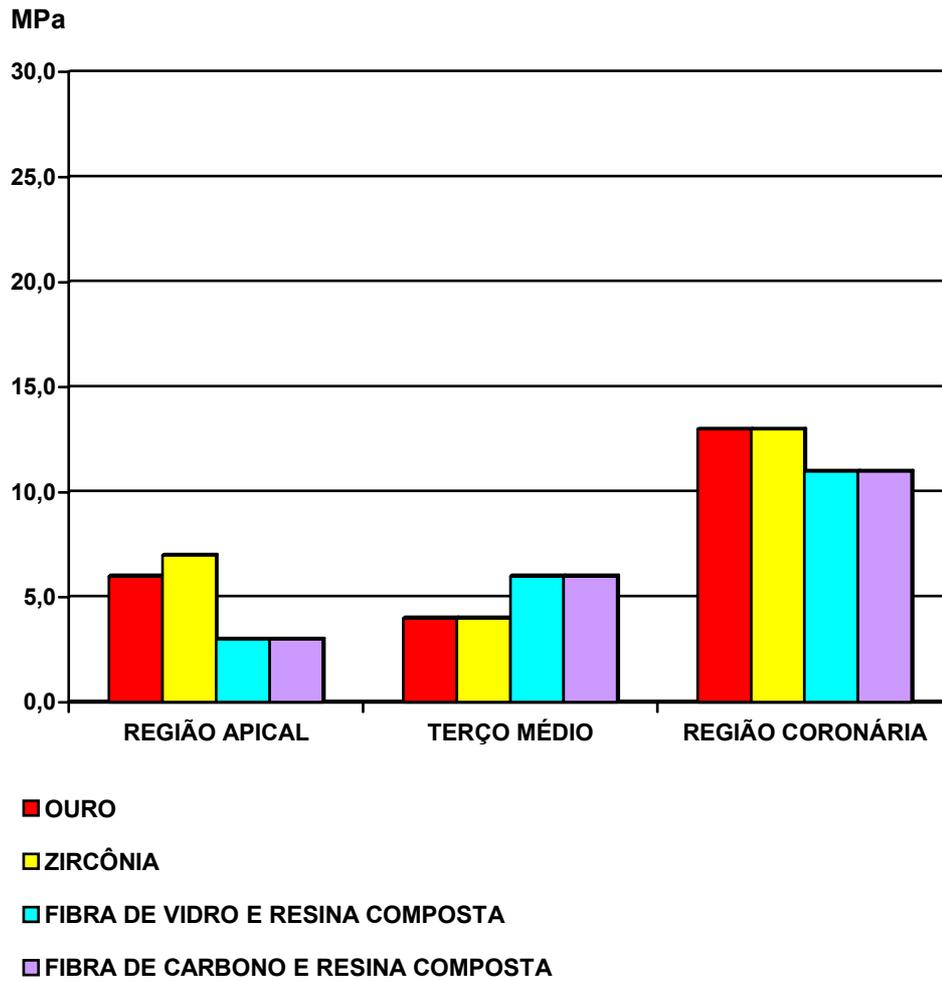


Figura 96 - Distribuição das tensões de cisalhamento desenvolvidas nos modelos em função das regiões do dente após carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Tabela 4 – Tensões cisalhantes máximas no dente restaurado após carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

PINO	FAIXAS DAS TENSÕES CISALHANTES MÁXIMAS (MPa)		
	REGIÃO APICAL	TERÇO MÉDIO	REGIÃO CORONÁRIA
OURO	3 – 4 (interface pino/guta/dentina)	0 – 1 (pino e dentina)	6 – 13,5 (coroa)
ZIRCÔNIA	3 – 4 (interface pino/guta/dentina)	0 – 1 (pino e dentina)	6 – 13,5 (coroa)
FIBRA DE VIDRO E RESINA	3 – 4 (interface pino/guta/dentina)	0 – 1 (pino e dentina)	6 – 13,5 (coroa)
FIBRA DE CARBONO E RESINA	3 – 4 (interface pino/guta/dentina)	0 – 1 (pino e dentina)	6 – 13,5 (coroa)

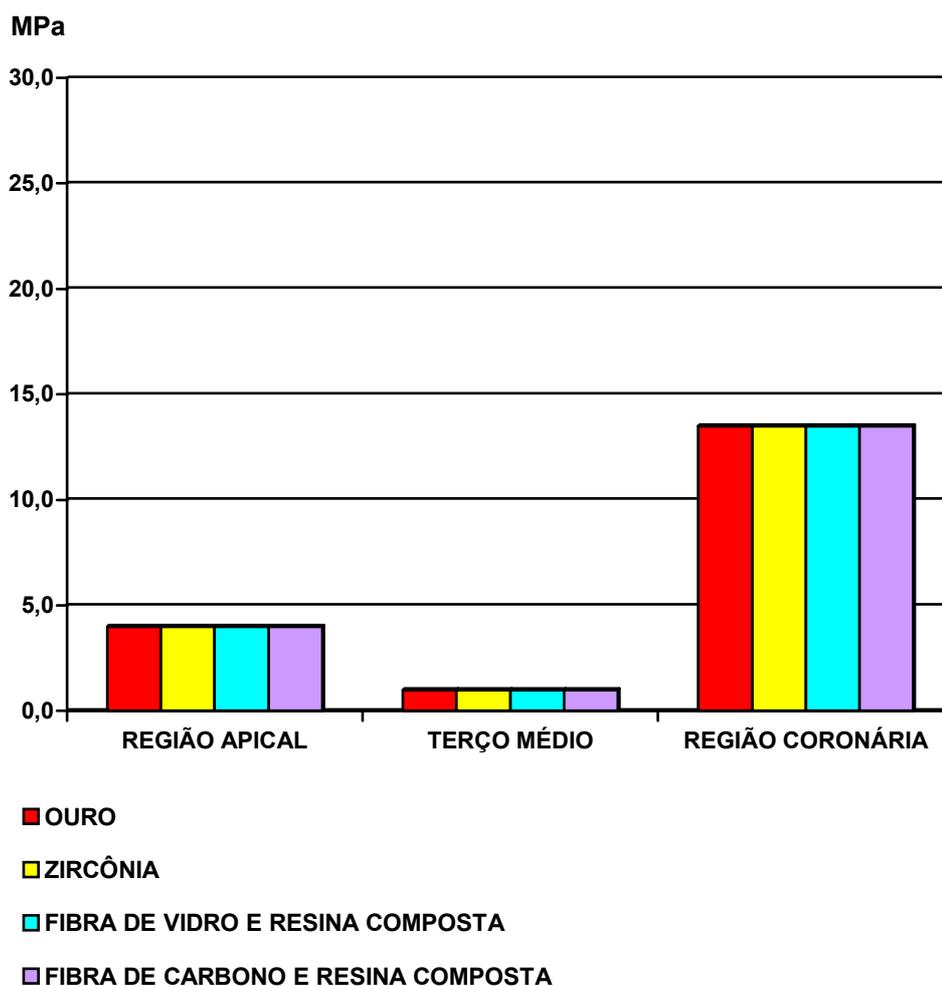


Figura 97 - Distribuição das tensões de cisalhamento desenvolvidas nos modelos em função das regiões do dente após carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

A verificação das Figuras 95 e 96 permite a constatação de que as tensões cisalhantes se distribuíram de forma semelhante nos dentes restaurados com pinos intra-radulares fundidos, ou seja, nos pinos confeccionados com ouro e zircônia, assim como nos dentes restaurados com pinos pré-fabricados de fibra de vidro e fibra de carbono com resina composta. Este padrão de distribuição de tensões é coerente com as propriedades elásticas relativas à cada material da restauração intra-radicular, que se assemelham nos pinos fundidos, da mesma forma como nos pinos pré-fabricados.

No que se refere às tensões cisalhantes originadas diante da função mastigatória (45°) e apresentadas na Tabela 3, observa-se que em ambos os modelos com pinos intra-radulares fundidos a maior concentração de tensões

na região apical do dente ocorreu na interface do pino intra-radicular com a obturação de guta-percha e a dentina radicular. Esta localização da concentração de tensões deve ser considerada um risco de deslocamento da interface pino-obturação endodôntica, uma vez que não existe uma adesão entre o material do pino e a guta-percha.

