

3

Materiais e Métodos

3.1

Modelagem Geométrica

A literatura apresenta diversos trabalhos que adotam o método de elementos finitos para análise da distribuição de tensões em dentes restaurados com pinos intra-radiculares e coroas, sendo a maioria deles baseados em modelos bi-dimensionais. Análises numéricas com modelos tri-dimensionais descrevem com mais exatidão o estado de tensões do objeto [21], porém são mais complexas de serem realizadas, necessitando de um maior tempo de processamento computacional. Admite-se em modelos bi-dimensionais que as tensões são idênticas em todas as sessões verticais paralelas entre si e, apesar das simplificações desses modelos, os resultados são bastante semelhantes com os obtidos com os modelos tri-dimensionais, não justificando sua aplicação [62]

Para este estudo, três modelos bi-dimensionais em estado plano de deformação de um incisivo central superior foram criados utilizando-se os dados do Atlas de Wheeler [85] e adaptados de acordo com as considerações de Cantisano [86]. O comprimento estabelecido para o dente do ápice até a incisal da coroa foi de 21,0 mm, enquanto que a espessura entre os colos labial e palatino foi admitida como 6,3 mm. A representação foi realizada em seção vertical no sentido lábio-palatino, objetivando a aplicação da carga de acordo com a situação real da função mastigatória. O programa utilizado que permitiu a formulação dos desenhos em formato vetorizado foi o software AutoCAD 2000 [87]. Nesta etapa, cada componente do modelo foi desenhado separadamente e, posteriormente, unidos em um único modelo, com a finalidade de, após a exportação para o programa de elementos finitos, serem reconhecidos como diferentes áreas.

Os modelos nomeados Modelo 1 e Modelo 2, e apresentados nas Figuras 6 e 9, respectivamente, incluíram o dente e seus materiais restauradores, elementos de suporte, como o ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso [88]. O ligamento periodontal, composto basicamente por fibras colágenas, foi admitido como um espaço de 0,175 mm de espessura em volta de toda a raiz, enquanto que o osso cortical, um osso mais denso que circunda a borda alveolar dos dentes, foi assumido com uma espessura de 0,5 mm. A camada de cimento que circunda a raiz possui propriedades elásticas similares às da dentina e, conseqüentemente, optou-se por considerar cimento e dentina como sendo material único.

De acordo com Holmes [79], a espessura da camada de cimento entre o pino e a dentina radicular pode ser estimada em aproximadamente 0,03 mm. Desta forma, devido a esta reduzida espessura, suprimiu-se a camada de cimento durante a confecção dos modelos, procedimento este que não influencia na avaliação do comportamento mecânico dos materiais.

Em ambos os modelos, a dentina radicular foi admitida com uma espessura média de 1,0 mm, sugerindo uma raiz desgastada, como freqüentemente encontrada em situações clínicas reais.

