

JACKELINE COUTINHO GUIMARÃES

Análise pelo método dos elementos finitos 3D de
diferentes lesões cervicais não cáries sob a ação de
cargas oclusais funcionais e não funcionais

VOLUME I

FLORIANÓPOLIS

2009

JACKELINE COUTINHO GUIMARÃES

Análise pelo método dos elementos finitos 3D de
diferentes lesões cervicais não cariosas sob a ação de
cargas oclusais funcionais e não funcionais

VOLUME I

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração – Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri

Co-Orientador: Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior

FLORIANÓPOLIS

2009

JACKELINE COUTINHO GUIMARÃES

Análise pelo método dos elementos finitos 3D de diferentes lesões cervicais não cariosas sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais

Essa dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de DOUTORA EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 20 de julho de 2009.

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri
Orientador

Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior
Membro

Prof. Dr. Guilherme Carpena Lopes
Membro

Profa. Dra. Selva Maria Gonçalves Guerra
Membro

Prof. Dr. Angelo Gil Pezzino Rangel
Membro

Eu tenho tanto
Prá lhe falar
Mas com palavras
Não sei dizer
Como é grande
O meu amor
Por você...

E não há nada
Prá comparar
Para poder
Lhe explicar
Como é grande
O meu amor
Por você...

Nem mesmo o céu
Nem as estrelas
Nem mesmo o mar
E o infinito
Não é maior
Que o meu amor
Nem mais bonito...

Me desespero
A procurar
Alguma forma
De lhe falar
Como é grande
O meu amor
Por você...

Nunca se esqueça
Nem um segundo
Que eu tenho o amor
Maior do mundo
Como é grande
O meu amor
Por você...

Mas como é grande
O meu amor
Por você!...

Como é grande o meu amor por você

Erasmoo Carlos & Roberto Carlos

Ao meu amigo, meu companheiro,
meu amor...

Eduardo

Aos meus orgulhos, minhas fortalezas,
meus amores...

**Minha mãe, meu pai, minha tia-mãe Ediva,
minha irmã e meu irmão**

Mas como é grande o meu amor por vocês!...

AGRADECIMENTOS

Prof. Dr. **Luiz Narciso Baratieri**, sempre o imaginei - em meus delírios de graduanda – como uma pessoa intocável, inatingível... o típico ídolo que jamais conheceria. Hoje, meu ídolo é também o meu orientador, é aquele que tornou possível a realização de inúmeros sonhos, é aquele que me mostrou a importância dos pequenos detalhes. Professor, obrigada pelas muitas oportunidades, pelo apoio, pelas “empolgações”, pela sua amizade... enfim, obrigada por tudo.

Prof. Dr. **Sylvio Monteiro Junior**, saiba que a minha admiração é imensa... com o senhor aprendi o quanto um aluno pode nos ensinar e como expressar o orgulho por um belo trabalho... obrigada pela amizade, por me propiciar momentos inesquecíveis na quinta fase e pelo crescimento profissional e pessoal.

Agradeço ao Prof. Dr. **Guilherme Carpena Lopes** pela confiança, pela atenção e pelo estímulo durante todo o curso. Sinto-me muito feliz com sua presença na minha banca de defesa.

Profa. Dra. **Selva Maria Gonçalves Guerra**, obrigada por ter despertado em mim o interesse pela pesquisa e pela docência, por se dispor a me orientar enquanto ainda estava na graduação, pelas oportunidades de trabalho e por ter compartilhado os seus conhecimentos. Especialmente, obrigada por aceitar fazer parte desse momento.

Ao Prof. Dr. **Angelo Gil Pezzino Rangel**, pelas gentilezas, por ser tão acessível e por me ajudar em uma área onde os meus conhecimentos são bastante restritos. Obrigada por prontamente concordar em participar da minha banca de defesa.

Aos demais professores da Dentística da UFSC - Prof. Dr. **Luiz Clóvis Cardoso Vieira**, Prof. Dr. **Mauro Amaral Caldeira de Andrade**, Prof. Dr. **Hamilton Maia Pires**, Prof. Dr. **Élito Araújo**, Prof. **César Alves de Andrade**, Prof. Dr. **Cléo Nunes de Souza**, Prof. Dr. **Édson Medeiros de Araújo Jr.**, Prof. Dr. **Gilberto Müller Arcari**, Prof. **João Roberto Stanford Lins** – pela atenção, convívio e ensinamentos.

Minha amiga **Letícia Brandão Durand**, durante todo o curso trabalhamos juntas (e continuamos trabalhando, rs)... foram vários momentos de angústia, de felicidade, de medo... obrigada pela ajuda, por termos conseguido fazer juntas “o melhor”... esse trabalho é fruto do nosso esforço... obrigada por tudo!

Meu amigo **Renan Belli**, você se tornou uma pessoa muito especial para mim e, apesar de por vezes parecer um “Holden”, eu sei o quanto há de bondade em ti. Obrigada por me ouvir (mesmo quando não queria escutar, rs), por ficar feliz quando as minhas coisas dão certo, por torcer e até pelas discussões... foram inúmeras as divergências, mas sempre prevaleceu a amizade. Obrigada por ser meu amigo.

Agradeço à “minha família de Floripa”- **Marcelo Taveira Barbosa**, **Alessandra Cristobal Barbosa**, **Marcelinho** e **Bibi** – por tornarem os meus domingos menos solitários. Adoro vocês!

À **Livia Teichmann Espina** e ao **Eduardo Robert (Dudu)**, por confiarem tanto em mim e por serem tão amigos.

Rodrigo Durand, obrigada pela ajuda nas inúmeras atividades do doutorado, pela compreensão (afinal eu sempre telefonava na hora do jantar! rs) e por pacientemente ter tolerado as minhas invasões diárias a sua casa.

Renata Gondo Machado, obrigada por ter me recebido tão bem... vou sentir saudade da nossa correria, dos dias e noites de trabalho ininterrupto, das risadas... obrigada!

Agradeço ao Prof. **Paulo Kano** pela oportunidade de aprender trabalhando ao seu lado e por ter participado da elaboração do seu livro.

Adoráveis **Mirian e Maria Helena** sentirei saudade dos nossos almoços dominicais... obrigada pela companhia.

Aos amigos do doutorado **Kazuza Ferreira, Mônica Kina, Beatriz Alvarez de Cabral, Jussara Bernardon, Luciana Maia, Luis Henrique Schlichting e Fábio Andretti**, por me acolherem tão gentilmente e por terem colaborado para o meu crescimento profissional.

Obrigada **Neimar, Sheila, Silvana, Junio e demais colegas do mestrado** pela harmoniosa convivência e por terem me proporcionado muitas alegrias ao longo do curso.

Aos **demais colegas do doutorado e da pós-graduação**, por terem feito parte dessa "história".

Rosângela e Terezinha, obrigada por me receberem sempre com muita gentileza e por tornarem os momentos de convívio tão agradáveis.

Dona **Léa**, obrigada pelo carinho e pela competência ao realizar suas atividades.

Agradeço à **Ana Frandazollo** por facilitar o andamento das questões burocráticas.

Aos demais funcionários da UFSC, que de alguma forma, contribuíram para viabilizar os trabalhos nas clínicas e laboratórios, em especial: **Talita, Richard, Bruno, Lauro, Rose, Marilene, Renata e Valda**.

Agradeço aos **alunos de graduação da UFSC** que me possibilitaram praticar a docência e me permitiram aprender ao ensinar.

Prof. Dr. **Edison da Rosa**, muito obrigada pela cordialidade, pela atenção e por permitir a realização desse trabalho nos laboratórios do Grupo de Análise e Projeto Mecânico (GRANTE). Foi um grande prazer poder conhecê-lo.

Françoá Horn, obrigada por tornar possível a realização desse trabalho, por "pacientemente" ter repetido várias simulações e por me aguentar diariamente durante meses (olha que isso não é fácil, rs)... sem o seu empenho seria inviável chegar ao fim. Obrigada por tudo.

Ao engenheiro **Diego Torres**, pela assessoria durante o desenvolvimento desse trabalho.

Rosi Piña, posso dizer que um dos meus grandes presentes foi te conhecer... obrigada por me ensinar tantas coisas, por me fazer rir, por cuidar de mim, por ser amiga... como você sempre diz "não importa o que as pessoas falam, mas sim o que elas fazem" e você faz inúmeras coisas por mim, muito obrigada.

Agradeço imensamente ao Prof. Dr. **João Carlos Padilha de Menezes** que em grande parte é o responsável pela concretização desse momento... obrigada por confiar em mim e por me incentivar a ser sempre melhor. Afinal "tem coisa que é legal, mas tem coisa que é super legal"... saiba que para mim você é "super legal".

Valéria da Penha Freitas, amiga da graduação, das pesquisas, das conversas, dos conselhos, das discussões, das compras, dos risos, dos choros... Obrigada por ter participado dos momentos mais importantes da minha vida e por, mesmo distante, estar torcendo para que tudo dê certo.

Luciana Bulhões Coelho, agradeço primeiramente pela nossa amizade – já são quase 30 anos – e por se emocionar com todas as minhas conquistas, tenho certeza que dessa vez não será diferente. Obrigada por ser "a Luciana, minha amiga de infância".

Às **Tereza Rangel** e **Antonieta**, pela amizade e pelo carinho por mim e por Eduardo. Adorei a visita.

Meu amigo **Marcelo Peçanha**, obrigada por fazer parte da "torcida" e pelas palavras carinhosas.

Agradeço à amiga **Tenille Torezani** por me fazer rir mesmo quando eu achava que isto não seria possível... ainda bem que existe MSN!

Obrigada **Daniela Coutinho Bissoli (Dani)** por ser tão amiga, por me aconselhar nos momentos de dúvida, por me incentivar a seguir minha intuição...

Andressa Kuster Coutinho (Dê), obrigada pelos momentos divertidos que passamos em Florianópolis e por ter se tornado uma grande amiga... faço minhas as tuas palavras: "te adoro primiga".

Tia Zenith, a minha doce "tia cocóia", obrigada pelo carinho, apoio e gentilezas...

Queridos **tia Eslin** e **tio Gelson**, obrigada pela imensa ajuda... esse trabalho é mais uma prova de que o meu primeiro sapato branco deu muita sorte!

Agradeço à **tia Nady** e ao **tio Tusca** por serem meu exemplo de família... obrigada por sempre estarem dispostos a ajudar.

Tia Ana e **tio Edy**, obrigada pelo apoio e auxílio nos momentos mais difíceis.

Obrigada **Gerônimo, Paulinho, Priscila, Eldren, Fernando, Anna Paula, tia Ilka, tia Ivone** e a **todos os primos, primas, tios e tias** que em algum momento torceram por mim.

Agradeço ao meu companheiro de todos os momentos, de infinitos carinhos e de muitas noites de trabalho... o fofo do **Logan**.

Agradeço à **Simone** e ao **Luiz** por toda a ajuda...

Mariana e **Maurício** finalmente chegou o momento do retorno para casa... obrigada por me acolherem nas minhas viagens para Vitória, por terem me dado todo o suporte nos momentos de dificuldade e por "tomarem conta" de Eduardo.

Aos sobrinhos **André, Bianca** e **Laura**, por tornarem meus momentos em Vitória mais agradáveis.

Dona **Diva** e Seu **Rubens**, obrigada por cuidarem tão bem de Eduardo na minha ausência e pela consideração que possuem por mim. Adoro vocês!

Ao **Anderson** meu agradecimento por ser tão gentil e por todo o carinho que tem por nossa família... obrigada por cuidar da minha "irmãzinha".

Marlene, minha querida cunhada, obrigada por sempre concordar e respeitar as minhas escolhas.

Querido sobrinho **Bruno**, obrigada por você me deixar tão feliz... te amo!

Meus irmãos **Tatiane** e **Fábio**, obrigada pelo o carinho, pelo apoio incondicional e, principalmente, por entenderem a minha ausência...amo muito vocês!

Tia Ediva, a minha gratidão é infinita... obrigada por ser tão maravilhosa, atenciosa e por ser a minha querida "tia-mãe"... te amo!

Pai, sem o seu apoio com certeza eu não poderia estar aqui, sei que você sempre desejou o melhor para mim e hoje posso dizer que com a sua ajuda "o melhor" aconteceu... obrigada por tudo... te amo!

Mãe, obrigada por me ensinar a ser persistente, por incentivar a minha independência e por ser tão "forte"... a saudade foi imensa, mas você me ajudou a não fraquejar... "te amo muito e nunca te largarei!"

Eduardo Guerra Paulino, quem nos conhece sabe o quanto foi difícil permanecermos "separados"... sou incapaz de expressar toda a saudade que senti durante todo esse tempo... obrigada por me esperar, me apoiar, me aconselhar, me ouvir e me entender mesmo na ausência de palavras... enfim, obrigada por você existir e fazer parte da minha vida... "te amo muito, tá bom!"

GUIMARÃES, Jackeline Coutinho. **Análise pelo método dos elementos finitos 3D de diferentes lesões cervicais não cariosas sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais.** 2009. 163 f. Tese (Doutorado em Odontologia – opção: Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O objetivo desse estudo foi analisar a influência da presença, da forma e da profundidade de lesões cervicais não cariosas no comportamento mecânico de um segundo pré-molar superior sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais. Foram criados sete modelos tridimensionais para a análise pelo Método de Elementos Finitos: dente hígido (H1); dentes com cavidade em forma de U com 0,5mm (U1), 1,0mm (U2) e 1,5mm (U3) de profundidade e dentes com uma cavidade em forma de V com 0,5mm (V1), 1,0mm (V2) e 1,5mm (V3) de profundidade. Todos os modelos foram submetidos a uma carga de 105 N. A carga funcional (F1), caracterizou-se pelo direcionamento axial e as cargas não funcionais (F2 e F3), caracterizaram-se pelo direcionamento oblíquo. Para estimar a possibilidade de falha nas estruturas simuladas, foram analisadas as tensões principais máximas e os valores de tensões trativas comparados com conhecidos valores de resistência à tração. Os resultados mostraram que a presença de uma lesão amplificou as tensões, as lesões em forma de V apresentaram um comportamento mecânico mais desfavorável e as lesões mais profundas elevaram as tensões na dentina. No entanto, dos parâmetros analisados, o tipo de carga oclusal foi o que apresentou maior influência na distribuição de tensões e na obtenção dos mais elevados valores de tensão trativa. As cargas não funcionais amplificaram as tensões quando comparadas às cargas funcionais. Esses resultados sugerem que o ajuste oclusal deveria ser considerado como parte do tratamento das lesões cervicais não cariosas.

Palavras-chave: lesão cervical não cariosa, método de elementos finitos, oclusão.

GUIMARÃES, Jackeline Coutinho. **3D finite element analysis of different non-carious cervical lesions subjected to functional and non-functional occlusal loading**. 2009. 163 f. Tese (Doutorado em Odontologia – opção: Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the influence of the presence, shape and depth of non-carious cervical lesions on the mechanical response of a maxillary second premolar subjected to functional and non-functional occlusal loading. Seven three-dimensional finite element models were generated: intact tooth (H1); teeth with U shape lesion with 0,5mm (U1), 1,0mm (U2), 1,5mm (U3) of depth and teeth with V shape lesion with 0,5mm (V1), 1,0mm (V2), 1,5mm (V3) of depth. The models were loaded with a total force of 105N. The functional occlusal loading (F1) was applied vertically to the long axis and the non-functional occlusal loading (F2 and F3) was applied obliquely to the long axis. The maximum principal stress was employed as an indicator of structures failure, by contrasting calculated tensile stresses with known values the ultimate tensile strength. The results showed that the presence of a lesion increased the stresses, V shape lesions showed a worse mechanical response and the deepest lesions developed the higher stress in the dentin. However, among the analyzed parameters, it was verified that the type of loading showed higher influence on the stress distribution and generated the highest values of tensile stresses. The non-functional loading exhibited higher stresses when compared to functional loading. These results suggest that occlusal adjustment should be considered as a part of the non-carious cervical lesions treatment.

Keywords: non-carious cervical lesion, finite element method, occlusion.

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

cm	Centímetro
°C	Graus Celsius
Fig.	Figura
Figs.	Figuras
GPa	Gigapascal
JAD	Junção Amelodentinária
LCNC	Lesão Cervical Não Cariosa
LCNCs	Lesões Cervicais Não Cariosas
MEF	Método dos Elementos Finitos
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
MPa	Megapascal
mm	Milímetro
N	Newton
pg.	Página
pgs.	Páginas
pH	Potencial Hidrogeniônico
PVC	Policloreto de vinila
rpm	Rotações por minuto

TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina
Vol. I	Volume I
Vol. II	Volume II
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
2. FUNDAMENTAÇÃO CIENTÍFICA	20
3. PROPOSIÇÃO	36
4. MATERIAIS E MÉTODOS	38
4.1. PRÉ-PROCESSAMENTO	39
4.1.1. Modelagem Geométrica	39
4.1.2. Modelagem por Elementos Finitos	46
4.1.3. Definição das Propriedades Mecânicas	47
4.1.4. Definição das Condições de Contorno e Carregamento	48
4.2. PROCESSAMENTO E PÓS-PROCESSAMENTO	50
4.3. VALIDAÇÃO DO MODELO COMPUTACIONAL	51
4.3.1. Ensaio Experimental de Compressão	51
4.3.2. Simulação Computacional do Ensaio de Compressão	54
4.3.2. Comparação entre Ensaio e Simulação	58
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	61
5.1. INFLUÊNCIA DA PRESENÇA DE UMA LESÃO CERVICAL	63
5.2. INFLUÊNCIA DA FORMA DA LESÃO CERVICAL	65
5.3. INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DA LESÃO CERVICAL	66
5.4. INFLUÊNCIA DA CARGA OCLUSAL	67
5.5. IMPLICAÇÕES CLÍNICAS DOS RESULTADOS	70
5.6. O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	71
6. CONCLUSÕES	74
REFERÊNCIAS	76
ANEXOS	85

introdução

I. INTRODUÇÃO

A perda de estrutura dental na região cervical, pela ação de fatores etiológicos diferentes dos microbiológicos, caracteriza uma lesão cervical não cariada (LCNC). Existe uma concordância na literatura de que a incidência dessas lesões aumenta com a idade e, sabendo-se que a expectativa de vida da população está cada vez mais elevada, a preocupação com a etiologia e o tratamento das LCNCs é crescente.