Ainda na região apical do dente, os pinos pré-fabricados da Tabela 3 (carregamento   45 ), bem como todos os pinos da Tabela 4 (carregamento   180 ) apresentaram concentra es de tensões similares entre si. Porém, tais concentra es de tensões são de menor intensidade quando comparadas àquelas dos pinos fundidos da Tabela 3, aparecendo novamente na interface do pino com a guta-percha e a dentina.

A condi o da região apical do pino intra-radicular foi reportada por Pegoretti e colaboradores [62], discutindo as tensões cisalhantes resultantes de carregamento mastigatório   45 . Os resultados de suas simula es numéricas também demonstraram ser a região apical do pino o ponto de fragilidade do mesmo, especialmente nos casos de pinos fundidos, reafirmando a importância de uma geometria adequada do pino na sua porão terminal, preferencialmente com ângulos arredondados.

Em rela o ao terço médio do dente, quando se compara as Figuras 96 e 97, pode-se observar que o carregamento mastigatório produziu níveis mais elevados de tensões, com destaque para os pinos pré-fabricados (fibra de vidro e fibra de carbono). Entretanto, em ambos os carregamentos, todos os modelos concentraram tensões no elemento pino. Tal constata o leva a crer que falhas no terço médio da restaura o somente ocorrem por cisalhamento do próprio pino, estando descartada a possibilidade de descolamento de interfaces.

Promovendo-se a análise da região coronária do dente, diante de ambos os carregamentos, nota-se que a coroa foi a região mais solicitada pelas tensões cisalhantes. Porém, sob carregamento de 45 , observa-se que as tensões nos modelos restaurados com pinos pré-fabricados se concentraram na interface da coroa com o núcleo resinoso. A concentra o de tensões nesta interface significa uma tendência de descolamento da coroa cerâmica em rela o ao núcleo de resina, provavelmente ocasionada pela diferença de rigidez entre o material cerâmico e a resina composta. Desta maneira, a perfeita adapta o da coroa ao núcleo resinosa, associada com a op o de uma ciment o adesiva podem minimizar o efeito de deslocamento durante a mastiga o.

A Tabela 5 e Figura 98 apresentam as tensões principais máximas para carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Tabela 5 – Tensões principais máximas (de origem trativa) no dente restaurado após carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

PINO	FAIXAS DAS TENSÕES PRINCIPAIS MÁXIMAS (MPa)		
	REGIÃO APICAL	TERÇO MÉDIO	REGIÃO CORONÁRIA
OURO	12 – 25 (interface labial pino/guta/dentina)	12 – 25 (lado palatino do pino junto à dentina)	10 – 12 (coroa)
ZIRCÔNIA	15 – 31,5 (interface labial pino/guta/dentina)	15 – 31,5 (lado palatino do pino junto à dentina)	12,5 – 15 (coroa)
FIBRA DE VIDRO E RESINA	8 – 10 (interface labial pino/guta/dentina)	10 – 12 (lado palatino da dentina junto ao ligamento)	12 – 21 (lado palatino da coroa junto à resina)
FIBRA DE CARBONO E RESINA	6 – 8 (interface labial pino/guta/dentina)	10 – 12 (lado palatino da dentina junto ao ligamento)	12 – 22 (lado palatino da coroa junto à resina)

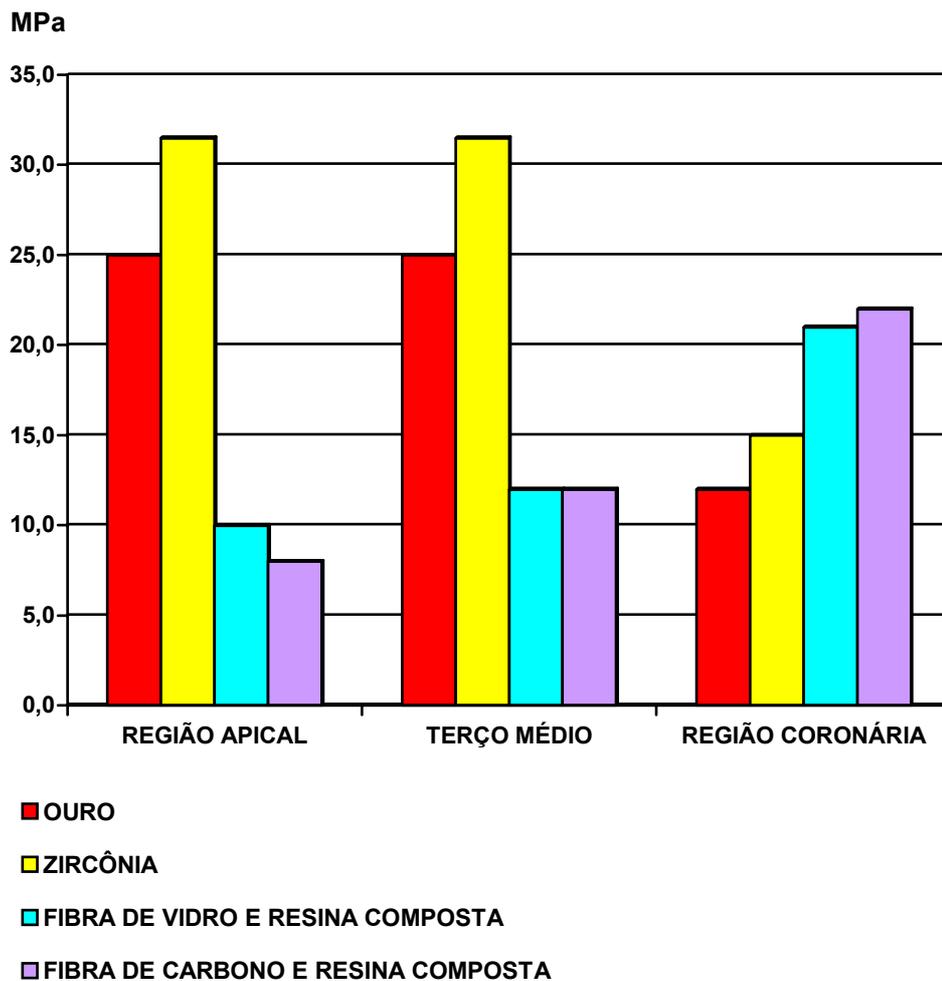


Figura 98 - Distribuição das tensões principais máximas desenvolvidas nos modelos em função das regiões do dente após carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Avaliando as distribuições das tensões principais máximas na região apical do dente, apresentadas na Tabela 5, observa-se que em todos os modelos as tensões trativas se concentraram na interface labial do pino intra-radicular com a guta-percha e a dentina, especificamente na região terminal do pino (vide Figuras 44, 47, 50 e 53). Contudo, as restaurações que envolveram pinos fundidos mostraram os maiores valores de tensões, com destaque para o pino de material cerâmico, isto é, zircônia.

No terço médio do dente, os maiores valores das tensões trativas estiveram associados com os pinos fundidos, sendo que o pino de zircônia, novamente, apresentou o valor máximo. Ainda na região do terço médio, a Tabela 5 revela que nos modelos com pinos fundidos, maiores concentrações se localizaram no

lado palatino do retentor intra-radicular, enquanto que nos modelos com pinos pré-fabricados as maiores concentrações se localizaram da dentina radicular no mesmo lado. Isto significa que, em função do material escolhido pelo profissional para a fabricação do retentor, as regiões do dente restaurado que serão submetidas a carregamentos trativos máximos poderão se diferenciar. Tal diferenciação poderá levar tanto à falha do pino intra-radicular como da dentina, dependendo do elemento onde as maiores concentrações de tensões ocorram.

A constatação da ocorrência de concentrações de tensões no lado palatino do incisivo superior faz com que o profissional de odontologia, diante da necessidade de remoção de dentina no ato do preparo do conduto que receberá o pino, opte por um desgaste maior da parede dentinária labial, preservando desta forma a dentina palatina que estará sujeita a solicitações trativas de maior intensidade. Tal recomendação quando a parede dentinária que deverá receber o maior desgaste se encontra de acordo com as observações feitas por Mori [4] quando analisando a distribuição de tensões em um dente pré-molar inferior. Entretanto, tal constatação vem de encontro ao trabalho de Rosenberg e Antonoff [39] que nos anos 70 estudaram restaurações intra-radulares com pinos de ouro e recomendaram um procedimento contrário, isto é, o alargamento do conduto às expensas da parede labial da raiz nos dentes inferiores e da parede palatina nos dentes superiores.