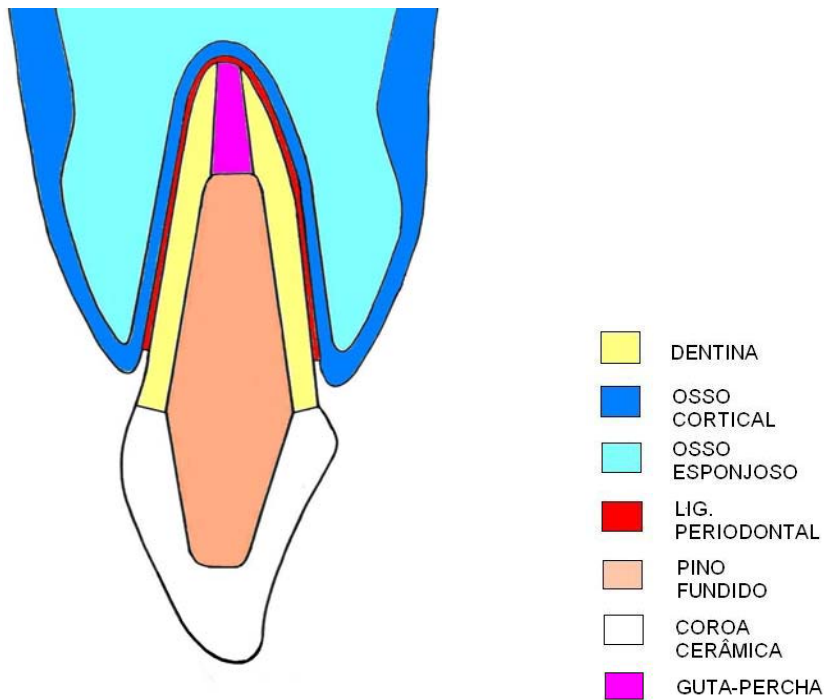


Figura 6 - Modelo 1 do incisivo central superior e seus elementos de suporte, tratado endodonticamente e restaurado com pino fundido (ouro ou zircônia) e coroa cerâmica.

O Modelo 1 representa um incisivo central superior despulpado e tratado endodonticamente, com 4,0 mm de remanescente de obturação radicular de guta-percha na sua porção mais apical, seguindo as especificações de Lopes e Siqueira [25] e Paiva e Antoniazzi [26]. Ainda no Modelo 1, adotou-se uma restauração com um pino intra-radicular / núcleo modelados a partir do conduto radicular com um comprimento total de 14,0 mm. Uma coroa de cerâmica pura foi aplicada como restauração da porção coronária do dente, com espessura que variou de 1,5 a 3,0 mm. O modelo em questão foi utilizado para a análise dos retentores fundidos com os seguintes materiais:

- material metálico (vide Figura 7) – liga de ouro tipo IV, comumente utilizada para este fim por possuir elevado grau de dureza [77].



Figura 7 - Pino intra-radicular fundido confeccionado em ouro.

- material cerâmico (vide Figura 8) – cerâmica composta de óxido de zircônio (ZrO_2), apresentando grande resistência à flexão e à fratura [15].



Figura 8 - Pino intra-radicular fundido confeccionado em zircônia.

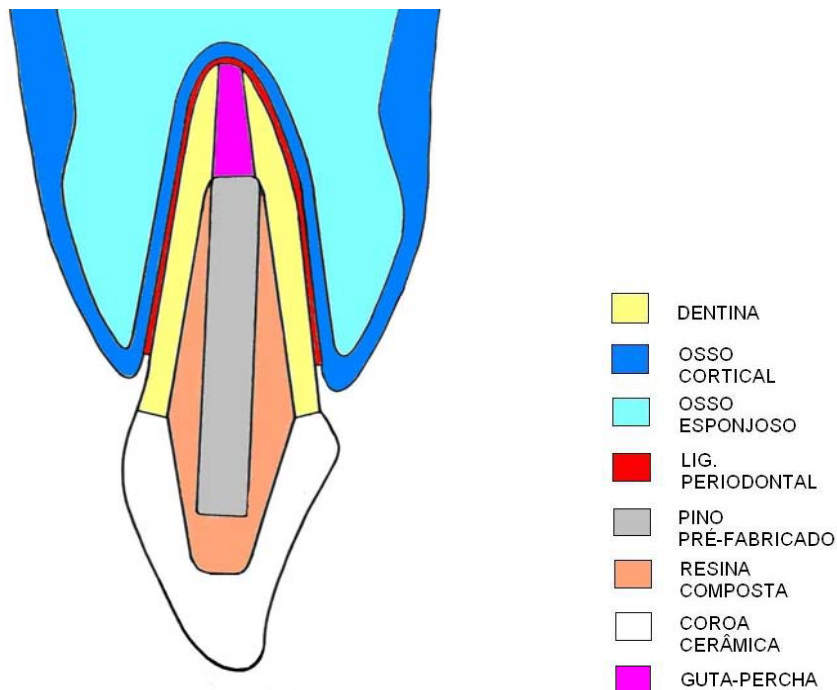


Figura 9 - Modelo 2 do incisivo central superior e seus elementos de suporte, tratado endodonticamente e restaurado com pino pré-fabricado (fibra de vidro ou fibra de carbono) preenchido com resina composta e coroa cerâmica.