O conhecimento dos fatores etiológicos é importante para prevenir o desenvolvimento de novas lesões, impedir a progressão das existentes e determinar o tratamento. Tradicionalmente três mecanismos estão envolvidos no aparecimento das LCNCs: abrasão, corrosão e abfração (cargas oclusais).

A abrasão consiste no desgaste patológico do dente por meio de processos mecânicos repetitivos, sendo os hábitos de higiene oral os fatores causais mais importantes relacionados a essa etiologia. A corrosão é a dissolução química de estrutura dentária, podendo ser classificada em extrínseca, intrínseca ou idiopática, pois os ácidos que promovem essa perda de estrutura podem ser, respectivamente, de origem exógena, endógena ou desconhecida.

No entanto, a abrasão e a corrosão são frequentemente considerados fatores secundários na formação das LCNCs. As cargas oclusais estão envolvidas em um interessante mecanismo que supostamente seria a etiologia primária dessas lesões.

Estabeleceu-se que as cargas oclusais oblíquas promoveriam a flexão do dente, resultando em tensões compressivas no lado onde a força é aplicada e tensões trativas no lado oposto. Considerando-se a maior resistência das estruturas dentais à compressão, alterações não

ocorreriam nessas regiões. Porém, as tensões de tração, concentradas na região cervical, promoveriam a ruptura da união química entre as estruturas cristalinas do esmalte e da dentina. Pequenas moléculas de água podem penetrar entre os espaços formados, impedindo o restabelecimento da união química entre os cristais e, assim, ocasionar a perda de estrutura dental.

Essas lesões, que até então apresentavam etiologia idiopática, passaram a ser nomeadas com o termo abfração, que deriva das palavras latinas *ab* ou longe de, e *fraction* ou fratura.

Um melhor entendimento da teoria da flexão dental e do papel das cargas oclusais no desenvolvimento de LCNCs somente foi possível através da aplicação de conceitos advindos da Engenharia, como a análise pelo método dos elementos finitos (MEF). Nesse método, um modelo geométrico representativo do problema é criado e dividido em um número finito de elementos. A seguir, o programa recebe informações sobre as propriedades específicas de cada elemento, as condições de carregamento e de fixação. Equações matemáticas são solucionadas pelo computador e os resultados podem ser expressos na forma de distribuição de tensões, de deformações e de deslocamentos.

Estudos bidimensionais (2D) e tridimensionais (3D) realizados utilizando o MEF corroboram com a teoria da flexão dental e afirmam serem as cargas oblíquas as responsáveis pelos elevados valores de tensões na região cervical e, portanto, pelo desenvolvimento de LCNCs. No entanto, poucos são os estudos que consideram LCNCs pré-existentes e os seus efeitos sobre a distribuição de tensões.

A despeito desses possíveis fatores etiológicos - abrasão, corrosão e abfração - a hipótese de etiologia multifatorial tem sido sustentada. Nesse caso, não somente um, mas dois ou todos os processos mencionados estariam envolvidos na gênese das LCNCs.

Em função da complexidade na etiologia dessas lesões, existe uma variação de sua morfologia. Tipicamente duas formas são citadas:

as lesões em forma de U ou pires e as lesões em forma de V ou cunha. No entanto, os efeitos da forma e de diferentes profundidades das LCNCs não têm sido objeto frequente de estudo. Assim, como a geometria de um defeito pode ter influência direta sobre a amplificação das tensões, o conhecimento do comportamento mecânico do dente com diferentes tipos de LCNCs pode facilitar a escolha de estratégias para minimizar as tensões e impedir a progressão das já existentes.

Obviamente, os fatores etiológicos relacionados aos hábitos de higiene oral ou à corrosão devem ser controlados ou suprimidos. No entanto, em relação aos fatores relacionados às cargas oclusais, a literatura ainda é controversa.

Considerando o possível efeito deletério das cargas oclusais oblíquas sobre as estruturas dentais, a indicação de ajuste oclusal parece ser plausível. No entanto, estudos afirmam que ainda não há suporte científico para indicação desse procedimento.

Como existe uma carência de estudos sobre o comportamento biomecânico de dentes com lesões cervicais pré-existentes e a necessidade de se compreender tais parâmetros para tentar impedir a progressão dessas lesões e determinar o tratamento mais apropriado, o presente estudo teve como objetivo avaliar, através do MEF, diferentes tipos de lesões cervicais sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais.

Para facilitar a leitura e a compreensão desse trabalho, o seu conteúdo foi dividido em dois volumes: o Volume I, que é restrito ao texto e o Volume II, que contém as Figuras. No decorrer do Volume I (Vol. I) estão citadas as figuras com suas respectivas indicações de página no Volume II (Vol. II).

fundamentação científica

2. FUNDAMENTAÇÃO CIENTÍFICA

As lesões cervicais não cariosas (LCNCs) são caracterizadas pela perda de tecido dental duro na região cervical, decorrente de fatores etiológicos não microbiológicos (LEVITCH *et al.*, 1994; OSBORNE-SMITH, BURKE e WILSON, 1999).

A observação clínica desses defeitos varia de acordo com a população estudada (LEVITCH *et al.*, 1994; BORCIC *et al.*, 2004; PEGORARO *et al.*, 2005; BERNHARDT *et al.*, 2006). No entanto, existe uma concordância de que a incidência e a severidade aumentam com a idade (BERGSTROM e LAVSTEDT, 1979; BERGSTROM e ELIASSON, 1988; HONG, NU e XIE, 1988; LUSSI *et al.*, 1991; OWENS e GALLIEN, 1995; LUSSI e SCHAFFNER, 2000; PALAMARA *et al.*, 2006; TAKEHARA *et al.*, 2008). Hong, Nu e Xie (1988) descreveram um aumento na frequência de lesões após os 20 anos de idade, culminando com uma incidência de 96,3% em indivíduos com idade variando entre 51-66 anos.

Em relação ao grupo de dentes mais acometido, a literatura é diversificada. Alguns autores afirmam serem os incisivos centrais superiores (GRIPPO, 1991; LEVITCH *et al.*, 1994), enquanto outros destacam os pré-molares superiores/inferiores como os dentes mais afetados (BORCIC *et al.*, 2004; BERNHARDT *et al.*, 2006; TAKEHARA *et al.*, 2008).

Essa perda de estrutura dental pode levar à hipersensibilidade (TANAKA *et al.*, 2003), a uma pronunciada limitação estética e, em casos extremos, a fraturas dentárias (BERNHARDT *et al.*, 2006). Portanto, em função das possíveis consequências das LCNCs, é importante o conhecimento dos fatores etiológicos para a prevenção de novas lesões, para impedir a progressão das lesões já existentes assim como para determinar o tratamento apropriado.

A etiologia das LCNCs é uma questão controversa (BERNHARDT *et al.*, 2006), mas, tradicionalmente, três mecanismos principais têm sido conjeturados como causa para essa perda de estrutura dental: a abrasão, a corrosão e a abfração (cargas oclusais).

A abrasão consiste no desgaste patológico do dente por meio de processos mecânicos repetitivos (GRIPPO, 1991; LEVITCH *et al.*, 1994; IMFELD, 1996) e as lesões podem ser difusas ou localizadas (IMFELD, 1996). Essas lesões acometem especialmente a superfície vestibular, apresentam forma de cunha e margens nítidas com a superfície de esmalte lisa (LEVITCH *et al.*, 1994).

A escovação é supostamente o principal fator causal desses desgastes (SANGNES e GJERMO, 1976; LEVITCH *et al.*, 1994; PIOTROWSKI, GILLETTE e HANCOCK, 2001; BERNHARDT *et al.*, 2006). Sangnes e Gjermo (1976) constataram que os indivíduos que escovavam os dentes mais do que duas vezes ao dia apresentavam uma alta incidência de lesões cervicais. Resultados semelhantes foram obtidos em um recente estudo epidemiológico sobre etiologia de lesões não cariosas em forma de cunha (BERNHARDT *et al.*, 2006).

A prevalência de lesões ocasionadas pela abrasão é diretamente influenciada por fatores relacionados com o paciente e com o material. Os fatores relativos ao paciente incluem a técnica e a frequência de escovação, o tempo gasto durante a escovação, a força aplicada durante a escovação e local onde a mesma é iniciada (IMFELD, 1996). Com relação ao material, destacam-se a dureza e forma da extremidade das cerdas da escova, o tipo de material das cerdas da escova, a flexibilidade do cabo da escova, a abrasividade/pH do dentífrico e a quantidade do dentífrico (IMFELD, 1996). Ao reproduzir lesões cervicais *in vitro*, Dzakovich e Oslak (2008) observaram que apenas a escova dental não foi capaz de provocar danos à estrutura dental. Entretanto, quando a escovação estava associada com a pasta dental, foram criadas LCNCs.

Contudo, como as LCNCs podem ser subgengivais, (BRAEM, LAMBRECHTS e VANHERLE, 1992) a abrasão pela escovação nem sempre constituiu-se em fator etiológico. Além disso, de acordo com Addy e Hunter (2003), apenas a escovação e a maioria das pastas dentais não são capazes de provocar efeitos significativos sobre o esmalte e a dentina, a menos que estejam combinados com desafios corrosivos.

A corrosão consiste na dissolução química de estrutura dentária (GRIPPO, 1991; IMFELD, 1996). Considerando conceitos advindos da Engenharia, equivocadamente, as lesões corrosivas são com frequência denominadas erosivas (GRIPPO e SIMRING, 1995; GRIPPO, SIMRING e SCHREINER, 2004). Porém essa terminologia caracteriza um processo físico e não um químico, sendo portanto corrosão o termo mais apropriado. Essas lesões localizam-se tanto na superfície vestibular quanto na lingual, apresentam forma de U ou pires e margens indefinidas com a superfície de esmalte lisa ou até mesmo polida (LEVITCH *et al.*, 1994).

De acordo com sua etiologia, a corrosão pode ser classificada como extrínseca, intrínseca ou idiopática, pois os ácidos que promovem esse desgaste podem ser, respectivamente, de origem exógena, endógena ou desconhecida (IMFELD, 1996). É importante ressaltar que o pH crítico relatado para corrosão do esmalte é inferior a 5,5 (GRAY, 1962) e o pH 6,0 é capaz de promover a perda de dentina (VANUSPONG, EISENBURGER e ADDY, 2002).

As causas extrínsecas podem ser agrupadas em ocupacionais, medicamentosas e dietárias (IMFELD, 1996; ZERO, 1996). No ambiente de trabalho pode ocorrer a exposição a aerossóis ácidos ou a inalação de substâncias ácidas (TEN BRUGGEN CATE, 1968; TUOMINEN *et al.*, 1991), sendo também comum a ocorrência de corrosão em nadadores que utilizam piscinas com inadequada monitoração de pH (CENTERWALL *et al.*, 1986).

Entre os medicamentos, os tônicos de ferro apresentam uma ampla variação de pH (1,5 a 8,6) e portanto possuem um considerável potencial para danificar a estrutura dental (JAMES e PARFITT, 1953). O tratamento da acloridria, através da reposição de ácido hidroclorídrico via oral, é responsável por uma série de relatos de corrosão severa (SMITH, 1989). Contudo, considerando a atual disponibilidade desse ácido em cápsulas (ZERO, 1996), parece lógico supor uma significativa diminuição desses casos. A mastigação de tabletes de Vitamina C (ácido ascórbico) foi relatada por Giunta (1983) como a causa de uma corrosão dental severa, o que se justifica através dos valores de pH inferiores a 5,5 de diferentes preparações de vitamina C (MEURMAN e MURTOMAA, 1986).

Os ácidos provenientes da dieta são designados como os principais responsáveis pelas lesões corrosivas decorrentes de fatores extrínsecos (ECCLES e JENKINS, 1974; DAVIS e WINTER, 1977). Lussi e Schaffner (2000), em um estudo de acompanhamento clínico que avaliou durante 6 anos a progressão e os fatores de risco para corrosão e defeitos cervicais em forma de cunha, constataram que os ácidos da dieta consistiam em um importante fator de risco para progressão das lesões. No estudo desenvolvido por Johansson *et al.* (1997) o número de lesões cervicais foi maior entre os indivíduos que consumiam grandes quantidades de refrigerantes, confirmando que a frequência de ingestão de bebidas ácidas é um fator predisponente para o desenvolvimento de defeitos cervicais.

A corrosão também pode ser ocasionada por ácidos endógenos (IMFELD, 1996; SCHEUTZEL, 1996). O ácido gástrico, responsável pela corrosão intrínseca, alcança a cavidade oral e, conseqüentemente os dentes, como resultado do vômito, regurgitação ou refluxo (IMFELD, 1996; SCHEUTZEL, 1996). O pH do ácido gástrico é de 1 a 1,5, encontrando-se numa faixa bastante inferior ao pH crítico para dissolução das estruturas dentárias (SCHEUTZEL, 1996).

Os indivíduos que vomitam frequentemente apresentam um risco de desenvolver lesões corrosivas oito vezes maior quando comparados

àqueles que não vomitam (JARVINEN, RYTOMAA e HEINONEN, 1991). Esse risco diminui para a metade entre os que apresentam regurgitações semanais (JARVINEN, RYTOMAA e HEINONEN, 1991).

Os vômitos auto-induzidos decorrentes de distúrbios alimentares de origem psicossomática, tais como a bulimia e a anorexia nervosa, estão se tornando frequentes e os desgastes dentais apresentados por esses indivíduos são marcantes (CLARK, 1985; KNEWITZ e DRISKO, 1988; ROBB, SMITH e GEIDRYS-LEEPER, 1995).

Outras causas que levam ao vômito, regurgitação ou refluxo regulares são a gravidez, os efeitos colaterais de medicamentos, o alcoolismo e algumas distúrbios gastrintestinais (por exemplo, disfunção gástrica, úlcera, hérnia, gastrites, pancreatites) (IMFELD, 1996; SCHEUTZEL, 1996).

É importante ressaltar que a manifestação clínica da corrosão normalmente ocorre somente depois que o ácido gástrico atua regularmente sobre os tecidos dentais duros, muitas vezes por semana durante um período de 1 a 2 anos (HELLSTROM, 1977). A saliva apresenta um papel protetor nesse contexto, sendo mais propensa à desmineralização ácida os locais que não se encontram protegidos pela saliva serosa (YOUNG e KHAN, 2002).

Todavia, tanto a abrasão quanto a corrosão são frequentemente consideradas como tendo um papel secundário na formação de LCNCs (LEE e EAKLE, 1984; 1996; REES, 2000). As cargas oclusais estão envolvidas em um interessante mecanismo que supostamente seria a etiologia primária dessas lesões.

Inicialmente, assumiu-se uma relação entre cargas oclusais de maior magnitude e LCNCs. Xhonga (1977), ao avaliar os efeitos do bruxismo em indivíduos com essa parafunção quando comparados a não bruxônomos, estabeleceu que o trauma oclusal excêntrico, decorrente da atividade parafuncional, poderia causar perda de estrutura dental na região cervical. Essa observação foi confirmada por

McCoy (1982), que postulou ser o bruxismo a etiologia primária de lesões localizadas na junção amelodentinária (JAD), as quais ocorrem devido à flexão do dente e à consequente concentração de tensões de tração nessa região.

Essa hipótese foi explicada em detalhes no trabalho de Lee e Eakle (1984). Estabeleceu-se que numa oclusão não ideal, cargas laterais são geradas e provocam a flexão do dente, resultando em tensões de compressão no lado onde a força é aplicada e de tração no lado oposto. Considerando a maior resistência à compressão das estruturas dentais, não ocorrem alterações na região comprimida. Porém, as tensões de tração, que se concentram na região cervical, promovem a ruptura da união química entre as estruturas cristalinas do esmalte e da dentina. Dessa forma, pequenas moléculas de água podem penetrar entre os espaços formados, impedindo o restabelecimento da união química entre os cristais e, como consequência, formam-se as lesões cervicais.

Essas lesões, que até então apresentavam uma etiologia idiopática, foram chamadas de abfração por Grippo (1991). Essa terminologia deriva da junção das palavras latinas *ab* ou longe de, e *fraction* ou fratura. Assim, abfração relaciona-se à perda patológica de estrutura dental devido às cargas biomecânicas que provocam a flexão do dente e consequente fadiga do esmalte e da dentina situados distantes do local de aplicação da força (GRIPPO, 1991).