Em relação à região coronária, todos os modelos apresentaram os valores máximos de tensão na coroa, sendo que nos pinos pré-fabricados as tensões trativas atuaram preferencialmente na parte da coroa adjacente à resina.

Finalizando a análise da Tabela 5, deve-se ressaltar que a distribuição de tensões nos diferentes pinos intra-radulares, objetivo deste estudo, revela que maiores níveis de tensões trativas ocorreram nos modelos com retentores fundidos, apresentando valores máximos naquele de zircônia. Como as fraturas normalmente ocorrem sob tensões de tração, tal resultado aponta para as restaurações com pinos fundidos como aquelas mais susceptíveis à fraturas do retentor, sendo o pino confeccionado em material cerâmico aquele fundido mais propenso à este tipo de falha por ser a zircônia um material intrinsecamente mais frágil.

A Figura 98 mostra, com clareza, que os pinos fundidos de ouro e zircônia apresentaram um padrão similar de distribuição de tensões, sendo o nível de tensões crescente da região coronária do dente (região de aplicação da carga) para a região apical, que juntamente com o terço médio apresentaram os valores máximos das tensões trativas. Portanto, como a terminação do pino se encontra

em uma região crítica de tensões, conseqüentemente, uma geometria da terminação do pino contendo ângulos afilados deve ser evitada com intuito de não elevar ainda mais o nível de concentrações de tensão nesta região.

Ainda na Figura 98, pode-se observar que os pinos pré-fabricados de fibra de vidro e fibra de carbono mostraram também um padrão similar de distribuição de tensões, porém contrário àquele dos pinos fundidos. A região coronária do dente é a mais solicitada e o valor das tensões é decrescente na direção da região apical.

A Tabela 6 e Figura 99 apresentam as tensões principais máximas para carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Tabela 6 – Tensões principais máximas (de origem trativa) no dente restaurado após carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

PINO	FAIXAS DAS TENSÕES PRINCIPAIS MÁXIMAS (MPa)		
	REGIÃO APICAL	TERÇO MÉDIO	REGIÃO CORONÁRIA
OURO	3 – 4 (interface pino/guta-percha)	0 – 1 (pino e dentina)	6 – 9 (coroa)
ZIRCÔNIA	4 – 5 (interface pino/guta-percha)	0 – 1 (pino e dentina)	6 – 9 (coroa)
FIBRA DE VIDRO E RESINA	3 – 4 (interface pino/guta-percha)	1 – 2 (interface palatina dentina/coróa)	6 – 9 (coroa)
FIBRA DE CARBONO E RESINA	2 – 3 (interface pino/guta-percha)	1 – 2 (interface palatina dentina/coróa)	6 – 9 (coroa)

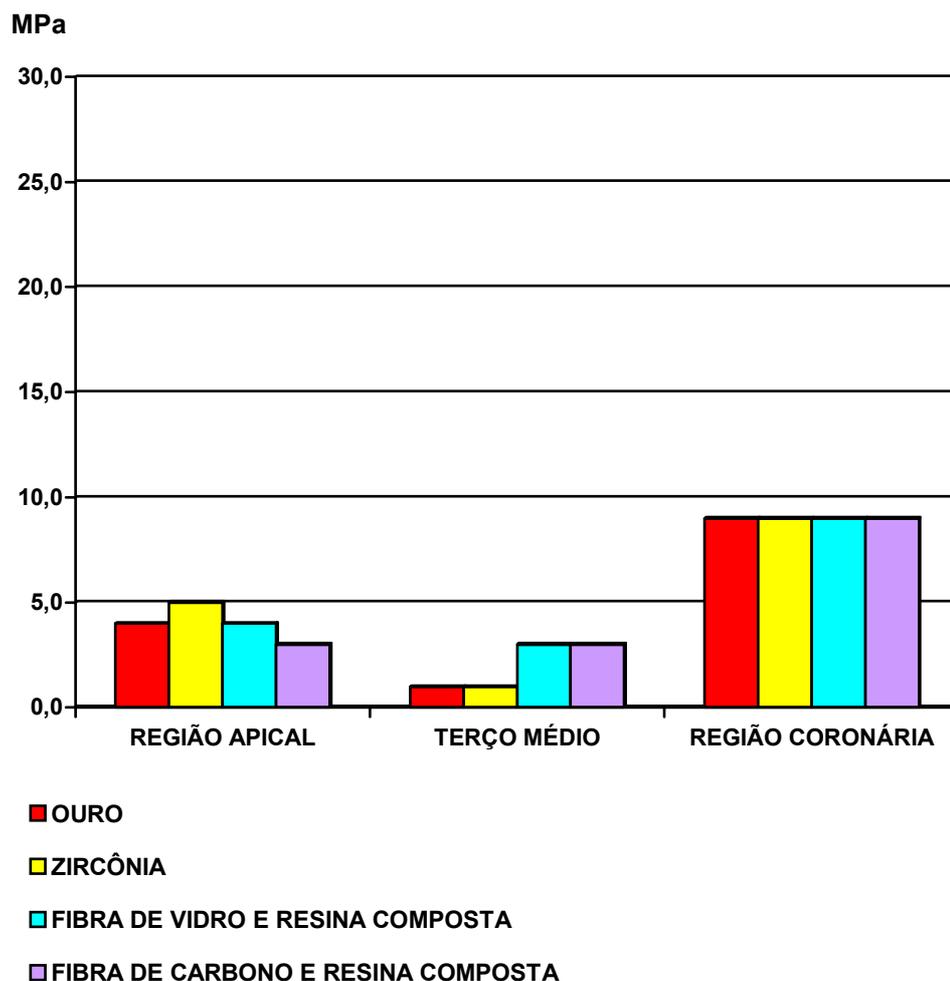


Figura 99 - Distribuição das tensões principais máximas desenvolvidas nos modelos em função das regiões do dente após carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Sob aplicação do carregamento à 180°, conforme apresentado na Tabela 6, todos os modelos avaliados apresentaram suas tensões máximas na região coronária do dente, além da característica similar de concentrações de tensões trativas no ápice do pino junto à obturação de guta-percha. Logo, percebe-se que um tratamento endodôntico bem realizado, com base em um perfeito selamento apical obtido com a correta utilização do material obturador do canal (guta-percha), pode ser considerado como de fundamental importância para o sucesso do tratamento. Da mesma forma, uma geometria muito afilada da terminação do pino deve ser evitada com intuito de não elevar o nível de concentrações de tensão nesta região. Tal carregamento, porém, não provocou grandes concentrações de tensões, indicando que as tensões principais

máximas originadas por uma força vertical são inferiores àquelas resultantes de um carregamento oblíquo.

A Figura 99 mostra graficamente a distribuição das tensões máximas nas diferentes regiões do dente após carregamento de  $180^\circ$ . Pode-se observar que todos os modelos estudados apresentaram uma tendência similar de distribuição de tensões, com uma diminuição considerável do nível das tensões trativas do terço coronário (região de aplicação do carregamento) para o terço médio e, em seqüência, um aumento das tensões do terço médio para o terço apical. Devido ao baixo nível de tensões no terço médio, tal região do dente, em todos os modelos de pinos após um carregamento de  $180^\circ$ , pode ser considerada como uma região não crítica para a ocorrência de falhas tanto na dentina como no retentor.