O Modelo 2 apresenta o mesmo desenho do primeiro modelo (geometria e dimensões), porém adotou-se um pino cilíndrico com 1,8 mm e 12,0 mm de diâmetro e comprimento, respectivamente, centralizado na cavidade radicular e preenchido com resina composta. Esta, por sua vez, também constituiu o núcleo coronário, totalizando um comprimento de 14,0 mm. Tal modelo foi utilizado para a análise dos pinos pré-fabricados de:

- fibra de vidro (vide Figura 10) – composto de fibras de vidro unidirecionais em uma matriz de resina acrílica (Bis-GMA) que reforçam a estrutura, sem comprometer o baixo módulo de elasticidade [89].
- fibra de carbono – composto por fibras de carbono unidirecionais em uma matriz de resina epóxi, foi o primeiro exemplo da nova geração de pinos compósitos [58,90].

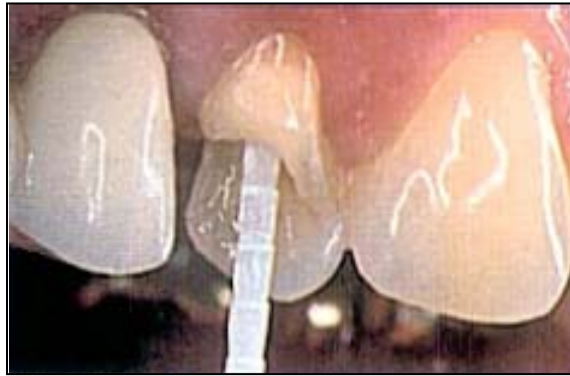


Figura 10 – Pino intra-radicular pré-fabricado em fibra de vidro.

O Modelo 3, esquematizado na Figura 11, representa o dente não restaurado, ou seja, o dente em seu estado hígido, onde foram incluídas, além dos elementos de suporte, as camadas referentes ao esmalte dental e a polpa. Tal modelo serviu como parâmetro de comparação nas análises de falha para os dentes restaurados, uma vez que seu comportamento mecânico diante do carregamento representa a situação mastigatória fisiológica.

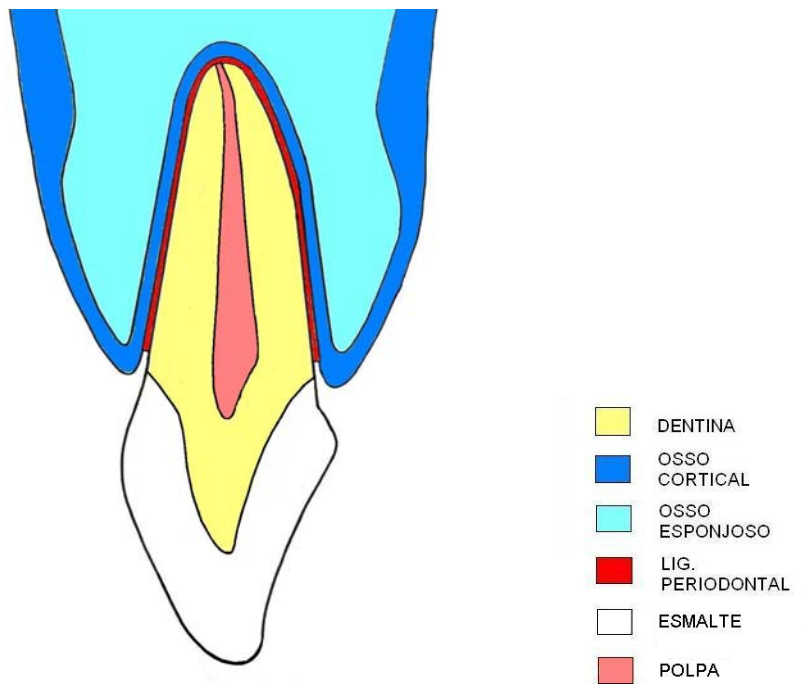


Figura 11 - Modelo 3 do incisivo central superior hígido e seus elementos de suporte.

3.2

Processamento pelo método dos elementos finitos

A simulação numérica foi realizada pelo software ANSYS versão 7.0 [91], com suporte técnico da Arvinmeritor (São Paulo). Na simulação considerou-se que todos os materiais utilizados são homogêneos, isotrópicos (idênticas propriedades em todas as direções) e linear-elásticos (relação linear entre tensão e deformação). A Tabela 1 apresenta as propriedades elásticas dos materiais adotados nas simulações numéricas.