Classicamente as lesões de abfração localizam-se na superfície vestibular, apresentam forma de cunha ou V e margens nítidas com uma superfície de esmalte rugosa (LEVITCH *et al.*, 1994).

Algumas características parecem ratificar a teoria da flexão. Em primeiro lugar, pode-se destacar que as lesões se desenvolvem em dentes submetidos à carga lateral, mas o dente adjacente permanece não afetado (GRIPPO, 1992; BURKE, WHITEHEAD e MCCAUGHEY, 1995). Em segundo lugar, elas podem se localizar subgengivalmente, o que não é justificável através da corrosão ou abrasão (BRAEM, LAMBRECHTS

e VANHERLE, 1992; BURKE, WHITEHEAD e MCCAUGHEY, 1995). Por fim, é interessante ressaltar que essas lesões foram encontradas em homens pré-históricos, que não utilizavam escovas dentais, e em animais, descartando a possibilidade da lesão ser ocasionada pela abrasão (DAWID, MEYER e SCHWARTZ, 1991).

Estudos clínicos e laboratoriais são controversos ao discutir a relação entre a formação de LCNCs e as condições oclusais. Pintado *et al.* (2000) e Telles, Pegoraro e Pereira (2000) demonstraram clinicamente uma relação direta entre a presença de desgaste oclusal e o desenvolvimento de LCNCs. Entretanto, Estafan *et al.* (2005) não observaram a existência de uma relação entre desgaste oclusal e as lesões cervicais. Numa avaliação laboratorial de dentes submetidos a cargas axiais e não-axiais, Litonjua *et al.* (2004) verificaram, através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e óptica, que não havia diferença significativa entre os dois grupos estudados. Esses autores sugerem que a carga oclusal não apresenta relação com a progressão de LCNCs.

Um melhor entendimento da teoria da flexão dental e do papel das cargas oclusais no desenvolvimento de LCNCs somente foi possível através da aplicação de conceitos advindos da Engenharia, como a análise através do método dos elementos finitos (MEF).

O MEF é um procedimento numérico, comumente empregado na análise de problemas estruturais complexos, que seriam de difícil solução através de métodos clássicos da Engenharia.

Essencialmente, um modelo geométrico representativo do problema é criado e dividido em um número finito de elementos, que se unem em suas extremidades através dos pontos nodais. A seguir, o programa recebe informações sobre as propriedades específicas de cada elemento, as quais variam de acordo com a análise desejada. Tipicamente são informados os valores de módulo de elasticidade^a e

^a Parâmetro mecânico que proporciona uma medida de rigidez de um material sólido (HIBBELER, 2004).

coeficiente de Poisson^b. Uma carga ou uma série de cargas podem ser aplicadas no modelo e, durante a análise, as diversas equações matemáticas geradas são solucionadas pelo computador. Os resultados são expressos na forma de distribuição de tensões, de deformações e de deslocamentos. A análise desses resultados é relevante no caso da verificação dos efeitos das cargas sobre o desenvolvimento de LCNCs.

Estudos utilizando modelos bidimensionais (REES, 1998; 2002; REES, HAMMADEH e JAGGER, 2003; TANAKA *et al.*, 2003; REES e HAMMADEH, 2004; CUNHA, 2005; DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005) e tridimensionais (GOEL *et al.*, 1991; PALAMARA *et al.*, 2000; LEE *et al.*, 2002; GERAMY e SHARAFODDIN, 2003; BORCIC *et al.*, 2005; PALAMARA *et al.*, 2006) analisados através do MEF sustentam a teoria da flexão dental como fator etiológico no desenvolvimento de LCNCs. Basicamente, essas análises são realizadas após a simulação da aplicação de uma carga, que pode variar em magnitude, direção e localização. Muitas das simulações são realizadas em modelos de pré-molares inferiores (REES, 1998; PALAMARA *et al.*, 2000; LEE *et al.*, 2002; REES, 2002; PALAMARA *et al.*, 2006) ou superiores (GOEL *et al.*, 1991; LEE *et al.*, 2002; REES, HAMMADEH e JAGGER, 2003; REES e HAMMADEH, 2004; BORCIC *et al.*, 2005) e apresentam como objetivo principal a verificação da concentração de tensões na região cervical, para que as prováveis consequências às estruturas dentárias possam ser estimadas.

Dessa maneira, observou-se que cargas oblíquas proporcionam valores mais elevados de tensão na região cervical, sendo, portanto, consideradas as principais responsáveis pela formação de LCNCs (GOEL *et al.*, 1991; REES, 1998; PALAMARA *et al.*, 2000; LEE *et al.*, 2002; REES, 2002; GERAMY e SHARAFODDIN, 2003; REES, HAMMADEH e JAGGER, 2003; TANAKA *et al.*, 2003; REES e HAMMADEH, 2004; BORCIC *et al.*, 2005; CUNHA, 2005; DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005; PALAMARA *et al.*, 2006). Apesar desse número expressivo de estudos, são escassos

^b Valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais (HIBBELER, 2004).

aqueles que consideram a presença de defeitos ou lesões cervicais pré-existent.

A presença de falhas ou trincas em uma estrutura pode ocasionar um aumento das tensões nas proximidades desses defeitos (CALLISTER, 2002). O efeito desses defeitos é ainda mais significativo no caso de materiais frágeis, como as estruturas dentais, pois não se deformam de modo significativo sob a ação de uma tensão, reduzindo a sua capacidade de suportar as cargas e conseqüentemente a sua resistência à fratura.

Alguns estudos desenvolvidos em modelos 2D e analisados pelo MEF observaram que, na presença de uma lesão, as tensões irão aumentar e isto pode acelerar significativamente a perda de estrutura dental (REES e HAMMADEH, 2004; CUNHA, 2005; DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005).

Rees e Hammadeh (2004) avaliaram os efeitos de pequenos defeitos introduzidos na região do esmalte cervical e constataram um aumento considerável nos valores de tensão principal máxima. Para os autores, o mecanismo de formação das LCNCs baseia-se no solapamento do esmalte na JAD. No caso de um dente intacto, a carga oclusal é dissipada através de sua transmissão do esmalte para a dentina subjacente. No entanto, a introdução de um defeito ao longo da JAD interrompe essa transmissão, resultando em valores de tensões mais elevados. Seus resultados sugerem que, com o tempo, mesmo pequenos defeitos no esmalte podem levar a grandes perdas de volume. Um aspecto preocupante nesse contexto é que pouca atenção tem sido dispensada para prevenir esse processo.

Resultados similares foram obtidos por Dejak, Mlotkowski e Romanowicz (2005). Nesse trabalho, os elementos da malha referentes ao esmalte, que alcançavam valores de tensão superiores a sua resistência à ruptura, eram gradualmente removidos, em sucessivas análises. Formou-se então uma saliência de esmalte sem suporte dentinário na JAD. Após a aplicação de uma força horizontal de

pequena magnitude (2N) foi possível observar que essa frágil região facilmente iria fraturar *in vivo*, ocasionando um aumento da lesão.

Quando lesões de maiores dimensões foram simuladas, a distribuição de tensões também apresentou alterações significativas em relação a um dente hígido. Na presença da lesão a magnitude das tensões foi amplificada, o que supostamente poderia propagar o dano (CUNHA, 2005).

Entretanto, os resultados desses estudos foram desenvolvidos em modelos 2D, nos quais os deslocamentos restringem-se a apenas dois eixos, o que não caracteriza uma situação clínica real. Adiciona-se a essa observação, o fato dos dentes serem altamente irregulares e a análise bidimensional não representa fielmente o seu comportamento (PALAMARA *et al.*, 2006). Assim, modelos tridimensionais devem ser utilizados para a obtenção de resultados mais representativos.

A despeito desses possíveis fatores etiológicos - abrasão, corrosão e abfração - a hipótese de etiologia multifatorial tem sido sustentada. Nesse caso, não somente um, mas dois ou todos os processos mencionados estariam envolvidos na gênese das LCNCs (LEE e EAKLE, 1984; BRACKETT, 1994; LEVITCH *et al.*, 1994; GRIPPO e SIMRING, 1995; SPRANGER, 1995; BADER *et al.*, 1996; IMFELD, 1996; OSBORNE-SMITH, BURKE e WILSON, 1999; LYONS, 2001; TANAKA *et al.*, 2003; BORCIC *et al.*, 2005; BERNHARDT *et al.*, 2006; PALAMARA *et al.*, 2006). Isto é facilmente compreendido considerando-se a dificuldade de diagnóstico de cada fator e, especialmente, suas influências individuais (BORCIC *et al.*, 2005).

Nesse contexto, uma teoria para o início e a progressão das LCNCs envolve, primeiramente, elevados valores de tensões trativas na região cervical. Essa condição ocasionaria a desorganização dos prismas de esmalte, os quais seriam facilmente removidos através da ação mecânica da escovação ou da dissolução química (LEE e EAKLE, 1984).

Alguns termos provenientes da Engenharia foram introduzidos com base nessa teoria multifatorial. O efeito piezoelétrico, consiste na perda de íons do dente para a saliva em decorrência da diferença de potencial elétrico entre ambos. Essa troca iônica promoveria a perda de estrutura dental e estaria diretamente relacionada às propriedades físico-químicas da saliva e do dente (GRIPPO e MASI, 1991; GRIPPO, 1992; 1996).

Sugeriu-se também o conceito de corrosão sob tensão, no qual os danos às estruturas dentárias seriam exacerbados na presença conjugada de tensões e de substâncias ácidas (GRIPPO e SIMRING, 1995; GRIPPO, 1996). Foi obtido suporte para essa hipótese através do trabalho desenvolvido por Palamara *et al.* (2001). Seus resultados mostraram que, em um meio ácido, a maior perda de estrutura na região cervical ocorreu nos dentes submetidos às cargas. Os dentes que não estavam sob a ação de tensões apresentaram uma menor perda de volume, indicando que a associação de fatores pode aumentar o dano. Conclusão semelhante foi relatada em relação à perda de estrutura dentinária quando o meio ácido estava associado às tensões promovidas por cargas (STANINEC *et al.*, 2005; MISHRA *et al.*, 2006).

Outra questão relevante refere-se a fatores relacionados ao próprio dente e aos seus tecidos de suporte. A suposta vulnerabilidade do esmalte cervical às falhas foi confirmada por Hassan, Caputo e Bunshah (1981), que observaram ser o esmalte cervical mais frágil que o esmalte oclusal. No entanto, Hammadeh e Rees (2001) constataram uma similaridade na susceptibilidade à corrosão entre os esmaltes dessas duas regiões. O risco de falhas também pode aumentar devido ao contorno não muito escalonado da JAD na região cervical, o que possivelmente compromete a resistência da junção (GOEL *et al.*, 1991; REES, 2006).

Analisando os princípios de alavanca, quanto maior o braço de alavanca, maior será a magnitude das tensões (MERIAM e KRAIGE, 2006). Dessa forma, fatores associados com o braço de alavanca devem ser considerados, entre os quais se incluem: o comprimento da

coroa clínica, proporção coroa-raiz, configuração da raiz, alinhamento do dente no arco e os tecidos de suporte ao redor do dente (LEE *et al.*, 2002).

Dessa forma, sendo a etiologia da LCNCs bastante complexa, existe uma variação de sua morfologia (PALAMARA *et al.*, 2006). Duas formas são tipicamente citadas: as lesões em forma de V ou cunha e as lesões em forma de U ou pires. Essas duas morfologias foram identificadas após a avaliação de réplicas de LCNCs em microscopia eletrônica de varredura (BRADY e WOODY, 1977). Como foi ressaltado anteriormente, as lesões em forma de cunha podem ser representativas do efeito da abrasão e/ou da flexão do dente proporcionada pelas cargas oclusais (LEVITCH *et al.*, 1994). Já a etiologia corrosiva parece estar relacionada com lesões em forma de pires (LEVITCH *et al.*, 1994).

Estudos clínicos mostraram uma maior prevalência das lesões em forma de cunha (AW *et al.*, 2002; MILLER *et al.*, 2003; OGINNI, OLUSILE e UDOYE, 2003), profundidade inferior a 2,0mm (AW *et al.*, 2002) e largura cérvico-oclusal de 1 a 2mm (AW *et al.*, 2002).

Independente dessas formas de LCNCs, na extremidade interna desses defeitos ocorrerá a amplificação das tensões (CALLISTER, 2002). Comparando-se as lesões em forma de V e de U, as primeiras possivelmente apresentarão um comportamento mecânico mais desfavorável. Isto pode ser melhor compreendido considerando alguns princípios de Mecânica da Fratura (CALLISTER, 2002). Devido a sua capacidade de amplificar uma tensão aplicada, esses defeitos são conhecidos como fatores de concentração de tensão. Sabendo-se que a medida do grau de amplificação de uma tensão externa na extremidade de um defeito corresponde ao fator de concentração de tensões e considerando-se (Equação 1):

$$K_e = 2 \left(\frac{a}{\rho_e} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

Onde, K_e representa o fator de concentração de tensões, a o comprimento ou profundidade do defeito e ρ_e o raio de curvatura da extremidade interna do defeito. Da Equação 1, conclui-se que quanto maior a profundidade (a) e menor a curvatura da extremidade (ρ_e) maior será o fator de concentração de tensões (K_e). Portanto, comparando-se lesões de igual profundidade, as lesões em forma de V tenderão a apresentar um maior fator de concentração de tensões por possuírem uma menor curvatura de sua extremidade em relação às em forma de U.

Essa observação foi confirmada nos estudos realizados por Kuroe *et al.* (2000) e Kuroe *et al.* (2001) ao verificarem as tensões desenvolvidas em modelos fotoelásticos tridimensionais de pré-molares superiores. Constatou-se que a presença de uma LCNC em forma de V ou de U atua como um concentrador de tensões e as tensões mais elevadas estavam presentes na região de sua extremidade interna. Comparando-se as formas de lesão, as em forma de V apresentaram uma concentração maior limitada ao menor raio de curvatura da extremidade interna. Já nas lesões em U, pelo fato de possuírem raios maiores, as tensões se distribuíram ao longo de uma área maior da extremidade interna. Em relação à profundidade da lesão, as lesões mais profundas promoveram uma maior concentração de tensões na face palatal (KUROE *et al.*, 2000).

A despeito da forma das LCNCs, estudos sugerem que devem ser tomadas medidas para impedir a sua progressão e minimizar as tensões. No caso de lesões menores que 1,0mm de profundidade e que não estejam causando maiores consequências clínicas, Michael *et al.* (2009) sugerem o monitoramento em intervalos regulares de tempo. Quando a etiologia das LCNCs está diretamente relacionada com hábitos de higiene oral ou com a corrosão, parece lógico afirmar que devem ser realizadas modificações para o controle e supressão desses fatores. Todavia, quando o tratamento envolve as cargas oclusais, a literatura é controversa.

Para minimizar as cargas oclusais são sugeridos o uso de placas e o ajuste oclusal. Apesar de consistir em um tratamento conservador, o uso de placas oclusais parece não apresentar evidências para a sua indicação (MICHAEL *et al.*, 2009). Alguns autores afirmam que esses dispositivos são eficazes, porém outros não fornecem suporte para a sua utilização (KREINER, BETANCOR e CLARK, 2001). O objetivo é minimizar as forças não axiais, no entanto, isto só será obtido quando a confecção desse dispositivo for bastante criteriosa (MICHAEL *et al.*, 2009).

O ajuste oclusal é um procedimento irreversível que consiste na alteração, através de desgaste, dos contatos entre dentes antagônicos. Devido à relação entre cargas oblíquas e a etiologia de LCNCs, alguns autores sugerem a realização desse procedimento para prevenir o aparecimento e/ou progressão dessas lesões (LEE e EAKLE, 1996; TANAKA *et al.*, 2003; BORCIC *et al.*, 2005; DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005) e para minimizar falhas em restaurações cervicais (HEYMANN *et al.*, 1988; HEYMANN *et al.*, 1991; SPRANGER, 1995; LEE e EAKLE, 1996; ICHIM *et al.*, 2007). Em estudos clínicos sobre a taxa de retenção de restaurações, os resultados apontam uma forte correlação entre oclusão estressante e falhas retentivas da restauração (HEYMANN *et al.*, 1988; HEYMANN *et al.*, 1991). Além disto, considerando o número de estudos que verificaram o efeito deletério de cargas não axiais quando comparadas às cargas axiais e uma melhor distribuição de tensões nessa última condição (GOEL *et al.*, 1991; REES, 1998; PALAMARA *et al.*, 2000; LEE *et al.*, 2002; REES, 2002; GERAMY e SHARAFODDIN, 2003; REES, HAMMADEH e JAGGER, 2003; TANAKA *et al.*, 2003; REES e HAMMADEH, 2004; BORCIC *et al.*, 2005; CUNHA, 2005; DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005; PALAMARA *et al.*, 2006), a sugestão de ajuste oclusal parece razoável.

Por outro lado, a literatura também apresenta trabalhos que afirmam não haver evidência que sustente a efetividade do ajuste oclusal (WOOD *et al.*, 2008; MICHAEL *et al.*, 2009). Para Michael *et al.* (2009), esse procedimento, quando inapropriadamente realizado, pode

aumentar o risco de cáries, de desgaste oclusal e de hipersensibilidade dentinária.