A Tabela 7 e Figura 100 apresentam as tensões principais mínimas para carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Tabela 7 – Tensões principais mínimas (de origem compressiva) no dente restaurado após carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

PINO	FAIXAS DAS TENSÕES PRINCIPAIS MÍNIMAS (MPa)		
	REGIÃO APICAL	TERÇO MÉDIO	REGIÃO CORONÁRIA
OURO	4 – 6 (interface palatina pino/dentina)	2 – 4 (interfaces labiais pino/dentina e dentina/lig.period.)	6 – 20 (coroa)
ZIRCÔNIA	5 – 7,5 (interface palatina pino/dentina)	0 – 2,5 (pino e dentina)	7 – 19 (coroa)
FIBRA DE VIDRO E RESINA	2 – 4 (interface palatina pino/dentina)	4 – 6 (interface labial dentina/lig. periodontal)	6 – 22 (coroa)
FIBRA DE CARBONO E RESINA	2 – 4 (interface palatina pino/dentina)	4 – 6 (interface labial dentina/lig. periodontal)	6 – 22 (coroa)

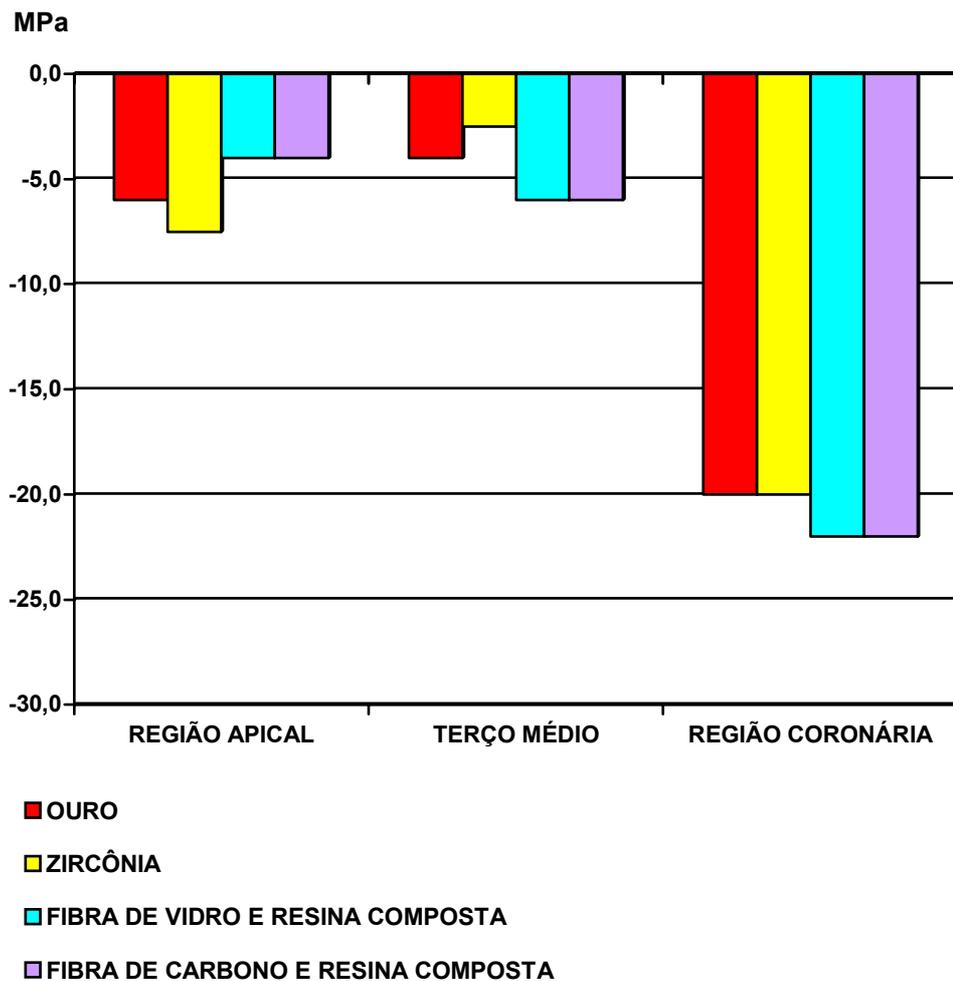


Figura 100 - Distribuição das tensões principais mínimas desenvolvidas nos modelos em função das regiões do dente após carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Avaliando as distribuições das tensões principais mínimas na região apical do dente, apresentadas na Tabela 7, observa-se que em todos os modelos as tensões compressivas se concentraram no lado palatino da interface do pino com a guta-percha e a dentina, especificamente na região terminal do pino (vide Figuras 56, 59, 62 e 65). Entretanto, os maiores valores de tensões foram desenvolvidos nos pinos fundidos, especialmente no pino de zircônia.

No terço médio do dente, os maiores valores das tensões compressivas estiveram associados com os pinos pré-fabricados em fibra de vidro e resina e fibra de carbono e resina. Este fato justifica-se, provavelmente, pela menor rigidez do dente restaurado com materiais compósitos, ocasionada pelo baixo

módulo de elasticidade da resina composta que compõe o núcleo de preenchimento. Ainda na região do terço médio, a Tabela 7 revela que nos modelos com pinos fundidos, maiores concentrações se localizaram no lado labial do retentor intra-radicular, enquanto que nos modelos com pinos pré-fabricados as maiores concentrações se localizaram da dentina radicular. Novamente, isto significa que, em função do material escolhido pelo profissional para a fabricação do retentor, diferentes componentes do elemento dental serão submetidos a carregamentos compressivos máximos. Embora falhas por carregamentos compressivos não sejam muito usuais, existe a possibilidade de uma compressão traumática da dentina e, conseqüentemente, do ligamento periodontal quando da adoção de pinos pré-fabricados, o que poderá causar desconforto ao paciente, bem como futuros comprometimentos locais periodonto.

Em relação à região coronária do dente, todos os modelos apresentaram os valores máximos de tensão praticamente similares na coroa cerâmica.

A Figura 100 mostra que os pinos fundidos de ouro e zircônia apresentaram um padrão similar de distribuição de tensões, com uma diminuição do nível das tensões compressivas do terço coronário (região de aplicação do carregamento) para o terço médio e, em seqüência, um aumento das tensões do terço médio para o terço apical. Já os pinos pré-fabricados, a região coronária do dente é a mais solicitada e o valor das tensões é decrescente na direção da região apical.

A Tabela 8 e a Figura 101 apresentam as tensões principais mínimas para carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Tabela 8 – Tensões principais mínimas (de origem compressiva) no dente restaurado após carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

PINO	FAIXAS DAS TENSÕES PRINCIPAIS MÍNIMAS (MPa)		
	REGIÃO APICAL	TERÇO MÉDIO	REGIÃO CORONÁRIA
OURO	2 – 3 (interface labial pino/guta/dentina)	0 – 1 (pino e dentina)	10 – 28 (coroa)
ZIRCÔNIA	1 – 2 (interface labial pino/guta/dentina)	0 – 1 (pino e dentina)	10 – 28 (coroa)
FIBRA DE VIDRO E RESINA	1 – 2 (interface labial pino/guta/dentina)	1 – 2 (lado palatino da dentina junto ao ligamento)	10 – 28 (coroa)
FIBRA DE CARBONO E RESINA	2 – 3 (interface labial pino/guta/dentina)	1 – 2 (lado palatino da dentina junto ao ligamento)	10 – 28 (coroa)