Tabela 1. Propriedades elásticas dos materiais adotados na simulação numérica [34,92-94].

MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON (ν)
ESMALTE	41×10^3	0,30
DENTINA	$18,6 \times 10^3$	0,31
POLPA	2	0,45
LIGAMENTO PERIODONTAL	69	0,45
OSSO CORTICAL	$13,7 \times 10^3$	0,30
OSSO ESPONJOSO	$1,37 \times 10^3$	0,30
GUTA-PERCHA	0,69	0,45
PINO DE OURO	$99,3 \times 10^3$	0,33
PINO DE ZIRCÔNIA	150×10^3	0,25
PINO DE FIBRA DE VIDRO	40×10^3	0,32
PINO DE FIBRA DE CARBONO	25×10^3	0,31
RESINA COMPOSTA	$8,3 \times 10^3$	0,28
COROA DE CERÂMICA	96×10^3	0,26

Os Modelos 1, 2 e 3 foram subdivididos ou discretizados em elementos finitos e as malhas decorrentes apresentaram 11.274, 11.099 e 10.774 elementos quadráticos, respectivamente, e interligados por 11.455 nós (Modelo 1), 11.278 nós (Modelo 2) e 11.196 nós (Modelo 3).

Para que fosse possível a realização de uma análise estática do carregamento aplicado, fez-se necessária a definição das condições de vínculo para os modelos. As restrições se deram ao longo da linha da borda óssea superior dos modelos, evitando, assim, os movimentos na direção horizontal e vertical enquanto carregados.

Apesar da dificuldade para a determinação exata da força de mastigação, devido a diversidade de fatores encontrados *in vivo*, inúmeros trabalhos têm sido realizados com tal objetivo. De acordo com Anusavice [77], a força máxima mastigatória pode variar de uma área da boca à outra. Na região dos molares, a variação pode ser de 400 a 890 N, na região dos pré-molares de 222 a 445 N, nos caninos de 133 a 334 N, e finalmente, nos incisivos a força de mastigação pode variar de 89 a 111 N.

Com o objetivo de desenvolver a simulação dos esforços de mastigação e corte associados aos incisivos centrais superiores, optou-se por aplicar nos modelos do estudo, uma carga estática de 100N. Aplicou-se este carregamento à angulações distintas de 45° e 180° do eixo longitudinal do dente, agindo uniformemente em uma espessura de 8 mm, resultando em uma força de 12,5 N / mm. A angulação de 45° representa o ângulo funcional médio formado pelo antagonista inferior para oclusão tipo Classe I durante a mastigação [79], tendo como ponto de aplicação a borda incisal palatina do incisivo superior. Já a angulação de 180° está associada tanto ao corte de alimentos, assim como ao movimento do bruxismo, sendo o carregamento aplicado na borda incisal axial [62]. As malhas introduzidas nos modelos, as restrições e o carregamento aplicado podem ser vistas nas Figuras 12 a 16.

A introdução das condições de contorno nos Modelos 1 e 2, referentes aos materiais restauradores, gerou quatro diferentes modelos a serem analisados para cada angulação da força aplicada. Em cada um desses modelos, os valores das tensões cisalhantes, tensões principais e tensões equivalentes de *von Mises* foram calculados pelo programa ANSYS, perfazendo um total de 24 diferentes simulações com seus respectivos padrões de distribuição de tensões. Da mesma forma, as mesmas condições de contorno foram aplicadas no Modelo 3, onde o programa calculou somente os valores das tensões equivalentes de *von Mises* no dente não restaurado, originando mais 2 simulações.