Um outro procedimento defendido para redução dos valores de tensão é a restauração das LCNCs (GRIPPO, 1996; DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005). Para Grippo (1992), no caso de uma LCNC não ser restaurada, as tensões ocasionadas pela própria lesão irão aumentar a possibilidade de danos na estrutura dental. Em um estudo desenvolvido utilizando o MEF 3D, onde lesões em forma de U e V estavam restauradas, não houve diferença na distribuição de tensões apresentada pelas diferentes formas de LCNCs (ICHIM *et al.*, 2007). Como alguns estudos (KUROE *et al.*, 2000; KUROE *et al.*, 2001) demonstram que a forma da lesão tem influência na distribuição de tensões, esses resultados podem indicar uma alteração nas tensões na presença de uma restauração. De acordo com Kuroe *et al.* (2001), para reduzir as tensões nas lesões e dessa forma prevenir a sua progressão, deveriam ser realizadas restaurações adesivas, o que iria proteger o esmalte de fraturas e a dentina exposta da abrasão e/ou corrosão.

Entretanto, sabendo-se que os resultados clínicos para as restaurações cervicais são menos previsíveis (BROWNING e DENNISON, 1996), deveriam ser desenvolvidos estudos para verificar se a relação custo/benefício é favorável. Além disso, deve ser dispensada uma atenção especial para a observação de que uma restauração não seria um "tratamento" para a etiologia das LCNCs, consistindo essencialmente na reposição de estrutura dental perdida (MICHAEL *et al.*, 2009). Dessa forma, o diagnóstico, o controle e/ou a supressão dos fatores etiológicos são de fundamental importância para um adequado tratamento das lesões cervicais.

proposição

3. PROPOSIÇÃO

O presente trabalho se propõe a verificar, através do MEF 3D, o comportamento mecânico de um segundo pré-molar superior sob influência:

- a. Da presença de uma lesão cervical.
- b. De diferentes formas de lesão cervical (forma de U ou forma de V).
- c. De diferentes profundidades de lesão cervical (0,5mm, 1,0mm ou 1,5mm).
- d. De diferentes tipos de carga oclusal (funcional ou não funcional).

materiais e métodos

4. MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo utilizou-se o método dos elementos finitos (MEF) para avaliar a distribuição de tensões em modelos tridimensionais de um segundo pré-molar superior com diferentes tipos de LCNCs e sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais. O MEF pode ser descrito em três principais etapas: pré-processamento, processamento e pós-processamento.

4.1. PRÉ-PROCESSAMENTO

No pré-processamento, a estrutura a ser analisada é modelada e depois discretizada em um número finito de elementos. Após serem informadas as propriedades dos diferentes constituintes do modelo, as condições de contorno e carregamento são definidas.

4.1.1. MODELAGEM GEOMÉTRICA

Realizou-se a confecção inicial de um modelo 3D do segundo pré-molar superior hígido e em seguida foram executadas modificações a fim de se obter as configurações específicas de forma e profundidade da cavidade cervical referente a cada análise. Dessa forma, sete modelos geométricos foram criados: Hígido (H), Cavidade em U de 0,5mm (U1), Cavidade em U de 1,0mm (U2), Cavidade em U de 1,5mm

(U3), Cavidade em V de 0,5mm (V1), Cavidade em V de 1,0mm (V2), Cavidade em V de 1,5mm (V3).

4.1.1.1. Obtenção de guias para confecção dos modelos

Para que o modelo do dente hígido possuísse corretas proporções e relações com suas estruturas de suporte, foi utilizada como referência uma peça anatômica da região do segundo pré-molar superior (Fig. 1, Vol. II, pg. 19). Após a aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos dessa instituição (Anexo A), essa peça anatômica foi doada pelo Departamento de Morfologia da Universidade Federal de Santa Catarina (Anexo B).

Inicialmente o dente e o osso alveolar do segundo pré-molar superior foram incluídos, separadamente, em resina epóxica (Epoxiglass Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda., Brasil) (Fig. 2A, Vol. II, pg. 20). Decorrido o período de polimerização da resina, o dente incluído foi adaptado à base de fixação de uma máquina específica (ISOMET 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) para a realização de cortes seriados perpendiculares ao longo eixo e com 1,0mm de espessura (Fig. 2B, Vol. II, pg. 20). Um disco diamantado dupla face (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) que promove uma perda de estrutura de 0,3mm de espessura foi utilizado na realização desses cortes. Dessa forma, foram obtidas as fatias referentes ao dente (Fig. 3, Vol. II, pg. 21). Os mesmos procedimentos foram executados para o bloco de resina contendo o suporte ósseo (Fig. 4, Vol. II, pg. 21).

Todas as fatias referentes ao dente e ao osso foram fotografadas na proporção de 1:1 com máquina digital (Canon Rebel XT, Canon, Japão) acoplada a uma lente macro 100mm (Canon, Japão). Uma régua milimetrada posicionada na extremidade de cada fatia serviu de referência durante os procedimentos de confecção do modelo, para que fosse respeitado um padrão de escala (Fig. 5, Vol. II, pg. 22).

4.1.1.2. Modelo geométrico primário

Cada foto foi individualmente transferida para um programa específico de modelagem tridimensional (SolidWorks, Dassault, França), disponibilizado pelo Grupo de Análise e Projeto Mecânico (GRANTE) do Departamento de Engenharia Mecânica da UFSC.

Nesse programa, um arquivo denominado “part” foi criado e a foto referente a uma fatia foi inserida como papel de parede. Sobre um plano geométrico previamente gerado, realizou-se o desenho de seu contorno externo, sem considerar diferentes estruturas. Outro plano distante 1,3mm do já existente foi criado e uma foto da fatia seguinte à desenhada foi inserida como plano de fundo. Essa distância entre os planos refere-se à espessura dos cortes associada à perda de estrutura promovida pelo disco durante esse procedimento. Dessa forma, sucessivamente inseriram-se as fotos das treze fatias do dente e foram confeccionados os seus respectivos desenhos.

Para facilitar a obtenção do modelo sólido, após a obtenção dos desenhos referentes às treze fatias, realizou-se a interpolação de um plano entre cada um dos já existentes, criando-se desenhos de fatias em continuidade geométrica com as demais. Ao final foi obtido um total de 25 planos com os respectivos desenhos das fatias (Figs. 6A e 6B, Vol. II, pg. 23).

A ferramenta “loft” do programa foi aplicada para gerar um sólido delimitado pelo contorno das fatias (Figs. 6C e 6D, Vol. II, pg. 23). Para delinear as cúspides foi usada uma ferramenta de corte em V (Fig. 6E, Vol. II, pg. 23). Na sequência, utilizou-se a ferramenta “freeform”, e através desse passo foi possível realizar modificações na superfície oclusal, tornando-a semelhante a do dente fatiado. Ao final dessa etapa, obteve-se um modelo sólido referente ao contorno externo do dente, o modelo primário (Fig. 6F, Vol. II, pg. 23).

4.1.1.3. Modelo geométrico do esmalte

Um novo arquivo “part”, gerado como uma cópia do arquivo do modelo primário, foi utilizado para a confecção da região referente ao esmalte. Nessa etapa foram inseridos, nesse modelo primário, os desenhos das fatias de dentina e o desenho de uma fatia aleatória posicionada em um plano externo aos limites da raiz (Figs. 6G e 6H, Vol. II, pg. 23). A seguir, com a ferramenta “loft” foi criado um sólido, delimitado pelo contorno dessas fatias. Em sua superfície oclusal foi realizado um corte em forma de V, obtendo-se a anatomia da superfície oclusal da dentina (Fig. 6I, Vol. II, pg. 23). Os ângulos criados após o corte foram arredondados utilizando a ferramenta “filet”. Esse sólido, que englobava toda a parte da dentina radicular e coronária foi subtraído da estrutura até então já modelada, através do comando “combine”, obtendo-se assim a região referente ao esmalte (Figs. 6J, 6K e 6L, Vol. II, pg. 23).

4.1.1.4. Modelo geométrico da dentina

Para que fosse gerado o modelo da dentina, esse mesmo arquivo salvo para o esmalte foi renomeado e realizou-se a substituição do último passo. O comando “combine” foi utilizado para que todos os volumes não comuns fossem excluídos, restando apenas a região da dentina (Fig. 6M, Vol. II, pg. 23).

A etapa seguinte consistiu na criação da cavidade pulpar. Os desenhos referentes ao contorno geométrico da polpa foram posicionados no modelo da dentina (Fig. 6N, Vol. II, pg. 23) e foi utilizada a ferramenta “loft” para gerar o sólido inicial da polpa. Uma ferramenta de corte em V criou a anatomia da região mais coronária da polpa e os ângulos foram arredondados utilizando a ferramenta “filet”. A polpa

modelada foi então extraída empregando a ferramenta “combine”. Dessa forma, obteve-se o modelo da dentina com uma cavidade na forma anatômica da polpa (Fig. 6O, Vol. II, pg. 23).

Uma estrutura normalmente não incluída nos modelos geométricos é o cimento. Isto se deve possivelmente à dificuldade de distingui-lo da dentina radicular *in vivo*, como pode ser observado na Figura 5B (Vol. II, pg. 22), impossibilitando a definição de seu contorno interno. Além disso, o cimento apresenta uma composição semelhante à da dentina (PETROVIC, SPASIC e ATANACKOVIC, 2005), fazendo com que a sua supressão não tenha influência significativa nos resultados (RUBIN *et al.*, 1983). Dessa forma, o contorno externo do cimento foi considerado, porém não foi feita distinção entre essa estrutura e a dentina.

4.1.1.5. Modelo geométrico da polpa

O arquivo relacionado à dentina foi renomeado para gerar o modelo da polpa. Nesse caso, o volume referente à dentina foi excluído, restando apenas o modelo da polpa (Figs. 7A, 7B e 7C, Vol. II, pg. 24).

4.1.1.6. Modelo geométrico do ligamento periodontal

O arquivo relacionado à dentina também foi renomeado para criar o modelo do ligamento periodontal. Uma espessura uniforme de 0,3mm do ligamento periodontal foi modelada envolvendo todo o contorno da dentina radicular (LEE *et al.*, 2002; ICHIM *et al.*, 2007). Esse procedimento foi realizado utilizando a ferramenta “offset”, que criou “fatias” seguindo o contorno externo da dentina, sempre a uma

distância de 0,3mm (Fig. 7D, Vol. II, pg. 24). Com a ferramenta “loft”, criou-se o sólido do ligamento (Fig. 7E, Vol. II, pg. 24). A seguir, a dentina foi excluída utilizando a ferramenta “combine” e o arquivo passou a conter o modelo do ligamento periodontal (Fig. 7F, Vol. II, pg. 24). Nessa fase, como ainda não havia a referência do contorno parabólico do osso alveolar, o ligamento foi mantido plano em sua região mais cervical.

4.1.1.7. Modelo geométrico do osso cortical e do osso esponjoso

O arquivo do ligamento periodontal foi renomeado para criação dos modelos referentes ao osso cortical e esponjoso. As fotos das fatias referentes ao osso foram inseridas como plano de fundo e desenhadas individualmente, de modo semelhante ao descrito na confecção do modelo primário. Essas fotos foram colocadas numa posição espacial que permitisse a localização do ligamento periodontal no centro do suporte ósseo (Fig. 8A, Vol. II, pg. 25). Devido à dificuldade para se identificar o limite preciso entre osso esponjoso e cortical, o desenho de cada fatia se restringiu ao contorno externo. A ferramenta “loft” foi utilizada para gerar o sólido do osso (Fig. 8B, Vol. II, pg. 25) e por subtração, utilizando a ferramenta “combine”, o ligamento periodontal foi removido (Fig. 8C, Vol. II, pg. 25). Dessa forma, foi criado o suporte ósseo com o seu respectivo alvéolo (Fig. 8D, Vol. II, pg. 25).

O modelo do osso obtido foi então aumentado em extensão para impedir que as tensões geradas pelas condições de contorno, que foram posteriormente determinadas, influenciassem as tensões no dente. Além disso, com uma ferramenta de corte, obteve-se um contorno mais arredondado e por consequência uma geometria semelhante àquela observada anatomicamente (Figs. 9A e 9B, Vol. II, pg. 26).

A seguir, uma espessura uniforme de 0,5mm de osso cortical foi modelada em torno do contorno interno do tecido ósseo, incluindo a região do ligamento periodontal. Esse procedimento foi realizado utilizando a ferramenta "shell", que gera uma "casca" com espessura constante em direção ao interior do tecido ósseo (Fig. 9C, Vol. II, pg. 26). Depois foi efetuado um corte para a remoção das extremidades do tecido ósseo, mantendo, nessas faces, uma espessura de 0,5mm referente ao osso cortical (Fig. 9D, Vol. II, pg. 26). Ao final desses procedimentos obteve-se um arquivo "part" do osso cortical (Figs. 9E, 9F e 9G, Vol. II, pg. 26).

Para a obtenção do modelo do osso esponjoso, o arquivo do osso cortical foi renomeado (Fig. 10A, Vol. II, pg. 27). Foi então adicionado um "sketch" na região correspondente à superfície proximal (Fig. 10B, Vol. II, pg. 27) e um sólido foi gerado no interior do osso cortical (Figs. 10C e 10D, Vol. II, pg. 27). Após a utilização da ferramenta "combine" o osso cortical foi excluído, permanecendo apenas o sólido referente ao osso esponjoso (Figs. 10E, 10F e 10G, Vol. II, pg. 27).

4.1.1.8. Modelo geométrico do dente hígido

Uma vez gerados os arquivos do tipo "part" do esmalte, da dentina, da polpa, do ligamento periodontal, do osso esponjoso e do osso cortical, eles foram transportados para um arquivo denominado "assembly" (Fig. 11A, Vol. II, pg. 28). Com base no sistema de coordenadas e nas condições de posicionamento dos diferentes constituintes, montou-se o dente e suas estruturas de suporte (Fig. 11B, Vol. II, pg. 28). Após a montagem, com uma ferramenta de corte, o contorno do ligamento periodontal passou a seguir o formato parabólico do osso alveolar (Figs. 11C, 11D e 11E, Vol. II, pg. 28).

4.1.1.9. Modelos geométricos dos diferentes tipos de LCNCs

Após a confecção do modelo do dente hígido, algumas modificações foram realizadas para que fossem obtidos os modelos com diferentes tipos de lesões cervicais (Figs. 12 e 13, Vol. II, pgs. 29 e 30).

Dois tipos de lesões, em forma de V e U, foram criados na região cervical da face vestibular. Para cada tipo de lesão foram consideradas três diferentes profundidades: rasa (0,5mm), média (1,0mm) e profunda (1,5mm). A altura cérvico-incisal foi mantida dentro de uma variação de 1,3 a 1,5mm e a largura méso-distal variou na dependência da profundidade da lesão. As dimensões das lesões foram determinadas com base em características previamente relatadas (AW *et al.*, 2002).

Para a criação dessas lesões, no modelo do dente hígido foram realizados cortes, em V e U, referentes a cada geometria.

4.1.2. MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS

Nessa fase foi realizada a discretização dos modelos, através de sua subdivisão em um número finito de elementos (Figs. 14 a 20, Vol. II, pgs. 31 a 37). Esses elementos estão conectados em suas extremidades através dos nós e o conjunto formado denomina-se malha de elementos finitos.

O processo de confecção da malha foi executado através de um programa de análise por elementos finitos (ANSYS Workbench, Swanson Analysis Inc., Houston, PA, EUA). O tipo de elemento adotado foi o tetraédrico parabólico (Solid 187), que permite gerar malha mesmo em modelos mais complexos. Isto é possível devido à versatilidade de

geometria desse tipo de elemento, uma vez que a maioria dos corpos sólidos pode ser representada como um conjunto de tetraedros (ALVES FILHO, 2000). Além disso, matematicamente, os elementos tetraédricos parabólicos são mais precisos, sendo recomendados para modelagem biomecânica (POLGAR, VICECONTI e O'CONNOR, 2001).

Uma malha primária foi gerada, para que depois fossem realizados os procedimentos de refinamento. Esses procedimentos obedeceram a uma mesma sequência para todos os modelos geométricos. Priorizou-se o refinamento com uma malha de maior densidade em regiões de geometria mais complexa, regiões de contato e nos constituintes de maior interesse para o estudo, entre os quais se incluem o esmalte e a dentina.

O grau de discretização dos modelos foi estabelecido através de estudos de convergência dos resultados e da capacidade do computador utilizado nas análises.

Após ter sido gerada a malha do modelo hígido (H1), as malhas dos demais modelos derivaram deste, evitando-se assim diferenças significativas entre as malhas das situações simuladas. A Tabela 1 descreve o número de pontos nodais e elementos obtidos em cada modelo.

4.1.3. DEFINIÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS

A complexidade das estruturas dentais e tecidos de suporte, representada por sua natureza heterogênea e anisotrópica, foi simplificada. De maneira geral, os diferentes constituintes presentes no modelo foram considerados isotrópicos (apresentam as mesmas propriedades mecânicas em todas as direções), elásticos (recuperam suas dimensões originais quando a carga é removida) e contínuos (não apresentam espaços vazios em sua estrutura). As interfaces entre as estruturas foram apresentadas como perfeitamente unidas.

Além disso, para a caracterização do comportamento mecânico de cada constituinte do modelo, dados relativos ao módulo de elasticidade (E) e ao coeficiente de Poisson (ν) foram informados ao programa. Essas propriedades estão discriminadas na Tabela 2.

Tabela 1. Número total de nós e de elementos gerados nas malhas de cada modelo geométrico.