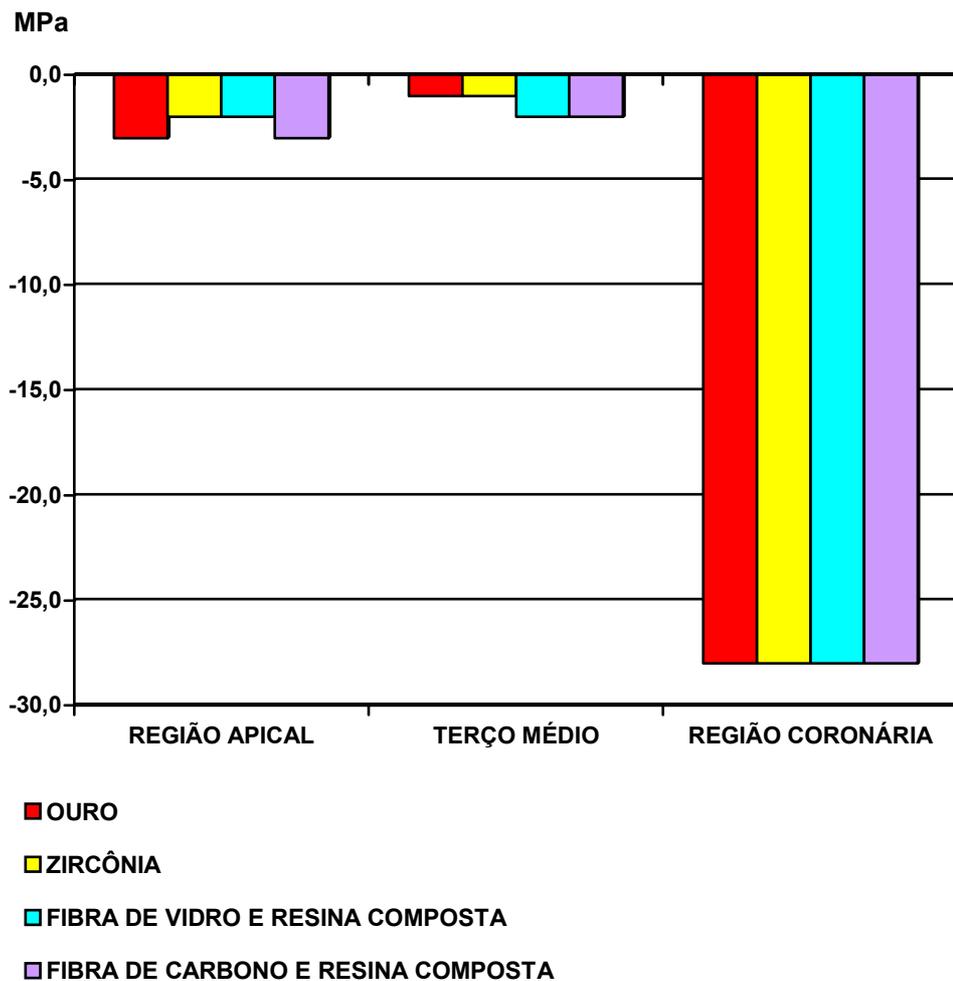


Figura 101 - Distribuição das tensões principais mínimas desenvolvidas nos modelos em função das regiões do dente após carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

A Tabela 8 revela que todos os modelos avaliados sob aplicação do carregamento à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente apresentaram suas tensões máximas compressivas na região coronária do dente, além da característica similar de baixas concentrações de tensões compressivas no ápice do pino junto à obturação de guta-percha. Concentrações de tensão de compressão também foram observadas no lado palatino da dentina junto ao ligamento periodontal no terço médio das restaurações envolvendo pinos de fibra de vidro e resina e fibra de carbono e resina composta. Uma comparação entre as Tabelas 8 e 9 indica que as tensões principais mínimas originadas por uma força vertical são inferiores àquelas resultantes de um carregamento oblíquo.

A análise da Figura 101 mostra que os todos os pinos estudados apresentaram um padrão similar de distribuição de tensões, com uma diminuição considerável do nível das tensões compressivas do terço coronário (região de aplicação do carregamento) para o terço médio e um aumento das tensões do terço médio para o terço apical.

Finalmente, deve-se comentar que em todas as simulações realizadas, tanto na angulação oblíqua referente à função mastigatória como na angulação vertical, observa-se que o ponto de aplicação do carregamento foi uma região do dente de bastante solicitação, onde se localizaram maiores concentrações de tensões trativas e compressivas. Tal verificação está de acordo com os resultados obtidos por Yaman e colaboradores [59] e evidencia uma presente preocupação com a geometria da restauração coronária. Desta maneira, a restauração no seu terço coronário deve possuir espessura suficiente para suportar o carregamento imposto, assim como uma superfície polida adequadamente. Esta última recomendação deve se aplicar, principalmente, no caso de restaurações envolvendo material pouco dúctil, como as cerâmicas, nas quais a concentração de tensão ocasionada por pequenos defeitos pode ser suficientemente alta para provocar a fratura frágil da restauração.

A Tabela 9 e Figura 102 apresentam as tensões equivalentes de *von Mises* para carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente. Nesta tabela, incluíram-se os valores das tensões referentes ao modelo do dente hígido, permitindo uma comparação entre os dentes restaurados e o dente hígido.

Tabela 9 – Tensões equivalentes de *von Mises* no dente restaurado após carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

PINO	FAIXAS DAS TENSÕES EQUIVALENTES DE <i>VON MISES</i> (MPa)		
	REGIÃO APICAL	TERÇO MÉDIO	REGIÃO CORONÁRIA
OURO	15 – 18 (interface pino/guta/dentina)	21 – 24 (lado labial do pino junto à dentina)	27 – 46 (coroa)
ZIRCÔNIA	18 – 21 (interface pino/guta/dentina)	21 – 24 (lado labial do pino junto à dentina)	27 – 44,5 (coroa)
FIBRA DE VIDRO E RESINA	6 – 9 (dentina labial junto ao ligamento)	9 – 12 (dentina labial junto ao ligamento)	27 – 53 (coroa)
FIBRA DE CARBONO E RESINA	6 – 9 (dentina labial junto ao ligamento)	9 – 12 (dentina labial junto ao ligamento)	27 – 53 (coroa)
DENTE HÍGIDO	0 – 3	3 – 6 (ligamento periodontal)	27 – 52,6 (dentina labial junto ao ligamento)

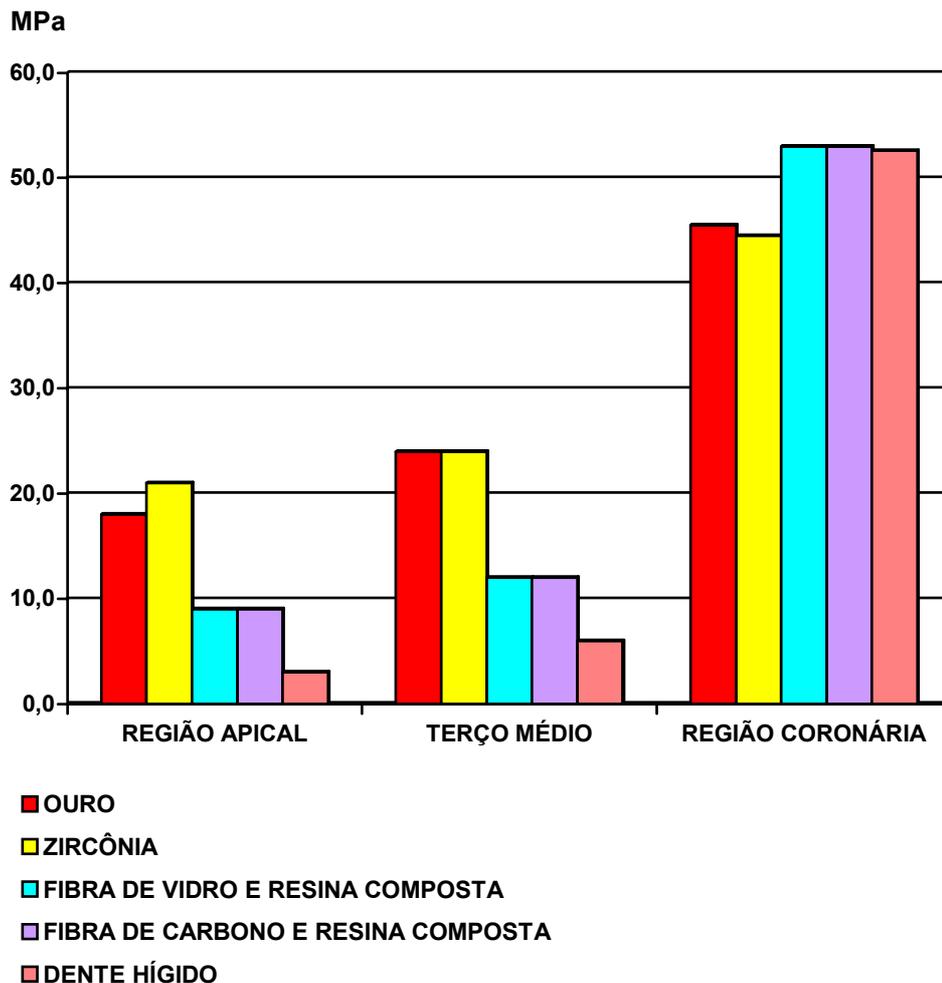


Figura 102 - Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* desenvolvidas nos modelos em função das regiões do dente após carregamento aplicado à 45° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Avaliando as tensões equivalentes de *von Mises* nos modelos com os diferentes materiais restauradores dos pinos intra-radulares sob carga funcional mastigatória, observa-se que os pinos intra-radulares fundidos apresentaram um padrão de distribuição de tensões de forma heterogênea (vide Figuras 67 e 70), onde tensões se concentraram no próprio pino, especialmente à nível do terço médio da raiz na interface com a dentina radicular. Este resultado demonstra que, neste caso, o componente do sistema dentina-pino mais solicitado foi o retentor intra-radicular, que por apresentar um módulo de elasticidade relativamente alto reduziu os níveis de tensão na dentina. Esta afirmação concorda com os trabalhos realizados por Davy e colaboradores [33],

Pierrisnard e colaboradores [55] e Yang e colaboradores [65], que concluíram que pinos mais rígidos, apesar de apresentarem pouca uniformidade na distribuição das tensões, protegem a dentina radicular de maneira mais efetiva. Portanto, no caso de paredes dentinárias desgastadas, esta proteção da dentina conseguida através da utilização de pinos mais rígidos torna-se um fator de relevância a ser considerado, principalmente se associado a uma cimentação adesiva.