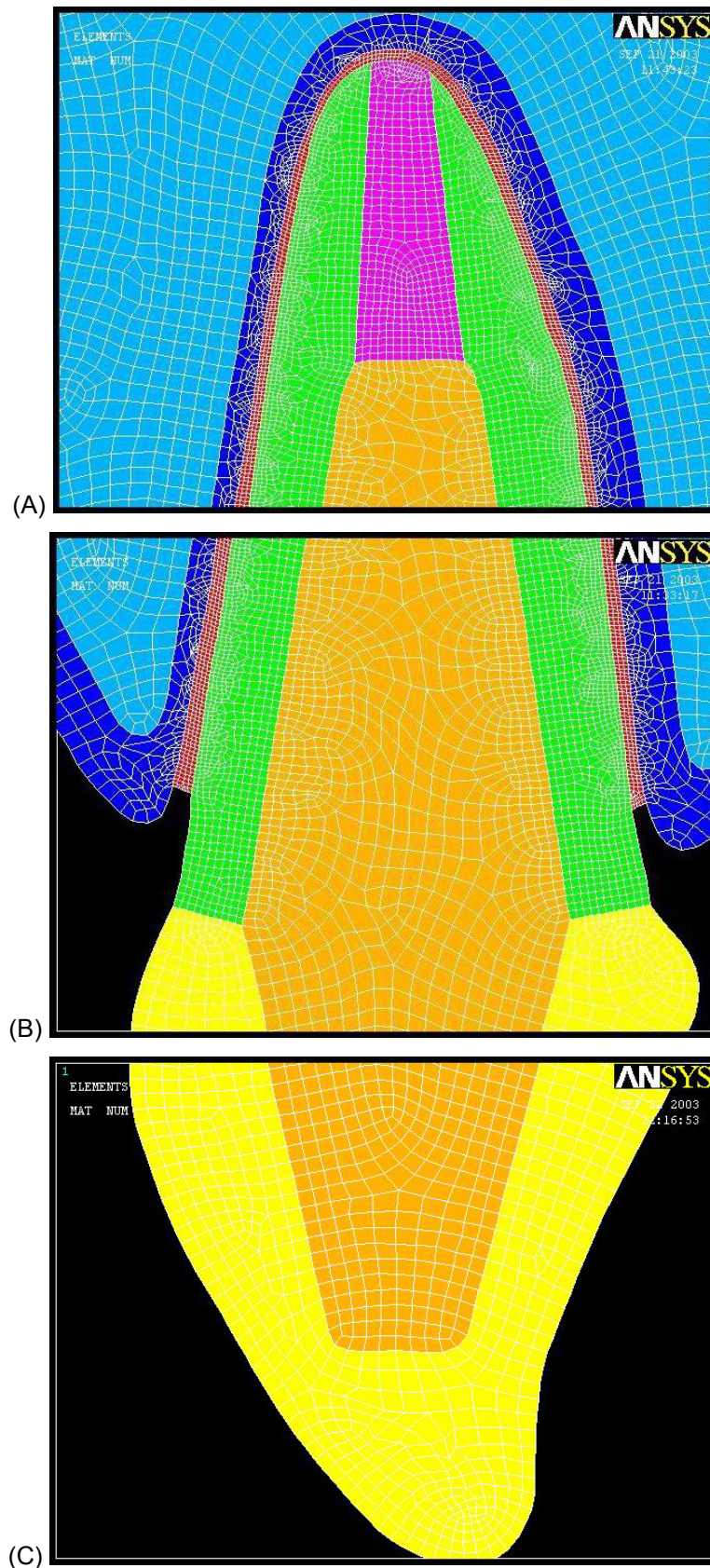


Figura 12 - Aplicação da malha no modelo do incisivo central superior restaurado com pino intra-radicular fundido e coroa cerâmica. (A) terço apical do dente, (B) terço médio do dente, (C) terço coronário do dente.