MODELO GEOMÉTRICO	NÚMERO DE NÓS	NÚMERO DE ELEMENTOS
Hígido (H1)	217.996	121.768
Cavidade em U de 0,5mm (U1)	219.367	122.766
Cavidade em U de 1,0mm (U2)	222.577	124.480
Cavidade em U de 1,5mm (U3)	221.737	123.879
Cavidade em V de 0,5mm (V1)	216.937	121.071
Cavidade em V de 1,0mm (V2)	216.720	120.995
Cavidade em V de 1,5mm (V3)	222.701	124.606

Tabela 2. Propriedades mecânicas das estruturas anatômicas. Onde (E) refere-se ao módulo de elasticidade e (ν) ao coeficiente de Poisson.

ESTRUTURA	E (GPa)	ν	REFERÊNCIA
Esmalte	72,7	0,33	(HABELITZ <i>et al.</i> , 2001)
Dentina	18,6	0,31	(CRAIG e PEYTON, 1958)
Polpa	0,002	0,45	(FENNIS <i>et al.</i> , 2005)
Ligamento periodontal	0,05	0,45	(REES e JACOBSEN, 1997)
Osso esponjoso	1,37	0,3	(BENZING, GALL e WEBER, 1995)
Osso cortical	13,7	0,3	(BENZING, GALL e WEBER, 1995)

4.1.4. DEFINIÇÃO DAS CONDIÇÕES DE CONTORNO E CARREGAMENTO

As condições de fixação e as forças atuantes sobre os modelos foram fornecidas nessa etapa.

Para simular a condição anatômica apresentada clinicamente, os modelos foram fixados nas superfícies mesial e distal do osso maxilar e na região correspondente à base do osso maxilar. Nessas regiões admitiu-se um deslocamento igual a zero.

A magnitude da força aplicada levou em consideração alguns parâmetros. Considerando que a força máxima de mordida na região do segundo pré-molar superior seja em média de 291,36N (FERRARIO *et al.*, 2004) e que a força mastigatória corresponda a 36,2% desse valor (GIBBS *et al.*, 1981), a força aplicada durante as simulações foi de 105N, valor que supostamente representa a força durante a mastigação.

Três diferentes localizações e direções de aplicação da força foram consideradas: uma funcional e duas não funcionais (Figs. 21a 23, Vol. II, pgs. 38 a 40).

A carga funcional foi caracterizada pelo seu direcionamento paralelo ao longo eixo. Uma forma de obtenção de cargas axiais é através da localização dos contatos em pontas de cúspides e cristas marginais, que são superfícies relativamente planas e perpendiculares ao longo eixo do dente (OKESON, 2000b). Dessa forma, considerando uma relação oclusal do tipo Classe I de Angle, os contatos oclusais foram simulados em uma área de aproximadamente 0,8mm² (KUMAGAI *et al.*, 1999) na ponta da cúspide palatal e sobre a crista marginal mesial (OKESON, 2000a).

As cargas não funcionais foram caracterizadas pelo seu direcionamento oblíquo em relação ao longo eixo. Um exemplo de contato oclusal que incorpora um componente horizontal é o que ocorre em uma vertente (OKESON, 2000b). Dessa forma, foram simuladas duas condições oclusais: contato na vertente triturante da cúspide vestibular (F2) e contato na vertente triturante da cúspide palatal (F3). Em ambos os casos, foi mantida uma área de contato de aproximadamente 0,8mm² (KUMAGAI *et al.*, 1999).

4.2. PROCESSAMENTO E PÓS-PROCESSAMENTO

A etapa de processamento ou de obtenção da solução do problema foi realizada no programa ANSYS Workbench (Swanson Analysis Inc., Houston, PA, EUA). A partir da aplicação de equações da mecânica dos sólidos, nessa etapa são obtidas as contribuições elementares de rigidez, tendo como subsídio dados da geometria dos elementos e as propriedades dos diferentes constituintes do modelo. Esse procedimento também envolve a construção das contribuições elementares de forças externas aplicadas. Respeitando a conectividade entre os elementos, as contribuições elementares são utilizadas na obtenção de um sistema global de equações. O módulo "solver" é responsável pela solução desse sistema de equações. A solução, que nesse caso é o conjunto dos valores dos deslocamentos em cada nó, define um campo de deslocamentos em todo o modelo de elementos finitos. O módulo de pós-processamento fornece uma figura da geometria deformada, onde um gradiente de cores representa o campo de deslocamentos, das deformações ou da distribuição de tensões.

Para estimar a possibilidade de fratura nos diferentes constituintes do modelo foram analisadas as tensões principais máximas. Esse tipo de análise foi selecionada devido ao fato de que a fratura de materiais frágeis possivelmente ocorrerá quando as tensões principais máximas observadas na simulação excederem a tensão máxima registrada no momento da fratura em um teste de laboratório (IREMONGER, 1982). Os tecidos dentais apresentam diferentes valores de resistência à compressão e à tração, considerando que os valores de tração são menores, é comum que as falhas ocorram pela ação dessas tensões (ICHIM *et al.*, 2007). Dessa forma, os dados de resistência à tração provenientes da literatura foram comparados com os valores obtidos através da análise numérica.

4.3. VALIDAÇÃO DOS MODELOS COMPUTACIONAIS

Para obter uma maior confiabilidade foi realizada a validação do modelo geométrico referente ao dente hígido. Foi feita a comparação de dados obtidos a partir do gráfico força versus deslocamento plotado por esse modelo, quando em condições semelhantes aos corpos-de-prova submetidos a um teste compressivo. Esse procedimento precedeu a realização das simulações nas diferentes condições estudadas.

4.3.1. ENSAIO EXPERIMENTAL DE COMPRESSÃO

4.3.1.1. Obtenção, Seleção e Armazenamento dos Dentes

Após a aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFSC, foram selecionados dez pré-molares superiores humanos hígidos, obtidos por doação, mediante a assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo C).

Os dentes doados (Fig. 24A, Vol. II, pg. 41) foram limpos (Fig. 24B, Vol. II, pg. 41) e armazenados em água destilada a 4° C (Fig. 24C, Vol. II, pg. 41) durante um período máximo de 60 dias antes do início dos procedimentos laboratoriais. Durante o processo de seleção, foram realizadas inspeções com lupa estereoscópica Zeiss 475200-9901 (Carl Zeiss, Alemanha) em 10x de aumento com o intuito de identificar e excluir dentes que apresentassem trincas, fendas ou outras alterações estruturais. Além disto, para assegurar a semelhança entre as dimensões dos dentes, foi executada a mensuração com um paquímetro digital Digimess 100.174BL (Digimess Ltda, China) da largura méso-distal (Fig.

24D, Vol. II, pg. 41) e vestibulo-lingual (Fig. 24E, Vol. II, pg. 41) da porção coronária de cada dente. Essas dimensões foram padronizadas, respectivamente, em 9,5mm ($\pm 1,0$ mm) e 7,0mm ($\pm 1,0$ mm).

4.3.1.2. Inclusão dos dentes

Os dentes foram individualmente incluídos em anéis de PVC (Tigre S.A., Brasil) com 18mm de diâmetro interno e 20mm de altura. Os procedimentos de inclusão foram realizados com o auxílio de um delineador (Bio-Art, Brasil) para permitir um posicionamento centralizado e perpendicular dos dentes em relação à base dos tubos de PVC (Fig. 25A, Vol. II, pg. 42). Os anéis foram preenchidos com resina epóxica (Epoxyglass Indústria e Comércio de Produtos Químicos Ltda., Brasil) (Figs. 25B e 25C, Vol. II, pg. 42) e, antes de sua polimerização, os dentes foram inseridos até uma distância de 3mm aquém do limite amelo-cementário (Figs. 25D, 25E e 25F, Vol. II, pg. 42). Dessa forma, foram obtidos dez corpos-de-prova (Fig. 25G, Vol. II, pg. 42).

4.3.1.3. Avaliação da resistência à fratura

Os corpos-de-prova, fixados a um dispositivo e posicionados sobre a base de uma máquina universal de ensaios (EMIC – modelo DL-3000, EMIC, São José dos Pinhais, Brasil) (Figs. 26A e 26B, Vol.II, pg. 43), foram submetidos a uma carga compressiva aplicada sobre a superfície oclusal através de uma esfera de 6mm de diâmetro (Figs. 26C e 26D, Vol.II, pg. 43). Empregou-se uma velocidade constante de 1,0mm/min, até a ocorrência da falha, que consistiu na fratura do dente (Fig. 26E, Vol.II, pg. 43). A fratura foi constatada pela observação visual e/ou pela emissão de um som característico. Além disso, o gráfico apresentado

pela máquina de ensaios apresentou uma queda na força no momento da falha. Os valores de força e seus respectivos deslocamentos foram registrados. Obteve-se a média dos valores de força e de deslocamento para o conjunto de corpos-de-prova (Tabela 3). A partir desses dados foi plotado um gráfico força versus deslocamento (Gráfico 1).

Tabela 3. Valores médios de força e deslocamento do ensaio experimental de compressão.

FORÇA (N)	DESLOCAMENTO (mm)
12,3	0,000
56,0	0,025
123,3	0,050
209,1	0,075
308,3	0,100
415,9	0,125
527,0	0,150
636,3	0,175
738,9	0,200
829,8	0,225
903,8	0,250
955,9	0,275
981,2	0,300

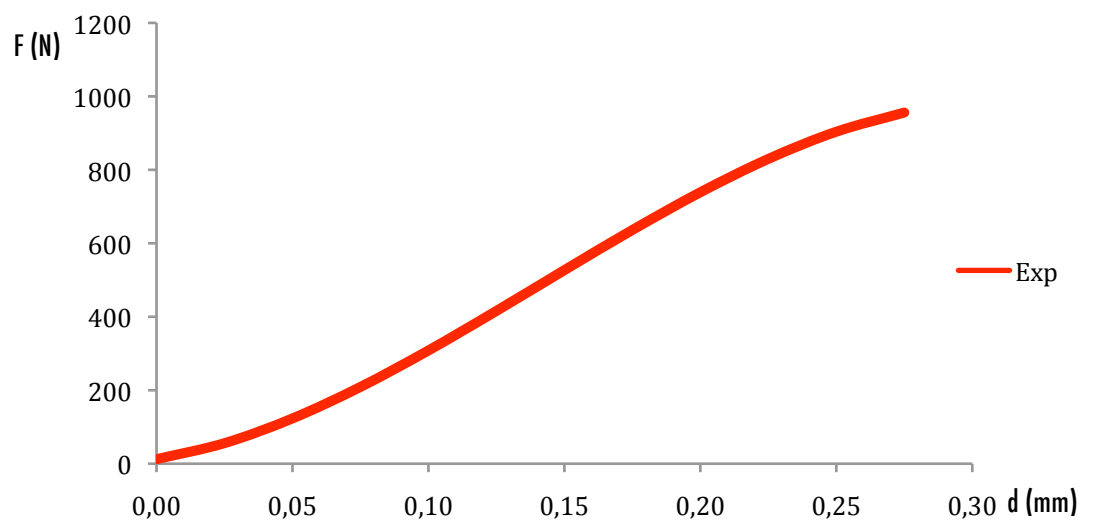


Gráfico 1. Gráfico força (F) versus deslocamento (d) do ensaio experimental de compressão (Exp).

4.3.2. SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO ENSAIO DE COMPRESSÃO

4.3.2.1. Modelagem geométrica

Para a confecção do modelo geométrico representativo do ensaio de compressão, o modelo do dente hígido foi utilizado (Fig. 27, Vol. II, pg. 44). O arquivo do tipo "part" da dentina foi renomeado e um cilindro com dimensões de 18mm de diâmetro e 20mm de altura foi criado ao seu redor (Fig. 28A, Vol. II, pg. 45). Por subtração, removeu-se a dentina, restando apenas o arquivo "part" do cilindro, que representa a região de resina epóxica dos corpos-de-prova utilizados no ensaio de compressão (Fig. 28B, Vol. II, pg. 45).

Os arquivos do tipo "part" do esmalte e da dentina, que já haviam sido confeccionados, foram transportados juntamente com o do cilindro para um arquivo denominado "assembly". Com base no sistema de coordenadas e nas condições de posicionamento dos diferentes constituintes, montou-se o dente incluído no cilindro (Figs. 28C e 28D, Vol. II, pg. 45). Para orientar a localização das regiões onde seriam aplicadas as cargas, uma esfera de 6mm de diâmetro foi desenhada sobre a superfície oclusal. Os locais de contato entre a esfera e o dente foram definidos como as regiões de aplicação da carga (Fig. 29, Vol II, pg. 46).

4.3.2.2. Modelagem por elementos finitos

De modo semelhante ao descrito anteriormente, a discretização do modelo foi realizada em um programa de análise por elementos finitos (ANSYS Workbench, Swanson Analysis Inc., Houston, PA, EUA). O

tipo de elemento adotado foi o tetraédrico parabólico e foram adotados os mesmos procedimentos de refinamento descritos para os demais modelos, obtendo-se um total de 222.915 nós e 145.659 elementos (Figs. 30A, 30B e 30C, Vol. II, pg. 47).

4.3.2.3. Definição das propriedades mecânicas

Os diferentes constituintes presentes no modelo foram considerados isotrópicos, elásticos e contínuos. As interfaces entre as estruturas foram apresentadas como perfeitamente unidas. O módulo de elasticidade (E) e o coeficiente de Poisson (ν) dos diferentes constituintes do modelos estão discriminados na Tabela 4.

Tabela 4. Propriedades mecânicas do esmalte, da dentina e da resina epóxica. Onde (E) refere-se ao módulo de elasticidade e (ν) ao coeficiente de Poisson.

ESTRUTURA/ MATERIAL	E (GPa)	ν	REFERÊNCIA
Esmalte	72,7	0,33	(HABELITZ <i>et al.</i> , 2001)
Dentina	18,6	0,31	(CRAIG e PEYTON, 1958)
Resina Epóxica	270	0,35	(LIN, CHANG e LIN, 2008)

*Dados Próprios

4.3.2.4. Definição das condições de contorno e carregamento

O modelo foi fixado nas faces circundantes e na base do cilindro de resina epóxica, admitindo-se um deslocamento igual a zero (Fig. 30D, Vol. II, pg. 47).

A magnitude da força aplicada foi de 1000N, que consistiu aproximadamente na média dos valores obtidos no momento da fratura durante o ensaio *in vitro*. Essa carga foi distribuída nos dois pontos da superfície oclusal previamente localizados através do desenho de uma esfera com 6mm de diâmetro (Fig. 30D, Vol. II, pg. 47). A aplicação da carga total de 1000N foi linearmente distribuída em 10 etapas, para a obtenção dos pontos intermediários de deslocamento.

4.3.2.5. Processamento e Pós-Processamento

A etapa de processamento ou de obtenção da solução do problema foi realizada no programa ANSYS Workbench (Swanson Analysis Inc., Houston, PA, EUA).

No módulo de pós-processamento foi obtido o diagrama de cores para o deslocamento no eixo z (Fig. 31, Vol. II, pg. 48), que corresponde ao eixo do deslocamento registrado pela máquina de ensaios (EMIC). A região selecionada para plotar o deslocamento foi uma das regiões de aplicação da carga (Fig. 31B, Vol II, pg. 48), pois consiste no local onde ocorre o deslocamento máximo. A partir desses resultados foram obtidos os valores de deslocamento e força (Tabela 5). Para possibilitar a comparação com o ensaio experimental de compressão, um gráfico relativo à força por deslocamento uniaxial no eixo z foi plotado (Gráfico 2).

Tabela 5. Valores de força e deslocamento da análise numérica.

FORÇA (N)	DESLOCAMENTO (mm)
0,0000	0,0
0,0145	59,2
0,0290	118,4
0,0435	177,6
0,0580	236,8
0,0725	296,0
0,0870	355,2
0,1015	414,4
0,1160	473,6
0,1305	532,8
0,1450	592,0
0,1595	651,2
0,1740	710,4
0,1885	769,6
0,2030	828,8
0,2175	888,0
0,2320	947,2

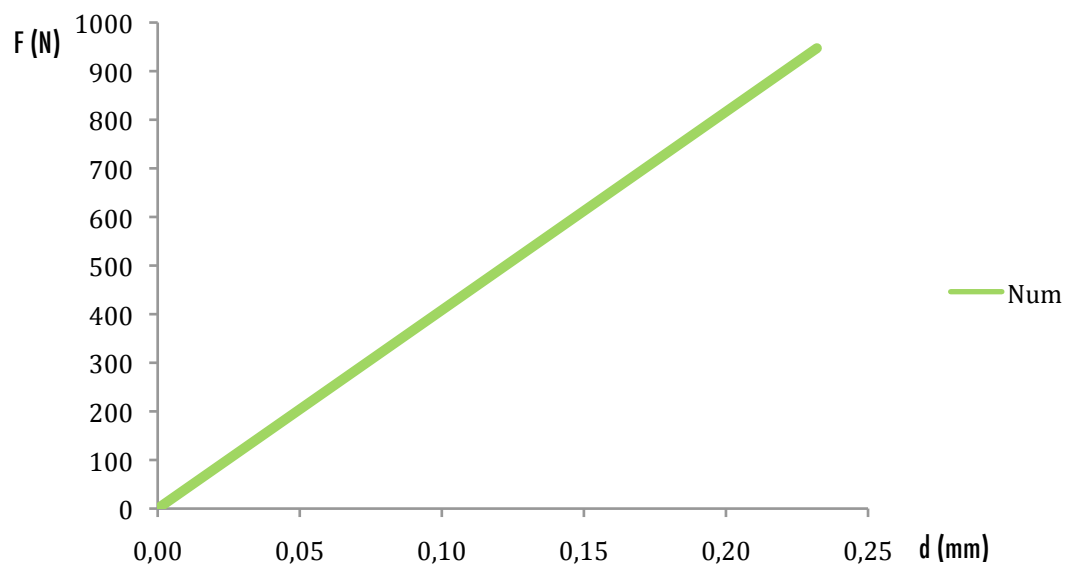


Gráfico 2. Gráfico força (F) versus deslocamento (d) da análise numérica (Num).