Por sua vez, os pinos constituídos de fibra de vidro e resina composta, e os constituídos de fibra de carbono e resina composta apresentaram uma distribuição de tensões mais homogênea por todo o elemento dental (vide Figuras 73 e 76). Entretanto, concentrações de tensões ocorreram na dentina radicular na interface com o ligamento periodontal, principalmente a nível cervical do dente. Esta distribuição de tensões está em concordância com recentes trabalhos [62,81] que indicam que pinos intra-radulares pré-fabricados de fibra desempenham melhor suas funções quando o remanescente radicular possui espessura suficiente para suportar os esforços mastigatórios, assim como um suporte periodontal adequado. Provavelmente por este fato, os pinos pré-fabricados com fibra de vidro e fibra de carbono são indicados por seus fabricantes para preparos conservadores ou raízes pouco desgastadas. De acordo com as pesquisas de Reinhardt e co-autores [11] e Pierrisnard e co-autores [13], a perda de altura do suporte ósseo acarreta um aumento considerável nos valores de tensão na dentina à nível cervical e, portanto, o suporte ósseo alveolar deve apresentar um nível de altura satisfatório, contribuindo na proteção desta região da dentina.

O padrão de distribuição de tensões no terço médio apresentado pelos pinos fundidos e pré-fabricados é similar àquele apresentado por Pegoretti e colaboradores [62] analisando tensões equivalentes em um incisivo central restaurado com pinos intra-radulares de ouro, fibra de carbono e fibra de vidro após aplicação de carregamento oblíquo. No mencionado trabalho, os autores mostram que o pino fundido de ouro apresentou elevados níveis de tensões equivalentes na sua interface labial junto à dentina, enquanto que nos pinos pré-fabricados de fibra de carbono e fibra de vidro, maiores tensões se concentraram preferencialmente na dentina labial junto ao ligamento periodontal.

A Tabela 9 evidencia que na região apical do dente, a terminação dos retentores intra-radulares é uma região que se apresentou vulnerável em todos os modelos com dentes restaurados avaliados. Concentrações de tensões se localizaram no ápice dos pinos intra-radulares exatamente em sua interface

com a guta-percha e a dentina, conferindo a esta região grande propensão à fratura radicular, principalmente nos retentores fundidos. Estes resultados levam à uma preocupação do profissional de odontologia quanto à terminação do pino, que deve ser a mais arredondada possível com o objetivo de minimizar o nível de concentração de tensões nesta região. Trabalhos publicados sobre a distribuição de tensões nesta região [3,19,22,34,64] enfatizaram que é neste local onde ocorre a máxima tensão de flexão no elemento dentário, justificando, deste modo, a presença de concentrações de tensões nas interfaces dos materiais. Portanto, ângulos agudos nesta região podem causar o risco de formação de trincas de fadiga e, subsequente, fratura da raiz.

Ainda na Tabela 9, observa-se que a restauração coronária de material cerâmico, sobretudo na interface com o núcleo de resina composta (vide Figuras 75 e 78), foi outra região onde concentrações de tensões se localizaram. Tais concentrações rodearam o núcleo resinoso até encontrarem a região cervical da dentina, indicando que a concentração de tensões nestas duas regiões tem como causa o baixo módulo de elasticidade da resina composta [62]. A resina, por ser menos rígida que os componentes que a cercam, dentina e coroa cerâmica, propicia que concentrações de tensões ocorram nestes últimos, situação que pode ser crítica no caso de restaurações em dentinas fragilizadas.

A Figura 102 evidencia que a região coronária do dente, nos quatro modelos estudados, é aquela submetida à distribuição de tensões equivalentes mais crítica. Porém, nota-se que os pinos fundidos desenvolveram menores níveis de tensão do que aqueles pré-fabricados. Possivelmente, tal fato é ocasionado pelos pinos fundidos apresentarem uma maior similaridade entre a sua rigidez ( $E_{\text{ouro}} = 99,3 \text{ MPa}$  e  $E_{\text{zirco\~{n}ia}} = 150 \text{ MPa}$ ) e aquela do material da coroa ( $E_{\text{coroa}} = 96 \text{ MPa}$ ). Já no caso dos modelos com pinos pré-fabricados, por estes não atingirem a coroa cerâmica, a comparação entre a rigidez de materiais adjacentes deve ser feita entre a resina do núcleo de preenchimento ( $E_{\text{resina}} = 8,3 \text{ MPa}$ ) e a coroa. Então, devido ao fato dos módulos de elasticidade da resina e coroa serem mais dissimilares, as restaurações que possuem material resinoso em sua porção coronária desenvolvem maiores níveis de tensão.

Tal suposição é reforçada pela observação da Figura 102 em relação à distribuição de tensões nos terços apical e médio do dente. Nesta região, os pinos fundidos apresentam maiores tensões do que os pinos pré-fabricados, possivelmente pelo fato destes últimos possuírem módulos de elasticidade

( $E_{\text{fibra de vidro}} = 40 \text{ Mpa}$  e  $E_{\text{fibra de carbono}} = 25 \text{ MPa}$ ) mais similares com aquele da dentina ( $E_{\text{dentina}} = 18,6 \text{ MPa}$ ) e da resina composta.

A comparação dos resultados obtidos nas análises dos modelos contendo pinos intra-radulares com o modelo do dente hígido e listados na Tabela 9, revela que os modelos restaurados com pinos pré-fabricados se comportaram de forma mais similar com o modelo hígido, onde a dentina labial na região cervical foi a mais solicitada. A ausência do pino intra-radicular no modelo não restaurado isentou a região apical do dente de concentrações de tensões, reafirmando que a utilização de um retentor intra-radicular promove concentrações de tensões, especialmente à nível de sua terminação. Tal análise está de acordo com outros autores [6-15] para os quais a presença do pino intra-radicular acarreta a transmissão do carregamento para a raiz dentária, sendo a sua utilização somente justificada em substituição ao tecido perdido para reter uma restauração coronária.

A Tabela 10 e Figura 103 apresentam as tensões equivalentes de *von Mises* para carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Tabela 10 – Tensões equivalentes de *von Mises* no dente restaurado após carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

PINO	FAIXAS DAS TENSÕES EQUIVALENTES DE VON MISES (MPa)		
	REGIÃO APICAL	TERÇO MÉDIO	REGIÃO CORONÁRIA
OURO	5 – 7,5 (interface pino/guta/dentina)	2,5 – 5 (lado palatino do pino junto à dentina)	22,5 – 52,5 (coroa)
ZIRCÔNIA	5 – 7,5 (interface pino/guta/dentina)	5 – 7,5 (lado palatino do pino junto à dentina)	22,5 – 52,5 (coroa)
FIBRA DE VIDRO E RESINA	5 – 7,5 (interface pino/guta/dentina)	2,5 – 5 (lado palatino do pino e dentina palatina)	22,5 – 52,5 (coroa)
FIBRA DE CARBONO E RESINA	5 – 7,5 (interface pino/guta/dentina)	2,5 – 5 (dentina palatina)	22,5 – 52,5 (coroa)
DENTE HÍGIDO	0 – 2,5	2,5 – 5 (dentina palatina)	22,5 – 44,5 (dentina palatina junto ao ligamento)