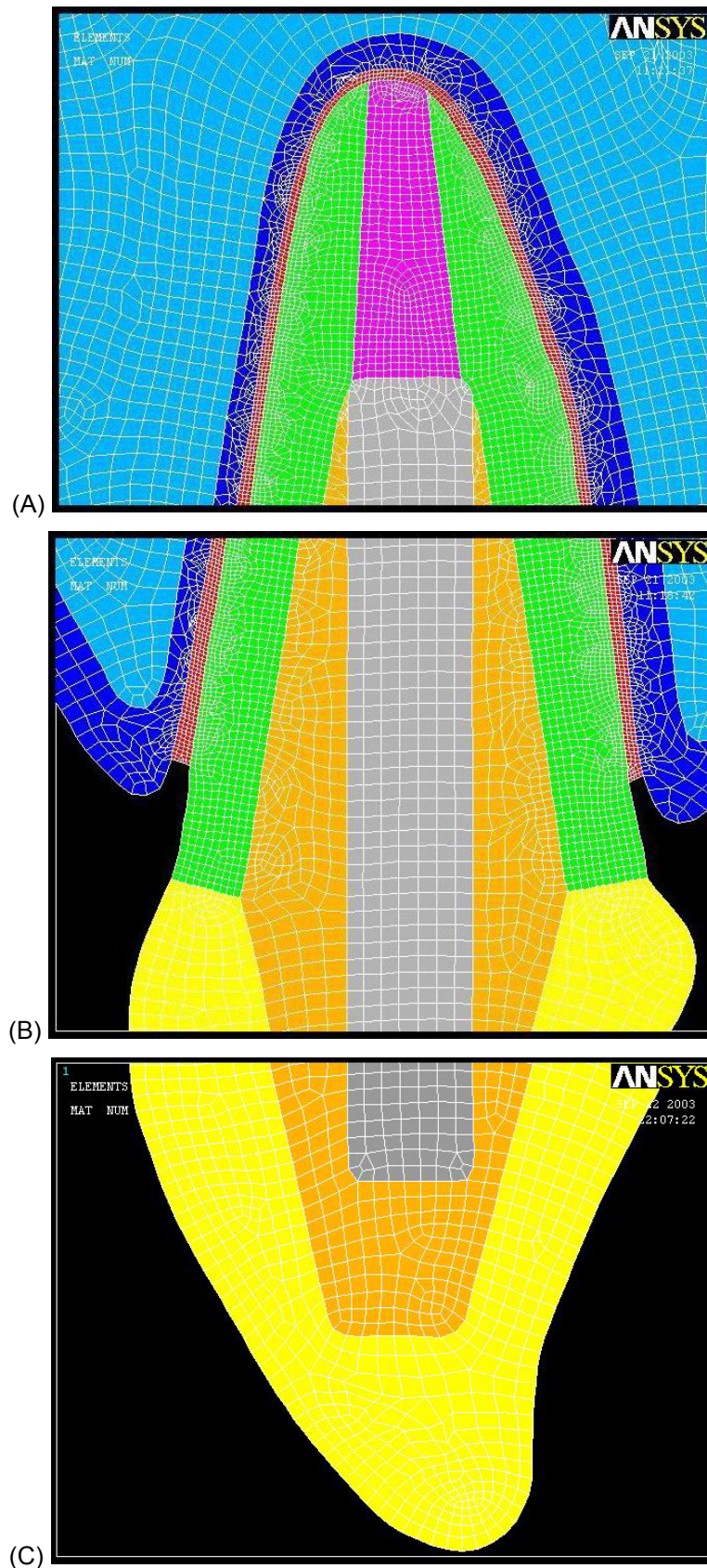


Figura 13 - Aplicação da malha no modelo do incisivo central superior restaurado com pino intra-radicular pré-fabricado e resina composta e coroa cerâmica. (A) terço apical do dente, (B) terço médio do dente, (C) terço coronário do dente.