4.3.3. COMPARAÇÃO ENTRE ENSAIO E SIMULAÇÃO

Uma vez plotados os gráficos referentes ao ensaio experimental e à análise numérica no mesmo sistema de coordenadas, foi possível verificar a relação entre eles (Gráfico 3).

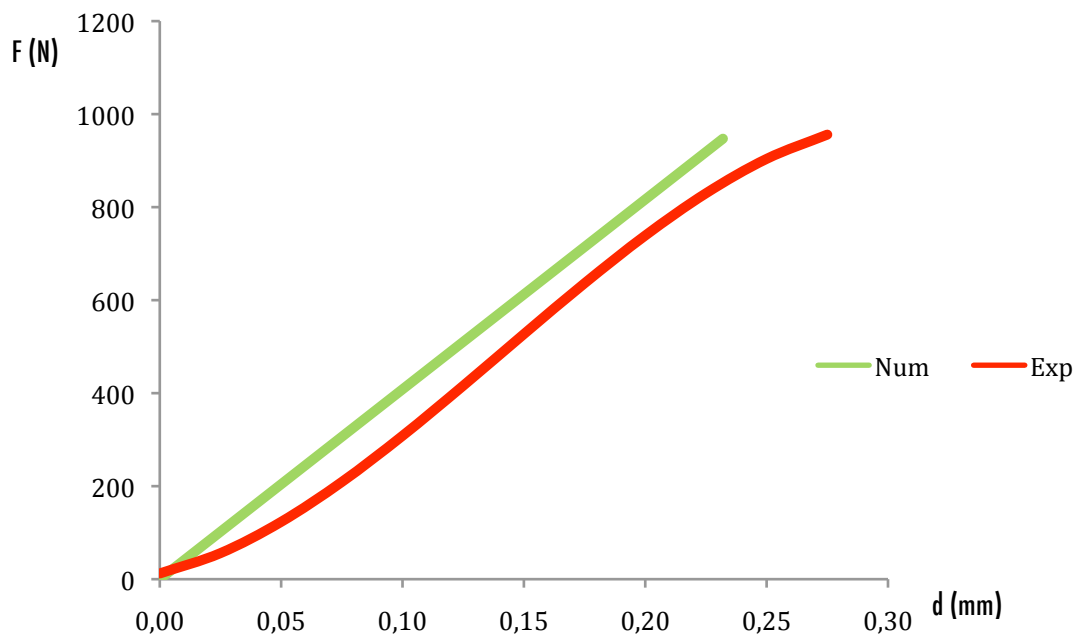


Gráfico 3. Gráfico força (F) versus deslocamento (d) do ensaio experimental (Exp) e da análise numérica (Num).

O método de validação avaliou três parâmetros: comparação dos valores das constantes elásticas do ensaio experimental e da análise numérica, análise visual da semelhança entre os gráficos força-deslocamento nas situações apresentadas e análise estatística para verificar o paralelismo entre as retas desses gráficos. Para a realização dessas análises foram utilizadas linhas de tendência que possibilitaram a obtenção da função geratriz da reta para cada situação (Gráfico 4). No caso do gráfico relativo ao ensaio experimental selecionou-se uma região relativamente reta, que caracteriza a fase elástica de seu comportamento mecânico, para que depois fosse traçada a linha de

tendência. Isso se justifica pelo fato de que durante o ensaio numérico os diferentes constituintes do modelo foram considerados elásticos.

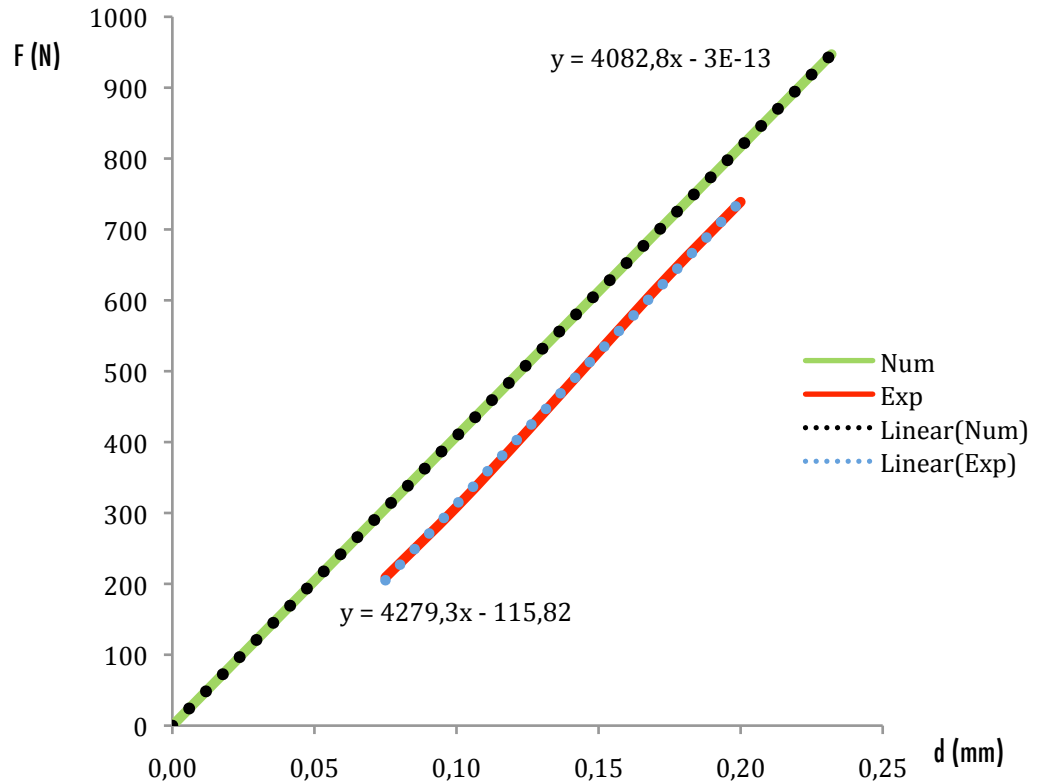


Gráfico 4. Gráfico força (F) versus deslocamento (d) do ensaio experimental (Exp) e da análise numérica (Num) com suas respectivas linhas de tendência - Linear(Exp) e Linear(Num).

Considerando-se que as equações plotadas são de primeiro grau do tipo (Equação 2):

$$y = ax + b \quad (2)$$

Onde, y representa a força, a o coeficiente angular da reta, x o deslocamento e b o coeficiente linear da reta. Fisicamente, o coeficiente angular é a constante elástica da Lei de Hooke e esta será

a variável utilizada como parâmetro de comparação entre o ensaio experimental e a análise numérica. A semelhança entre os coeficientes angulares denota uma similaridade no comportamento mecânico. Os valores de a para o ensaio experimental (a_{exp}) e para a análise numérica (a_{num}) foram respectivamente 4279,3 e 4082,8.

Para avaliar a semelhança entre os ensaios, foi calculado o percentual de erro de acordo com a fórmula (Equação 3):

$$Erro = \left(1 - \frac{a_{num}}{a_{exp}} \right) \times 100 \quad (3)$$

O erro obtido foi de 4,6% e considerando-se um percentual de erro aceitável de até 10% (LEE *et al.*, 2002), confirmou-se a semelhança entre o ensaio experimental e a análise numérica.

Além do cálculo do percentual de erro observou-se, visualmente, o paralelismo entre as retas dos gráficos e foi feita uma análise estatística para confirmar tal constatação. Realizou-se a análise estatística de paralelismo entre as retas no modelo logístico linear e os resultados comprovaram que as retas referentes ao ensaio experimental e numérico são paralelas, o que significa que os modelos se comportam de maneira similar quando submetidos às mesmas condições de carregamento. Dessa forma, foi possível validar o modelo geométrico criado.

resultados e discussão

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A tensões principais máximas desenvolvidas em cada condição simulada foram plotadas e mostradas nas Figuras 32 a 52 (Vol. II, pgs. 50 a 70). As figuras apresentam-se sem o suporte ósseo para melhor visualização da distribuição de tensões nas estruturas dentais. Para facilitar a interpretação dos resultados e a comparação entre os grupos, cada figura apresenta uma legenda do diagrama de cores, cujos intervalos dos valores de tensão trativa (valores positivos) foram padronizados e repetidos nos diferentes grupos. Esses intervalos foram definidos considerando-se a necessidade de visualização de uma distribuição de tensões com maior número cores e especialmente valores de resistência à tração registrados em alguns estudos laboratoriais.

Na Tabela 6 estão descritos alguns valores de resistência à tração do esmalte derivados de estudos *in vitro*. Como existe uma variação desses valores entre 10 MPa e 30 MPa, optou-se por padronizar uma das cores com esse intervalo. Dessa forma, pode-se estimar que as regiões de esmalte que apresentarem a cor laranja, relativa ao intervalo de tensões descrito, seriam aquelas propensas à fratura, uma vez que estariam dentro do intervalo de tensões trativas de limite de resistência dessa estrutura.

Após ter sido determinado esse intervalo observou-se, na região cervical de todos os grupos simulados, que a dentina apresentava o intervalo de tensão mais elevado restrito ao intervalo de 10-30MPa (cor laranja). Assim, mesmo a dentina apresentando valores de resistência à tração com grande variação e mais elevados que o esmalte (Tabela 6) não houve a necessidade de padronização de mais um intervalo de

cores, pois os valores de resistência à tração da dentina não foram atingidos na região de relevância para esse estudo.

Tabela 6. Valores experimentais de resistência à tração do esmalte e da dentina.

ESTRUTURA	RESISTÊNCIA À TRAÇÃO	REFERÊNCIA
Esmalte	10 MPa	(BOWEN e RODRIGUEZ, 1962)
Esmalte	11,5 MPa	(GIANNINI, SOARES e DE CARVALHO, 2004)
Esmalte	30 MPa	(HANNAH, 1974)
Dentina	105,5 MPa	(SANO <i>et al.</i> , 1994)
Dentina (1mm)	61,6 MPa	(GIANNINI, SOARES e DE CARVALHO, 2004)
Dentina (1,5mm)	48,7 MPa	(GIANNINI, SOARES e DE CARVALHO, 2004)

O objetivo desse estudo foi verificar a influência, no comportamento mecânico, da presença, da forma e da profundidade de uma LCNCs sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais. Dessa forma, os resultados foram expostos considerando cada um desses itens. Também foram discutidas as implicações clínicas dos resultados e o método dos elementos finitos.

5.1. INFLUÊNCIA DA PRESENÇA DE UMA LESÃO NA REGIÃO CERVICAL

Os resultados mostraram que a inclusão de um defeito na região cervical, seja ele em forma de U ou de V, promoveu uma alteração na distribuição de tensões na face vestibular (Figs. 32 a 52, Vol. II, pgs. 50 a 70) e uma amplificação das tensões na região dos defeitos (Figs. 53 a 59, Vol. II, pgs. 71 a 74). Esses resultados estão em concordância com os princípios de Mecânica da Fratura (CALLISTER, 2002), que afirmam que

defeitos ou trincas são fatores concentradores de tensões. Para Rees e Hammadeh (2004) a transmissão de tensões do esmalte para a dentina é interrompida pela presença de uma lesão, resultando em valores mais elevados de tensões principais. Nas figuras em corte, nomeadas com a letra "C" (Figs. 32 a 52, Vol. II, pgs. 50 a 70), observa-se essa interrupção ao se comparar os resultados do Grupo H com os demais.

A análise individualizada das estruturas dentais possibilitou a visualização da distribuição de tensões no esmalte e na dentina, nas diferentes condições de carregamento no Grupo H quando comparado aos Grupos U e V. No esmalte do Grupo H nenhuma região apresentou valores de tensão trativa que poderiam ocasionar falhas, ou seja, regiões representadas pela cor laranja (Figs. 53D, 53E e 53F, Vol. II, pg. 71). Todavia, na presença das lesões, ocorreu a amplificação das tensões e, quando a carga F2 foi simulada, regiões do esmalte atingiram valores que poderiam ocasionar a falha dessa estrutura (Figs. 56 e 57, Vol. II, pg. 73).

Para a dentina, observou-se a amplificação das tensões na região da extremidade interna da lesão (regiões na cor laranja), especialmente quando a carga (F3) foi simulada (Figs. 58B, 58C, 59A, 59B e 59C, Vol II, pg. 74). Essas observações estão em concordância com os princípios de Mecânica da Fratura (CALLISTER, 2002), que indicam a extremidade interna dos defeitos como a região de concentração e amplificação das tensões.

Os resultados do presente estudo confirmaram os obtidos em trabalhos que simularam, através do MEF 2D, defeitos na região cervical (REES e HAMMADEH, 2004; CUNHA, 2005; DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005). De modo semelhante, as tensões principais apresentaram uma considerável elevação na presença de lesões cervicais. Estudos em modelos fotoelásticos também apresentaram resultados similares (KUROE *et al.*, 2000; KUROE *et al.*, 2001).

Na face palatal, comparando-se o dente hígido (Figs. 32I, 33I e 34I, Vol. II, pgs. 50 a 52) aos com lesão (Figs. 60 e 61, Vol. II, pg. 75), a

presença da lesão ocasionou uma alteração mais perceptível nas tensões quando as cargas eram não funcionais (F2 e F3) e as lesões de maiores dimensões. Tensões na palatal também foram observadas em modelos fotoelásticos com lesões cervicais, especialmente com cargas somente na cúspide palatal (KUROE *et al.*, 2000).

5.2. INFLUÊNCIA DA FORMA DA LESÃO CERVICAL

Na superfície palatal a distribuição das tensões foi semelhante para as duas formas de lesão (Figs. 60 e 61, Vol. II, pg. 75). No esmalte da face vestibular, a distribuição de tensões para as lesões em forma de V e U também foi bastante similar, possivelmente em função da sutil diferença na geometria dessa estrutura nos dois casos (Figs. 56 e 57, Vol. II, pg. 73).

No entanto, para a dentina, a forma da lesão apresentou influência na distribuição de tensões, especialmente quando a carga F3 foi simulada (Figs. 58 e 59, Vol. II, pg. 74). Ambas as formas, apresentaram uma amplificação das tensões na região de sua extremidade interna, todavia como o raio de curvatura nas lesões em forma de V é menor, as tensões se restringiram a essa região (Figs. 59C, 59F e 59I, Vol. II, pg. 74). Mesmo na lesão em V de menor dimensão (Fig. 59C, Vol. II, pg. 74), nota-se valores de tensão mais elevados nesse local. No caso das lesões em U, ocorreu uma distribuição de tensões por uma maior área da superfície dentinária (Figs. 58F e 58I, Vol. II, pg. 74). Uma vez que essa geometria não possui um pequeno raio em sua extremidade, observou-se uma distribuição mais “espalhada”. Além disso, numa menor dimensão dessa lesão (Fig. 58C, Vol. II, pg. 74) não foram observadas regiões na cor laranja (tensões entre 10-30MPa), as quais estavam presentes em lesões em forma de V de igual dimensão (Fig. 59C, Vol. II, pg. 74).

Resultados similares foram obtidos em modelos fotoelásticos com essas duas formas de lesão (KUROE *et al.*, 2000; KUROE *et al.*, 2001). O comportamento biomecânico mais desfavorável para as lesões em forma de V, mesmo em menores dimensões, se justifica através dos princípios de Mecânica da Fratura (CALLISTER, 2002), onde se afirma que quanto menor o raio de curvatura da extremidade de um defeito maiores serão os valores de tensão.

5.3. INFLUÊNCIA DA PROFUNDIDADE DA LESÃO CERVICAL

Em relação à profundidade da lesão, independente da forma da lesão e considerando uma mesma carga oclusal, o aumento da profundidade não ocasionou mudanças significativas no padrão de distribuição das tensões no esmalte vestibular (Figs. 56 e 57, Vol. II, pg. 73).

Todavia, é interessante observar que quando foi simulada a carga F2, algumas regiões do esmalte nas lesões de menor dimensão (Figs. 56B, 56E, 57B e 57E, Vol. II, pg. 73), mostraram valores de tensão trativa que poderiam estar susceptíveis às fraturas clinicamente. Esses resultados confirmam a teoria postulada por Rees e Hammadeh (2004) de que a progressão das lesões ocorre devido ao solapamento de esmalte, pela ausência de suporte dentinário. Como se observa, as regiões em laranja (10-30MPa) aparecem nas lesões de menor dimensão (Figs. 56B, 56E, 57B e 57E, Vol. II, pg. 73) sugerindo que, nessa condição, poderiam progredir clinicamente até dimensões maiores. Dessa forma, apenas o monitoramento das lesões com menor profundidade (MICHAEL *et al.*, 2009) pode não ser a recomendação mais indicada.