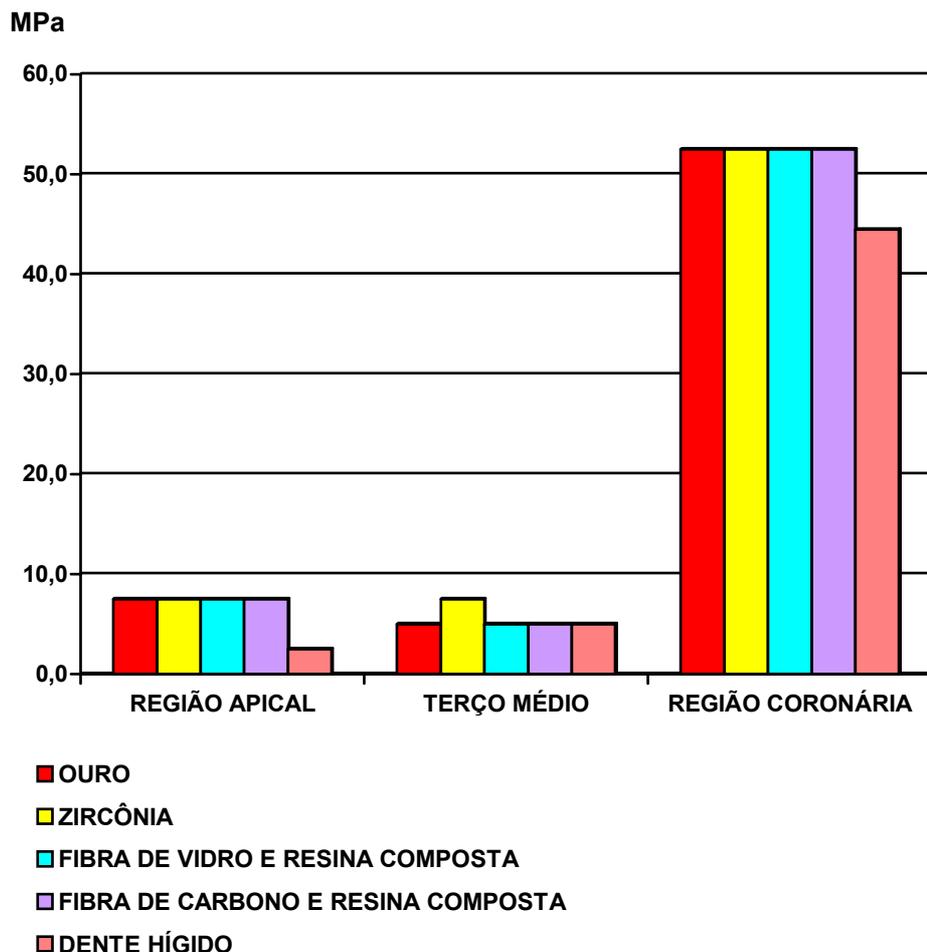


Figura 103 - Distribuição das tensões equivalentes de *von Mises* desenvolvidas nos modelos em função das regiões do dente após carregamento aplicado à 180° em relação ao eixo longitudinal do dente.

Diante do carregamento vertical, cujas tensões equivalentes de *von Mises* foram apresentado na Tabela 10, observa-se que na região apical do dente nos modelos restaurados, a interface da terminação do retentor intra-radicular com a dentina e obturação de guta-percha continuou sendo a região onde as tensões se concentraram.

Uma comparação entre as Tabelas 9 e 10 indica que as tensões equivalentes de *von Mises* no terço médio originadas por uma força vertical são inferiores àquelas resultantes de um carregamento oblíquo. Tal padrão de tensões está de acordo com aquele proposto por Pegoretti e colaboradores [62], no qual o terço médio do dente, após carregamento vertical, desenvolveu um menor nível de tensões quando comparado com carregamento oblíquo.

Entretanto, as tensões calculadas pelos referidos autores nesta região, apresentam valores, em média, quatro vezes superiores àquelas apresentadas na Tabela 9. Possivelmente, tal discrepância entre os valores das tensões deve-se a diferença entre a geometria do dente e seus elementos adotados por Pegoretti e aquela adotada neste trabalho.

A observação da Tabela 10, reforçada pela Figura 103, demonstra claramente que na região coronária dos dentes restaurados, em particular na coroa, ocorreram as máximas tensões em todos os modelos e equivalentes a 52 MPa. Portanto, justifica-se um maior cuidado do profissional de odontologia com a restauração coronária, devendo esta ser confeccionada com espessura suficiente para suportar as cargas mastigatórias.

Finalmente, observa-se que o padrão de distribuição de tensões nos modelos restaurados com retentores pré-fabricados foram os que mais se assemelharam ao modelo não restaurado, uma vez que as concentrações de tensões localizaram-se preferencialmente na dentina palatina. Novamente, a ausência do pino intra-radicular preservou o terço apical do dente da presença de concentrações de tensões.

## 4.6

### Relevância dos resultados para a clínica odontológica

A capacidade da restauração intra-radicular, utilizada em substituição ao tecido dentário perdido, em sustentar a reabilitação coronária do dente diante das forças mastigatórias é um fator crítico do tratamento. A falha do retentor intra-radicular provocará, conseqüentemente, a falha da restauração coronária, além da possibilidade, em alguns casos, de ocorrência de danos radiculares irreversíveis ao paciente [27,95]. Portanto, quando no tratamento se deseja a preservação do elemento dentário, o estudo do comportamento mecânico e clínico deste tipo de restauração deve ser considerado como de fundamental relevância. A utilização de metodologias adequadas para a previsão de falhas nos elementos restaurados proporcionam aos profissionais de odontologia maior segurança nos seus procedimentos clínicos e favorecem o aprimoramento de suas técnicas.

Dentre as principais causas para as falhas encontradas na clínica odontológica que se relacionam a dentes restaurados com pinos intraradiculares, a literatura especializada menciona, principalmente, cáries, perda de retenção do pino, ou seja, deslocamento do retentor em relação à raiz dentária, perda de retenção e fratura da restauração coronária, deformação e fratura do pino intra-radicular, além de fratura radicular, especialmente nos casos onde a estrutura dentária remanescente encontra-se enfraquecida [96-99].

Os resultados do presente estudo não mostraram elevadas concentrações de tensões cisalhantes nas interfaces do retentor com a parede radicular (vide Figuras 20, 23, 26 e 29), indicando que o deslocamento do pino em relação à raiz dentária, provavelmente, não ocorrerá devido às tensões originadas na função mastigatória. Alguns autores mencionam que a falta de estabilidade do pino intra-radicular normalmente relaciona-se com a geometria do retentor [1,12]. Pinos intraradiculares que possuem uma forma cônica acentuada e/ou que não alcançam um comprimento adequado dentro da raiz estão mais propensos a serem expulsos do conduto radicular diante, principalmente, de carregamentos não-axiais [12,71]. O risco deste tipo de falha pode ser minimizado com o emprego de agentes cimentantes adesivos, o que proporciona uma adesão do material restaurador à dentina radicular [63,77,90]. Entretanto, somente a cimentação adesiva não é suficiente para impedir tal deslocamento, devendo ser

considerada como um item pertencente a um conjunto de procedimentos que determina a técnica do profissional.

As análises de tensões apresentadas nas Figuras 27 e 30 revelam a presença de tensões de cisalhamento nas interfaces da coroa com o núcleo, principalmente nos casos de núcleos de resina composta, predispondo tal restauração ao deslocamento durante a mastigação. Estes resultados reafirmam a necessidade de uma preparação coronária dentro dos conceitos de preparos dentários largamente difundidos na odontologia [27,100]. De maneira análoga aos pinos intra-radulares, uma cimentação adesiva poderá minimizar o risco de deslocamento da coroa durante a função mastigatória.

Entretanto, a fratura da restauração coronária pode estar relacionada com as elevadas concentrações de tensões presentes na coroa no ato da mastigação, como apresentado em todas as simulações realizadas neste trabalho. Recomenda-se, então, que a restauração coronária, ou seja, a coroa confeccionada em material cerâmico, deva possuir espessura suficiente para suportar o carregamento mastigatório, assim como uma superfície polida adequadamente com o intuito de eliminar pequenos defeitos que possam atuar como concentradores locais de tensão.

Apesar de algumas falhas dessas restaurações estarem relacionadas ao carregamento mastigatório, muitas delas estão associadas com as propriedades mecânicas intrínsecas dos materiais restauradores. Deformações e fraturas dos pinos podem ser reduzidas com a utilização de materiais com módulos de elasticidade mais elevados, ou seja, materiais mais rígidos. Entretanto, módulos de elasticidade elevados promovem uma distribuição heterogênea de tensões no elemento dental, conforme mostrado nas Figuras 67 e 70, o que poderá diminuir a durabilidade do sistema restaurador dentina-pino-coroa como um todo [4,60-63].