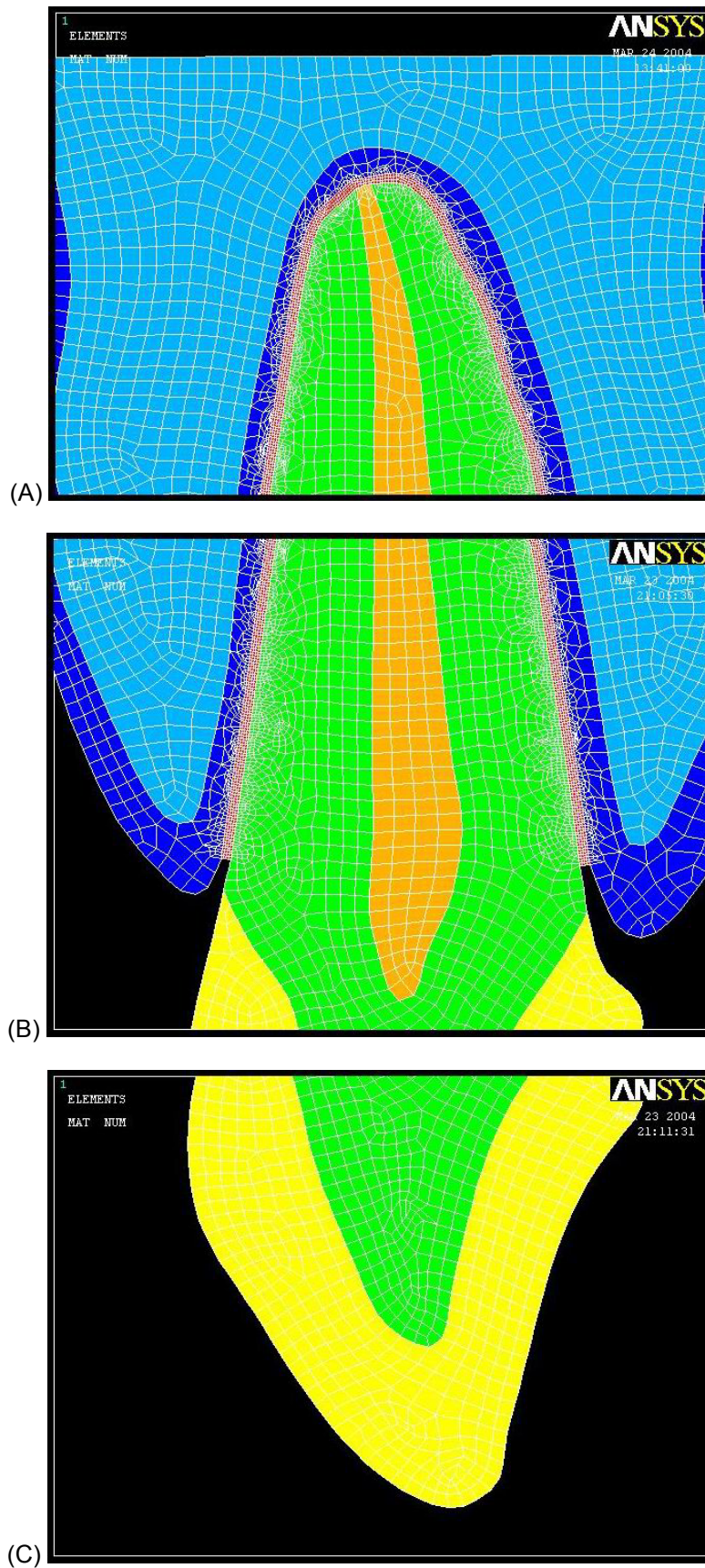


Figura 14 - Aplicação da malha no modelo do incisivo central superior hígido. (A) terço apical do dente, (B) terço médio do dente, (C) terço coronário do dente.