Na dentina vestibular, o aumento da profundidade proporcionou uma amplificação das tensões na região da lesão (Figs. 58 e 59, Vol. II, pg. 74), o que está de acordo com o princípio de que quanto maior a

profundidade de um defeito ou trinca, maior é o fator de concentração de tensões (CALLISTER, 2002). Os maiores valores de tensão trativa na dentina foram registrados para a força F3 (Figs. 58F, 58I, 59C, 59F e 59I) e somente na lesão de menor profundidade em forma de U não estavam presentes regiões na cor laranja (10-30MPa) (Fig. 58C, Vol. II, pg. 74). Nessas regiões da dentina na cor laranja, a magnitude das tensões trativas não atingiu os valores de resistência à tração para essa estrutura, sugerindo que a mesma não estaria sujeita à falha. Entretanto, com base no conceito de corrosão sob tensão (GRIPPO e SIMRING, 1995; GRIPPO, 1996), as regiões de dentina sob a ação associada de tensões e substâncias ácidas são mais propensas aos danos (STANINEC *et al.*, 2005; MISHRA *et al.*, 2006). Portanto, clinicamente, se houver uma associação de fatores, esta seria uma região de maior risco de falhas.

Na palatal, observou-se que quanto mais profundas as lesões, mais elevadas foram as tensões quando as cargas não funcionais F2 e F3 foram simuladas (Figs. 60 e 61, Vol. II, pg. 75). Kuroe *et al.* (2000) (KUROE *et al.*, 2000), estudando modelos fotoelásticos, obtiveram resultados similares também com cargas não funcionais.

5.4. INFLUÊNCIA DA CARGA OCLUSAL

Entre todos os fatores analisados – presença, forma e profundidade da lesão – o tipo de carga oclusal foi o que apresentou maior influência na distribuição de tensões e na obtenção de valores mais elevados de tensão trativa. Os resultados mostraram visíveis diferenças no padrão de distribuição das tensões em cada condição de carregamento, tanto para o Grupo H (Figs. 32 a 34, Vol. II, pgs. 50 a 52) quanto para os Grupos U e V (Figs. 35 a 52, Vol. II, pgs. 53 a 70).

Em todos os grupos, a distribuição de tensões mais favorável e os menores valores de tensão foram obtidos quando a carga caracterizou-se pelo direcionamento paralelo ao longo eixo (carga funcional F1)

(Figs. 53 a 61, Vol. II, pgs. 71 a 75). Essas constatações estão de acordo com os princípios de que as cargas axiais são bem toleradas pelos dentes (OKESON, 2000a) e com estudos que observaram um melhor comportamento biomecânico com esse carregamento oclusal (KUROE *et al.*, 1999; KUROE *et al.*, 2000; PALAMARA *et al.*, 2000; LEE *et al.*, 2002; REES, 2002; GERAMY e SHARAFODDIN, 2003; TANAKA *et al.*, 2003; BORCIC *et al.*, 2005; PALAMARA *et al.*, 2006). Apesar do direcionamento axial das cargas, nenhum dos estudos citados, quando desenvolvidos em pré-molares superiores, simulou uma relação oclusal do tipo Classe I de Angle (OKESON, 2000a), com contatos na ponta da cúspide palatal e sobre a crista marginal mesial, que se assemelha mais a uma condição clínica real.

Quando cargas não funcionais (F2 e F3), caracterizadas pelo direcionamento oblíquo, foram simuladas, os mais altos valores de tensão de tração foram registrados na região cervical (Figs. 53 a 61, Vol. II, pgs. 71 a 75). Esses resultados estão em concordância com os obtidos em estudos prévios (GOEL *et al.*, 1991; REES, 1998; PALAMARA *et al.*, 2000; LEE *et al.*, 2002; REES, 2002; GERAMY e SHARAFODDIN, 2003; REES, HAMMADEH e JAGGER, 2003; TANAKA *et al.*, 2003; REES e HAMMADEH, 2004; BORCIC *et al.*, 2005; CUNHA, 2005; DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005; PALAMARA *et al.*, 2006), onde as cargas oblíquas foram responsáveis pelo registro dos mais altos valores de tensão de tração. Apesar da semelhança entre os resultados, o posicionamento e a magnitude das cargas oblíquas variaram amplamente, sendo consideradas diferentes localizações de aplicação da força na superfície oclusal e magnitudes entre 100 e 500N. Esta variação sugere que, independente da magnitude ou localização da carga, quando o componente de força é predominantemente oblíquo, os resultados nessa condição são mais danosos às estruturas dentárias.

No presente estudo a definição da localização das cargas não funcionais estava em conformidade com a observação de que o contato oclusal irá incorporar um componente horizontal quando estiver situado em uma vertente (OKESON, 2000b), reproduzindo, dessa

forma, uma possível condição clínica. Em relação à magnitude, para a obtenção de um valor o mais próximo possível do registrado clinicamente, foi realizado um cálculo considerando que força mastigatória corresponde à 36,2% da força máxima de mordida (GIBBS *et al.*, 1981). A partir desses parâmetros, definiu-se a magnitude como sendo de 105N, que está dentro do intervalo de 70 a 145N registrado como força normal de mastigação (ANDERSON, 1956b; a).

Considerando os resultados para as cargas não funcionais, a carga F2 (na vertente triturante da cúspide vestibular) registrou os maiores valores de tensão na região do esmalte vestibular (Figs. 53, 56 e 57, Vol. II, pgs. 71 e 73), enquanto a carga F3 (na vertente triturante da cúspide palatal) mostrou resultados de tensões principais máximas mais elevados para a dentina (Figs. 53, 58 e 59, Vol. II, pgs. 71 e 74). Esses resultados possivelmente estão relacionados, em grande parte, com as diferenças nas propriedades mecânicas dessas estruturas. Obviamente, os efeitos da presença, da forma e da profundidade da cavidade também influenciaram a obtenção dos mais elevados valores de tensão, como já discutido anteriormente.

Outro detalhe interessante é que foi possível observar o mecanismo de flexão do dente ocasionado pelas cargas não funcionais (Figs. 33, 34, 36, 37, 39, 40, 42, 43, 45, 46, 48, 49, 51 e 52, Vol. II, pgs. 51, 52, 54, 55, 57, 58, 60, 61, 63, 64, 66, 67, 69 e 70). Essas cargas promoveram a indução de tensões compressivas do lado onde a força foi aplicada e trativa do lado oposto. Ao se considerar essa teoria como o mecanismo para o desenvolvimento das LCNCs num dente hígido (LEE e EAKLE, 1984), era de se esperar que as tensões de tração estivessem concentradas na região cervical vestibular quando a carga F3 (localizada na cúspide palatal) fosse aplicada. No entanto, esse efeito não foi observado nas condições desse estudo. A justificativa para esse resultado está nos princípios de braço de alavanca e braço de resistência (MERIAM e KRAIGE, 2006). Reduzindo-se o braço de alavanca, ou seja, aumentando a quantidade de estrutura dental incluída no suporte ósseo, ocorrerá um aumento no braço de resistência

e a região onde se concentram os valores mais elevados de tensões trativas irá se deslocar oclusalmente, aproximando-se da região cervical. Nesse estudo foi considerada uma altura de suporte ósseo utilizada em estudos prévios (LEE *et al.*, 2002; ICHIM *et al.*, 2007), porém é possível a ocorrência de variações clínicas e distâncias menores entre a JAD e a crista alveolar poderiam aumentar o risco de desenvolvimento de LCNCs em dentes hígidos.

5.5. IMPLICAÇÕES CLÍNICAS DOS RESULTADOS

Entre os fatores analisados – presença de uma lesão, forma da lesão, profundidade da lesão e cargas oclusais – as alterações na distribuição das tensões e a obtenção de valores mais elevados de tensão trativa foram principalmente observadas com as variações no carregamento e com a introdução de um defeito cervical.

A presença de lesões cervicais promoveu uma considerável alteração na distribuição de tensões, portanto, mais atenção deveria ser dispensada para o controle e/ou supressão dos fatores etiológicos.

Como as cargas oclusais não funcionais, caracterizadas pelo direcionamento oblíquo em relação ao longo eixo do dente, apresentaram grande influência na obtenção de valores mais elevados de tensão trativa, a sugestão de ajuste oclusal parece plausível. No entanto, estudos clínicos são necessários para confirmar a efetividade desse procedimento. Outra questão relevante é que em indivíduos que apresentam hábitos parafuncionais, a magnitude da força pode ser cinco vezes maior que a utilizada nesse estudo (HAGBERG, 1987), portanto os danos causados pelas cargas oclusais oblíquas poderão ser exacerbados. Isto pode ser confirmado pela observação clínica de maior incidência de LCNCs em indivíduos com bruxismo quando comparados aos controles não bruxômanos (XHONGA, 1977; OMMERBORN *et al.*, 2007).

As lesões em forma de V e mais profundas apresentaram um comportamento mecânico mais desfavorável. Portanto, nessas situações clínicas a possibilidade de progressão das lesões aumenta, especialmente quando se considera a sua etiologia multifatorial. Todavia, é importante frisar que esses parâmetros foram influenciados diretamente pelo tipo de carregamento oclusal.

Alguns autores recomendam que as LCNCs sejam restauradas como uma medida para prevenir a progressão do dano e reduzir as tensões (GRIPPO, 1996; KUROE *et al.*, 2001; DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005). No entanto, sabendo-se que os resultados clínicos para as restaurações cervicais são menos previsíveis (BROWNING e DENNISON, 1996), deveriam ser desenvolvidos estudos com o objetivo de verificar se a relação custo/benefício é favorável.

5.6. O MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

O MEF é uma importante ferramenta para a compreensão das tensões desenvolvidas nos dentes e nas estruturas de suporte. Especificamente no caso das LCNCs, esse método é bastante interessante para o entendimento do mecanismo de formação e evolução dessas lesões sob a ação de diferentes cargas oclusais. Porém, para que os resultados obtidos sejam realísticos, o modelo geométrico deve reproduzir fielmente a geometria e as condições clínicas.

Com esse objetivo, no presente estudo utilizou-se, como base para confecção do modelo geométrico, uma peça anatômica da região do segundo pré-molar superior, que incluiu o dente e sua estrutura de suporte ósseo. Dessa forma, obteve-se um modelo tridimensional com características bem próximas daquelas encontradas clinicamente. Alguns estudos (REES, 2002; REES, HAMMADEH e JAGGER, 2003; REES e HAMMADEH, 2004), apesar de utilizarem dentes como

referência para modelagem geométrica, não podem ser considerados semelhantes ao que se observa clinicamente por serem bidimensionais. Nos modelos 2D, os deslocamentos restringem-se a apenas dois eixos e existe uma deficiência na representação volumétrica do dente e de suas estruturas de suporte, não caracterizando portanto uma condição clínica real.

As condições de contorno e fixação adotadas no presente estudo também tentaram simular, da forma mais precisa possível, uma condição clínica comum. Uma preocupação, normalmente não mencionada em outros estudos através do MEF, referiu-se à possibilidade de influência das condições de fixação do modelo nos resultados. Para eliminar esse problema optou-se pelo aumento em extensão do osso alveolar. No entanto, o ideal seria a inclusão dos dentes adjacentes no modelo geométrico, porém isto iria aumentar bastante a complexidade do modelo e implicaria em problemas nas fases de processamento e pós-processamento do MEF. Com o aprimoramento dos computadores disponibilizados no mercado, possivelmente, isto não mais será uma limitação.

Para maior confiabilidade dos resultados optou-se pela realização da validação do modelo geométrico. O critério de validação foi a comparação de dados relativos à força e ao deslocamento de um teste *in vitro* com os obtidos em uma simulação das condições experimentais. Como o coeficiente angular da reta fornece uma visão do comportamento mecânico, verificou-se a similaridade entre esse coeficiente nas duas situações – experimental e numérica. Além disso, observou-se o paralelismo entre as retas dos gráficos e a análise estatística confirmou tal constatação. Alguns estudos (REES, 2002; REES, HAMMADEH e JAGGER, 2003; REES e HAMMADEH, 2004; PALAMARA *et al.*, 2006) não fizeram a validação e outros (LEE *et al.*, 2002; ICHIM *et al.*, 2007) realizaram a validação utilizando extensômetros para medir *in vitro* a deformação em determinadas regiões do dente e compará-las com as do modelo numérico.

Com o objetivo de estimar a possibilidade de fratura nos diferentes constituintes dos modelos estudados, a análise selecionada foi a de tensões principais máximas. Sabendo-se que a resistência à tração das estruturas dentais é menor que à compressão, foram comparados os valores obtidos na simulação com dados de resistência à tração provenientes da literatura. Esse critério de falha é apropriado para materiais frágeis e bastante utilizado nos estudos de LCNCs (LEE *et al.*, 2002; REES, 2002; REES, HAMMADEH e JAGGER, 2003; REES e HAMMADEH, 2004; PALAMARA *et al.*, 2006). Um outro critério que considera o estado triaxial de tensões é o de von Mises, no entanto, é mais adequado para materiais dúcteis (ROWLING, 1998). Em análises mais complexas, como as que atribuem propriedades anisotrópicas para o esmalte, um critério interessante é o Tsai-Wu (DEJAK, MLOTKOWSKI e ROMANOWICZ, 2005), que não teria aplicação nesse estudo pelo fato do esmalte ter sido considerado isotrópico.

É importante ressaltar, entretanto, que os resultados desse estudo, em função de algumas limitações do método, devem ser interpretados com cautela. As cargas aplicadas representam uma situação estática e não uma verdadeira condição clínica, que é dinâmica e cíclica. Além disso, os diferentes constituintes dos modelos foram considerados isotrópicos, homogêneos e elásticos, o que não é consistente com as reais representações das estruturas dentais. No entanto, apesar das limitações descritas, esse estudo fornece um melhor entendimento do comportamento biomecânico de diferentes tipos de lesões cervicais não cariosas e sua relação com as cargas oclusais.

conclusões

6. CONCLUSÕES

Dentro das limitações desse estudo, os resultados obtidos indicaram que:

- a. A presença de uma LCNC amplificou as tensões na região cervical.
- b. As lesões em forma de V apresentaram um comportamento mecânico mais desfavorável que as em forma de U. As tensões se amplificaram, em ambos os casos, na extremidade interna do defeito, porém com importante influência do tipo de carregamento oclusal.
- c. Lesões mais profundas elevaram a concentração de tensões na dentina, na extremidade interna da LCNC. No entanto, esse parâmetro foi diretamente influenciado pelo tipo de carga oclusal.
- d. Dos parâmetros analisados, o tipo de carga oclusal foi o que apresentou maior influência na distribuição de tensões e na obtenção dos mais elevados valores de tensão trativa. As cargas não funcionais amplificaram as tensões quando comparadas às cargas funcionais. A carga na vertente triturante da cúspide vestibular foi a responsável pelo registro dos maiores valores de tensão trativa na região do esmalte vestibular e a carga na vertente triturante da cúspide palatal proporcionou valores mais elevados na dentina.

referências

REFERÊNCIAS

- ADDY, M.; HUNTER, M. L. Can tooth brushing damage your health? Effects on oral and dental tissues. Int Dent J, v. 53 Suppl 3, p. 177-86. 2003.
- ALVES FILHO, A. Elementos finitos: A base da tecnologia CAE. São Paulo: Érica. 2000. 274 p.
- ANDERSON, D. J. Measurement of stress in mastication. I. J Dent Res, v. 35, n. 5, p. 664-70, Oct. 1956a.
- ANDERSON, D. J. Measurement of stress in mastication. II. J Dent Res, v. 35, n. 5, p. 671-3, Oct. 1956b.
- AW, T. C. *et al.* Characteristics of noncarious cervical lesions: a clinical investigation. J Am Dent Assoc, v. 133, n. 6, p. 725-33, Jun. 2002.
- BADER, J. D. *et al.* Case-control study of non-carious cervical lesions. Community Dent Oral Epidemiol, v. 24, n. 4, p. 286-91, Aug. 1996.
- BENZING, U. R.; GALL, H.; WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. Int J Oral Maxillofac Implants, v. 10, n. 2, p. 188-98, Mar-Apr. 1995.
- BERGSTROM, J.; ELIASSON, S. Cervical abrasion in relation to toothbrushing and periodontal health. Scand J Dent Res, v. 96, n. 5, p. 405-11, Oct. 1988.
- BERGSTROM, J.; LAVSTEDT, S. An epidemiologic approach to toothbrushing and dental abrasion. Community Dent Oral Epidemiol, v. 7, n. 1, p. 57-64, Feb. 1979.
- BERNHARDT, O. *et al.* Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. J Oral Rehabil, v. 33, n. 1, p. 17-25, Jan. 2006.
- BORCIC, J. *et al.* 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. J Oral Rehabil, v. 32, n. 7, p. 504-10, Jul. 2005.
- BORCIC, J. *et al.* The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. J Oral Rehabil, v. 31, n. 2, p. 117-23, Feb. 2004.
- BOWEN, R. L.; RODRIGUEZ, M. S. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. J Am Dent Assoc, v. 64, n., p. 378-87, Mar. 1962.

BRACKETT, W. W. The etiology and treatment of cervical erosion. J Tenn Dent Assoc, v. 74, n. 3, p. 14-8, Jul. 1994.