As falhas ocorridas devido a deslocamentos e/ou fraturas dos materiais restauradores, porém, não apresentam tanta gravidade quando comparadas às fraturas radulares, pois o prejuízo causado ao paciente com a perda da restauração se restringe à realização de um novo procedimento clínico e suas inerentes conseqüências. Os insucessos de tratamentos relacionados às fraturas radulares são aqueles que devem preocupar o profissional, pois tal fato implicará em perda do elemento dental, com dano irreversível ao paciente.

As fraturas radulares podem estar relacionadas às propriedades dos materiais restauradores, a geometria do retentor, assim como à preparação do conduto radicular. De acordo com as análises realizadas (vide Figuras 67, 70,

73 e 76), os tipos de materiais influenciam diretamente na distribuição de tensões pelo dente, determinando quais regiões serão mais solicitadas em função mastigatória. Os resultados apresentados neste trabalho demonstraram que os materiais menos rígidos promovem maior solicitação da dentina, especialmente na região cervical. De acordo com alguns autores [7,82], a região cervical é aquela mais propensa a fraturas dentinárias em dentes anteriores restaurados com pinos intra-radulares, principalmente se o suporte periodontal se encontra comprometido. Quanto à geometria da restauração, admite-se que pinos longos enfraquecem a estrutura dentária, pois reduzem o tecido remanescente [16,29,35,39,40]. Da mesma forma, pinos curtos promovem movimento de alavanca diante do carregamento oclusal [27], o que poderá danificar as paredes da porção radicular do dente principalmente na região cervical.

Em concordância com diversos autores [3,22,62], este estudo demonstrou que a terminação apical do pino intra-radicular é uma região onde concentrações de tensões ocorrem preferencialmente, como apresentado, por exemplo, nas Figuras 44, 47, 50 e 53, sugerindo que a geometria terminal do pino não deve contribuir de maneira significativa para o aumento de tensões nesta região. Portanto, a presença de ângulos vivos nos pinos deve ser evitada, o que pode levar à formação de trincas e, conseqüentemente, fratura radicular. Igualmente, pinos com a extremidade muito afilada podem, por sua vez, ocasionar a fratura longitudinal da raiz por promover um efeito de cunha durante o carregamento mastigatório [47-49,64,65].

O preparo do conduto radicular também deve ser considerado relevante no que diz respeito à preservação da raiz dentária. Pinos intra-radulares cimentados em preparos desviados do eixo longitudinal da raiz podem ocasionar sua fratura, uma vez que a dentina na região do desvio se encontra enfraquecida [27]. Semelhantemente aos resultados obtidos por Mori [4], observou-se neste trabalho (vide Figuras 43, 46, 49 e 52) que a parede palatina do incisivo central superior é aquela na qual as tensões de trativas são mais atuantes, condição esta que pode levar à fratura da mesma, demonstrando que no ato do preparo do conduto, a opção de maior desgaste para este dente deva recair na parede radicular labial.

Contudo, fraturas radulares são também observadas na clínica odontológica, mesmo em tratamentos bem conduzidos e dentro das técnicas preconizadas. Este fato faz com que sejam incessantes as pesquisas que

contribuam para o melhor entendimento das solicitações originadas na mastigação que atuam nos elementos dentais restaurados.

Como contribuição à clínica odontológica, deve se destacar que a escolha do tipo de retentor intra-radicular por parte do profissional deve visar à preservação do componente mais fragilizado e, assim, resguardar o sistema restaurador como um todo. As análises de tensões desenvolvidas neste trabalho demonstram que no caso de raízes desgastadas, principalmente na região cervical, a escolha do profissional deve recair sobre os pinos fundidos de material mais rígido, preferencialmente aqueles que permitem uma cimentação adesiva. No caso onde a estrutura radicular se encontra conservada, a opção do profissional deve ser os pinos pre-fabricados, os quais distribuem as tensões de maneira mais uniforme e mais semelhante ao dente hígido.

Alem disso, deve-se ressaltar que falhas em tratamentos que envolvam pinos intra-radulares estão relacionadas com fatores associados ao carregamento mastigatório, geometria da restauração e material restaurador. Portanto, a avaliação isolada destes fatores poderá não permitir uma análise correta da falha. Atualmente, de todas as metodologias utilizadas na análise da distribuição de tensões em elementos dentais, a simulação com elementos finitos deve ser admitida como a mais confiável para uma avaliação simultânea da influência dos fatores mencionados. Desta maneira, para casos específicos, mostra-se adequada para orientar a seleção das técnicas de confecção de pinos intra-radulares e os materiais mais apropriados para tais fins.

## 5

# CONCLUSÕES

A proposta deste trabalho foi analisar, com base no método de elementos finitos, a distribuição de tensões em um incisivo central superior com uma raiz de pouca espessura dentinária, tratada endodonticamente e restaurada com pinos intra-radulares confeccionados por quatro tipos diferentes de materiais, além de suas respectivas coroas cerâmicas.

Como conclusões do trabalho se destacam:

1. Diante dos carregamentos mastigatórios adotados, as distribuições das tensões estudadas nos dentes restaurados apresentaram um padrão diferenciado nos modelos com pinos fundidos em relação aos modelos com pinos pré-fabricados. Esta constatação indica que a geometria da restauração e os módulos de elasticidade dos materiais envolvidos influenciam diretamente o padrão de distribuição de tensões.
2. Diferenças mais acentuadas entre as propriedades elásticas dos materiais adjacentes promoveram distribuições de tensões mais heterogêneas, com a presença de maiores concentrações de tensões localizadas. Da mesma forma, materiais adjacentes com módulos de elasticidade mais similares entre si permitiram um padrão de distribuição de tensões mais homogênea.
3. Em todos os modelos restaurados, a região da dentina radicular junto à terminação apical do retentor se apresentou como uma região crítica de concentrações de tensões.
4. Nos pinos fundidos, o risco de comprometimento do tratamento pelo deslocamento (cisalhamento) da restauração diante da função mastigatória ocorreu na região terminal do pino junto à obturação de guta-percha.
5. Nos pinos pré-fabricados preenchidos com resina composta, a possibilidade de deslocamento dos materiais restauradores tornou-se mais evidente entre a coroa cerâmica e o núcleo coronário de resina.

**6.** Os modelos restaurados com retentores fundidos apresentaram as maiores concentrações de tensões trativas ao longo do retentor junto à parede dentinária do terço médio da raiz, resguardando, desta forma, a dentina que o circunda.

**7.** Os maiores níveis de tensões trativas nos retentores intra-radulares apareceram no pino fundido de material cerâmico (zircônia), caracterizando este pino como aquele mais susceptível à fratura em função dos carregamentos, agravado pelo fato da zircônia ser um material intrinsecamente frágil.

**8.** As análises de tensões nos modelos restaurados com retentores pré-fabricados e resina composta, mostraram uma distribuição de tensões trativas com menores níveis no pino intra-radicular, preservando o material restaurador. Porém, a dentina foi um componente severamente solicitado, especialmente na região cervical, o que pode ser prejudicial no caso de raízes desgastadas.

**9.** O carregamento vertical foi menos traumático ao dente incisivo central superior do que o carregamento oblíquo. Porém, tal angulação de força ( $180^\circ$ ) promoveu concentrações de tensões na interface do pino intra-radicular com a obturação de guta-percha.

**10.** Finalmente, com base nos resultados das análises de tensões, pode-se concluir que pinos fundidos, por serem mais rígidos, devem ser indicados preferencialmente para tratamentos restauradores realizados em dentes com raízes desgastadas. Ainda com base em tais resultados, pinos pré-fabricados, por apresentarem uma distribuição de tensões mais uniforme e similar ao dente hígido, devem ser adotados pelos profissionais quando a estrutura radicular se encontrar conservada.

Como sugestão para um futuro trabalho, sugere-se a determinação do volume do material associado com as maiores concentrações de tensão, com o objetivo de se promover uma análise mais precisa da homogeneidade ou heterogeneidade da distribuição de tensões geradas diante de carregamentos mastigatórios. Desta maneira, a determinação do volume crítico permitirá o estabelecimento de um parâmetro de avaliação e comparação da susceptibilidade da ocorrência de falha entre aquelas regiões consideradas como críticas pela distribuição de tensões.