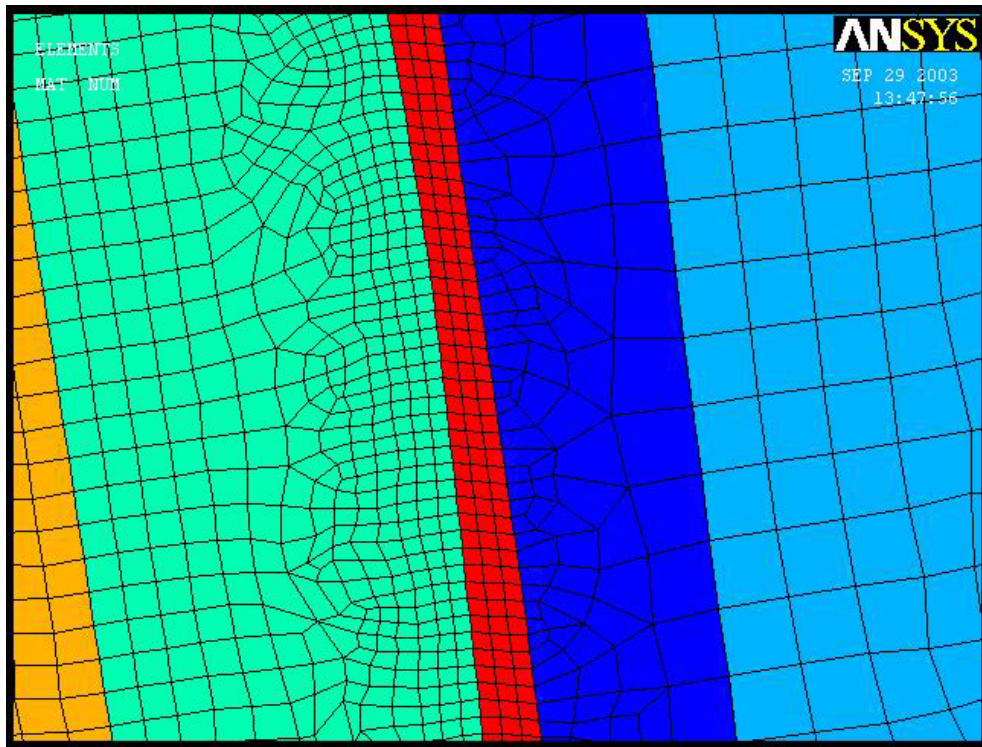


Figura 15 - Detalhamento dos elementos mostrando a continuidade da malha nas diferentes regiões dos modelos.

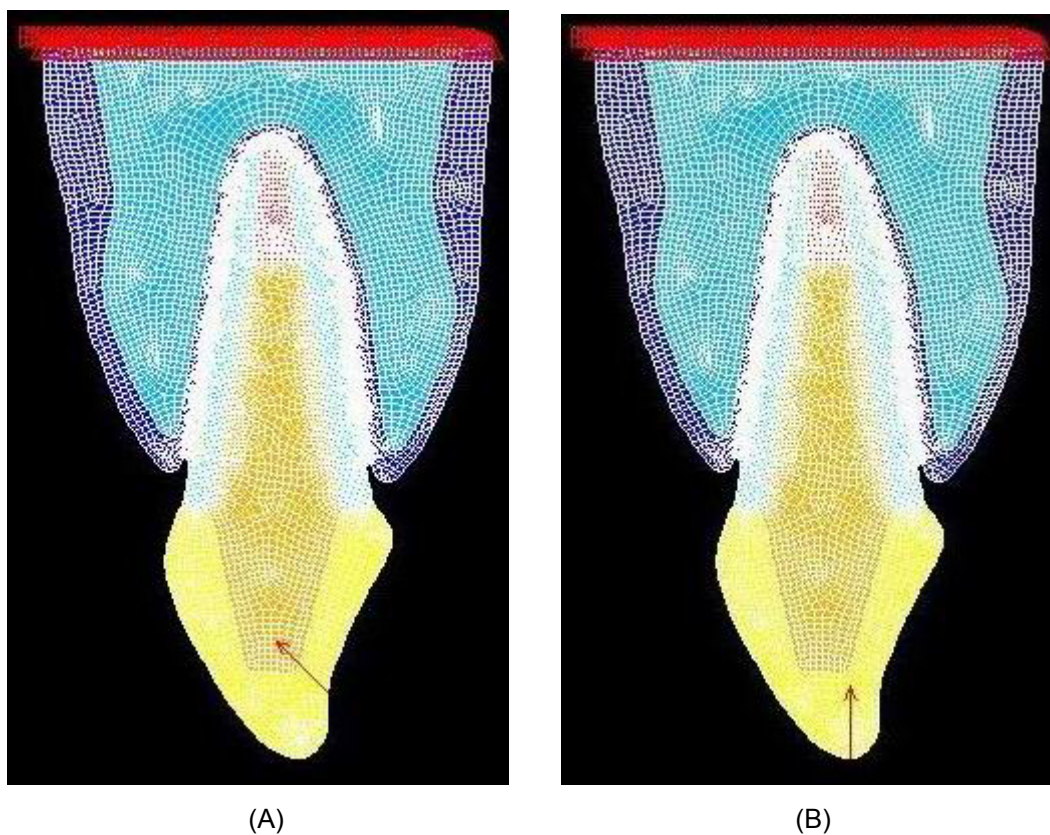


Figura 16 - Visualização das condições de contorno aplicadas nos modelos: restrição na borda superior do osso e carregamentos de 45° (A) e 180° (B) no eixo longitudinal do dente.