BRADY, J. M.; WOODY, R. D. Scanning microscopy of cervical erosion. J Am Dent Assoc, v. 94, n. 4, p. 726-9, Apr. 1977.

BRAEM, M.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Stress-induced cervical lesions. J Prosthet Dent, v. 67, n. 5, p. 718-22, May. 1992.

BROWNING, W. D.; DENNISON, J. B. A survey of failure modes in composite resin restorations. Oper Dent, v. 21, n. 4, p. 160-6, Jul-Aug. 1996.

BURKE, F. J.; WHITEHEAD, S. A.; MCCAUGHEY, A. D. Contemporary concepts in the pathogenesis of the Class V non-cariou lesion. Dent Update, v. 22, n. 1, p. 28-32, Jan-Feb. 1995.

CALLISTER, W. D. Falha. In: _____. Callister. Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução. Rio de Janeiro: LTC, 2002. p. 129-167.

CENTERWALL, B. S. *et al.* Erosion of dental enamel among competitive swimmers at a gas-chlorinated swimming pool. Am J Epidemiol, v. 123, n. 4, p. 641-7, Apr. 1986.

CLARK, D. C. Oral complications of anorexia nervosa and/or bulimia: with a review of the literature. J Oral Med, v. 40, n. 3, p. 134-8, Jul-Sep. 1985.

CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Elastic and mechanical properties of human dentin. J Dent Res, v. 37, n. 4, p. 710-8, Aug. 1958.

CUNHA, A. R. C. C. Efeito do modo de carregamento oclusal na distribuição de tensões em dentes pré-molares com lesão cervical de abfração analisados através do método de elementos finitos. 2005. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2005.

DAVIS, W. B.; WINTER, P. J. Dietary erosion of adult dentine and enamel. Protection with a fluoride toothpaste. Br Dent J, v. 143, n. 4, p. 116-9, Aug 16. 1977.

DAWID, E.; MEYER, G.; SCHWARTZ, P. The etiology of wedge-shaped defects: a morphological and function-oriented investigation. J Gnathol, v. 10, n. 1, p. 49-56. 1991.

DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A.; ROMANOWICZ, M. Finite element analysis of mechanism of cervical lesion formation in simulated molars during mastication and parafunction. J Prosthet Dent, v. 94, n. 6, p. 520-9, Dec. 2005.

DZAKOVICH, J. J.; OSLAK, R. R. In vitro reproduction of noncariou cervical lesions. J Prosthet Dent, v. 100, n. 1, p. 1-10, Jul. 2008.

- ECCLES, J. D.; JENKINS, W. G. Dental erosion and diet. J Dent, v. 2, n. 4, p. 153-9, Jul. 1974.
- ESTAFAN, A. *et al.* In vivo correlation of noncarious cervical lesions and occlusal wear. J Prosthet Dent, v. 93, n. 3, p. 221-6, Mar. 2005.
- FENNIS, W. M. *et al.* Can internal stresses explain the fracture resistance of cusp-replacing composite restorations? Eur J Oral Sci, v. 113, n. 5, p. 443-8, Oct. 2005.
- FERRARIO, V. F. *et al.* Single tooth bite forces in healthy young adults. J Oral Rehabil, v. 31, n. 1, p. 18-22, Jan. 2004.
- GERAMY, A.; SHARAFODDIN, F. Abrfraction: 3D analysis by means of the finite element method. Quintessence Int, v. 34, n. 7, p. 526-33, Jul-Aug. 2003.
- GIANNINI, M.; SOARES, C. J.; DE CARVALHO, R. M. Ultimate tensile strength of tooth structures. Dent Mater, v. 20, n. 4, p. 322-9, May. 2004.
- GIBBS, C. H. *et al.* Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. J Prosthet Dent, v. 46, n. 4, p. 443-9, Oct. 1981.
- GIUNTA, J. L. Dental erosion resulting from chewable vitamin C tablets. J Am Dent Assoc, v. 107, n. 2, p. 253-6, Aug. 1983.
- GOEL, V. K. *et al.* Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth--a finite element investigation. J Prosthet Dent, v. 66, n. 4, p. 451-9, Oct. 1991.
- GRAY, J. A. Kinetics of the dissolution of human dental enamel in acid. J Dent Res, v. 41, n., p. 633-45, May-Jun. 1962.
- GRIPPO, J. O. Abrfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. J Esthet Dent, v. 3, n. 1, p. 14-9, Jan-Feb. 1991.
- GRIPPO, J. O. Noncarious cervical lesions: the decision to ignore or restore. J Esthet Dent, v. 4 Suppl, n., p. 55-64. 1992.
- GRIPPO, J. O. Bioengineering seeds of contemplation: a private practitioner's perspective. Dent Mater, v. 12, n. 3, p. 198-202, May. 1996.
- GRIPPO, J. O.; MASI, J. V. Role of biodental engineering factors (BEF) in the etiology of root caries. J Esthet Dent, v. 3, n. 2, p. 71-6, Mar-Apr. 1991.
- GRIPPO, J. O.; SIMRING, M. Dental 'erosion' revisited. J Am Dent Assoc, v. 126, n. 5, p. 619-20, 623-4, 627-30, May. 1995.
- GRIPPO, J. O.; SIMRING, M.; SCHREINER, S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. J Am Dent Assoc, v. 135, n. 8, p. 1109-18; quiz 1163-5, Aug. 2004.
- HABELITZ, S. *et al.* Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. Arch Oral Biol, v. 46, n. 2, p. 173-83, Feb. 2001.

HAGBERG, C. Assessment of bite force: a review. J Craniomandib Disord, v. 1, n. 3, p. 162-9, Fall. 1987.

HAMMADEH, M.; REES, J. S. The erosive susceptibility of cervical versus occlusal enamel. Eur J Prosthodont Restor Dent, v. 9, n. 1, p. 13-7, Mar. 2001.

HANNAH, C. Mechanical properties of human enamel and dentine and of composite restorative materials. In: Rees, J. S. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. Eur J Oral Sci, v. 106, n. 6, p.1028-32, Dec.1998.

HASSAN, R.; CAPUTO, A. A.; BUNSHAH, R. F. Fracture toughness of human enamel. J Dent Res, v. 60, n. 4, p. 820-7, Apr. 1981.

HELLSTROM, I. Oral complications in anorexia nervosa. Scand J Dent Res, v. 85, n. 1, p. 71-86, Jan. 1977.

HEYMANN, H. O. *et al.* Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. J Am Dent Assoc, v. 122, n. 5, p. 41-7, May. 1991.

HEYMANN, H. O. *et al.* Twelve-month clinical study of dentinal adhesives in class V cervical lesions. J Am Dent Assoc, v. 116, n. 2, p. 179-83, Feb. 1988.

HIBBELER, R. C. Propriedades mecânicas dos materiais. In: _____. Resistência dos materiais. São Paulo: Prentice Hall, 2004. p. 62-89.

HONG, F. L.; NU, Z. Y.; XIE, X. M. Clinical classification and therapeutic design of dental cervical abrasion. Gerodontology, v. 4, n. 2, p. 101-3, Apr. 1988.

ICHIM, I. *et al.* Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. J Dent, v. 35, n. 1, p. 28-35, Jan. 2007.

IMFELD, T. Dental erosion. Definition, classification and links. Eur J Oral Sci, v. 104, n. 2 (Pt 2), p. 151-5, Apr. 1996.

IREMONGER, M. J. Fracture. In: M. J. Iremonger. Basic Stress Analysis. London: Butterworth Scientific, 1982. p. 36-42.

JAMES, P. M.; PARFITT, G. J. Local effects of certain medicaments on the teeth. Br Med J, v. 2, n. 4848, p. 1252-3, Dec 5. 1953.

JARVINEN, V. K.; RYTOMAA, I. I.; HEINONEN, O. P. Risk factors in dental erosion. J Dent Res, v. 70, n. 6, p. 942-7, Jun. 1991.

JOHANSSON, A. K. *et al.* Dental erosion associated with soft-drink consumption in young Saudi men. Acta Odontol Scand, v. 55, n. 6, p. 390-7, Dec. 1997.

KNEWITZ, J. L.; DRISKO, C. L. Anorexia nervosa and bulimia: a review. Compendium, v. 9, n. 3, p. 244-7, Mar. 1988.

- KREINER, M.; BETANCOR, E.; CLARK, G. T. Occlusal stabilization appliances. Evidence of their efficacy. J Am Dent Assoc, v. 132, n. 6, p. 770-7, Jun. 2001.
- KUMAGAI, H. *et al.* Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. J Oral Rehabil, v. 26, n. 12, p. 932-5, Dec. 1999.
- KUROE, T. *et al.* Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. Quintessence Int, v. 32, n. 2, p. 111-8, Feb. 2001.
- KUROE, T. *et al.* Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. Quintessence Int, v. 31, n. 4, p. 267-74, Apr. 2000.
- KUROE, T. *et al.* Potential for load-induced cervical stress concentration as a function of periodontal support. J Esthet Dent, v. 11, n. 4, p. 215-22. 1999.
- LEE, H. E. *et al.* Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar--a finite element investigation. J Dent, v. 30, n. 7-8, p. 283-90, Sep-Nov. 2002.
- LEE, W. C.; EAKLE, W. S. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. J Prosthet Dent, v. 52, n. 3, p. 374-80, Sep. 1984.
- LEE, W. C.; EAKLE, W. S. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. J Prosthet Dent, v. 75, n. 5, p. 487-94, May. 1996.
- LEVITCH, L. C. *et al.* Non-carious cervical lesions. J Dent, v. 22, n. 4, p. 195-207, Aug. 1994.
- LIN, C. L.; CHANG, Y. H.; LIN, Y. F. Combining structural-thermal coupled field FE analysis and the Taguchi method to evaluate the relative contributions of multi-factors in a premolar adhesive MOD restoration. J Dent, v. 36, n. 8, p. 626-36, Aug. 2008.
- LITONJUA, L. A. *et al.* Effects of occlusal load on cervical lesions. J Oral Rehabil, v. 31, n. 3, p. 225-32, Mar. 2004.
- LUSSI, A.; SCHAFFNER, M. Progression of and risk factors for dental erosion and wedge-shaped defects over a 6-year period. Caries Res, v. 34, n. 2, p. 182-7, Mar-Apr. 2000.
- LUSSI, A. *et al.* Dental erosion in a population of Swiss adults. Community Dent Oral Epidemiol, v. 19, n. 5, p. 286-90, Oct. 1991.
- LYONS, K. Aetiology of abfraction lesions. N Z Dent J, v. 97, n. 429, p. 93-8, Sep. 2001.
- MCCOY, G. The etiology of gingival erosion. J Oral Implantol, v. 10, n. 3, p. 361-2. 1982.
- MERIAM, J. L.; KRAIGE, L. G. Engineering Mechanics - Statics. New Jersey: John Wiley & Sons. 2006. 620 p.

MEURMAN, J. H.; MURTOMAA, H. Effect of effervescent vitamin C preparations on bovine teeth and on some clinical and salivary parameters in man. Scand J Dent Res, v. 94, n. 6, p. 491-9, Dec. 1986.

MICHAEL, J. A. *et al.* Abfraction: separating fact from fiction. Aust Dent J, v. 54, n. 1, p. 2-8, Mar. 2009.

MILLER, N. *et al.* Analysis of etiologic factors and periodontal conditions involved with 309 abfractions. J Clin Periodontol, v. 30, n. 9, p. 828-32, Sep. 2003.

MISHRA, P. *et al.* Effect of static loading of dentin beams at various pH levels. Calcif Tissue Int, v. 79, n. 6, p. 416-21, Dec. 2006.

OGINNI, A. O.; OLUSILE, A. O.; UDOYE, C. I. Non-cariou cervical lesions in a Nigerian population: abrasion or abfraction? Int Dent J, v. 53, n. 5, p. 275-9, Oct. 2003.

OKESON, J. P. Critérios para uma oclusão funcional ideal. In: _____. Tratamento das Desordens Temporomandibulares e Oclusão. São Paulo: Artes Médicas, 2000a. p. 87-100.

OKESON, J. P. Posicionamento e oclusão dental. In: _____. Tratamento das Desordens Temporomandibulares e Oclusão. São Paulo: Artes Médicas, 2000b. p. 51-72.

OMMERBORN, M. A. *et al.* In vivo evaluation of noncariou cervical lesions in sleep bruxism subjects. J Prosthet Dent, v. 98, n. 2, p. 150-8, Aug. 2007.

OSBORNE-SMITH, K. L.; BURKE, F. J.; WILSON, N. H. The aetiology of the non-cariou cervical lesion. Int Dent J, v. 49, n. 3, p. 139-43, Jun. 1999.

OWENS, B. M.; GALLIEN, G. S. Noncariou dental "abfraction" lesions in an aging population. Compend Contin Educ Dent, v. 16, n. 6, p. 552, 554, 557-8 passim; quiz 562, Jun. 1995.

PALAMARA, D. *et al.* Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. Dent Mater, v. 16, n. 6, p. 412-9, Nov. 2000.

PALAMARA, D. *et al.* Effect of stress on acid dissolution of enamel. Dent Mater, v. 17, n. 2, p. 109-15, Mar. 2001.

PALAMARA, J. E. *et al.* Tooth morphology and characteristics of non-cariou cervical lesions. J Dent, v. 34, n. 3, p. 185-94, Mar. 2006.

PEGORARO, L. F. *et al.* Noncariou cervical lesions in adults: prevalence and occlusal aspects. J Am Dent Assoc, v. 136, n. 12, p. 1694-700, Dec. 2005.

PETROVIC, L. M.; SPASIC, D. T.; ATANACKOVIC, T. M. On a mathematical model of a human root dentin. Dent Mater, v. 21, n. 2, p. 125-8, Feb. 2005.

PINTADO, M. R. *et al.* Correlation of noncarious cervical lesion size and occlusal wear in a single adult over a 14-year time span. J Prosthet Dent, v. 84, n. 4, p. 436-43, Oct. 2000.

PIOTROWSKI, B. T.; GILLETTE, W. B.; HANCOCK, E. B. Examining the prevalence and characteristics of abfraction like cervical lesions in a population of U.S. veterans. J Am Dent Assoc, v. 132, n. 12, p. 1694-701; quiz 1726-7, Dec. 2001.

POLGAR, K.; VICECONTI, M.; O'CONNOR, J. J. A comparison between automatically generated linear and parabolic tetrahedra when used to mesh a human femur. Proc Inst Mech Eng [H], v. 215, n. 1, p. 85-94. 2001.

REES, J. S. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. Eur J Oral Sci, v. 106, n. 6, p. 1028-32, Dec. 1998.

REES, J. S. A review of the biomechanics of abfraction. Eur J Prosthodont Restor Dent, v. 8, n. 4, p. 139-44, Dec. 2000.

REES, J. S. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. J Oral Rehabil, v. 29, n. 2, p. 188-93, Feb. 2002.

REES, J. S. The biomechanics of abfraction. Proc Inst Mech Eng H, v. 220, n. 1, p. 69-80, Jan. 2006.

REES, J. S.; HAMMADEH, M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. Eur J Oral Sci, v. 112, n. 4, p. 347-52, Aug. 2004.

REES, J. S.; HAMMADEH, M.; JAGGER, D. C. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: a finite element study. Eur J Oral Sci, v. 111, n. 2, p. 149-54, Apr. 2003.

REES, J. S.; JACOBSEN, P. H. Elastic modulus of the periodontal ligament. Biomaterials, v. 18, n. 14, p. 995-9, Jul. 1997.

ROBB, N. D.; SMITH, B. G. ; GEIDRYS-LEEPER, E. The distribution of erosion in the dentitions of patients with eating disorders. Br Dent J, v. 178, n. 5, p. 171-5, Mar 11. 1995.

ROWLING, N. E. Mechanical behavior of materials: engineering methods for deformation, fracture, and fatigue. New Jersey: Prentice Hall. 1998

RUBIN, C. *et al.* Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. J Dent Res, v. 62, n. 2, p. 82-6, Feb. 1983.

SANGNES, G.; GJERMO, P. Prevalence of oral soft and hard tissue lesions related to mechanical toothcleansing procedures. Community Dent Oral Epidemiol, v. 4, n. 2, p. 77-83, Mar. 1976.

SANO, H. *et al.* Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. J Dent Res, v. 73, n. 6, p. 1205-11, Jun. 1994.

SCHEUTZEL, P. Etiology of dental erosion--intrinsic factors. Eur J Oral Sci, v. 104, n. 2 (Pt 2), p. 178-90, Apr. 1996.

SMITH, B. G. Toothwear: aetiology and diagnosis. Dent Update, v. 16, n. 5, p. 204-12, Jun. 1989.

SPRANGER, H. Investigation into the genesis of angular lesions at the cervical region of teeth. Quintessence Int, v. 26, n. 2, p. 149-54, Feb. 1995.

STANINEC, M. *et al.* Dentin erosion simulation by cantilever beam fatigue and pH change. J Dent Res, v. 84, n. 4, p. 371-5, Apr. 2005.

TAKEHARA, J. *et al.* Correlations of noncarious cervical lesions and occlusal factors determined by using pressure-detecting sheet. J Dent, v. 36, n. 10, p. 774-9, Oct. 2008.

TANAKA, M. *et al.* Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. J Oral Rehabil, v. 30, n. 1, p. 60-7, Jan. 2003.

TELLES, D.; PEGORARO, L. F.; PEREIRA, J. C. Prevalence of noncarious cervical lesions and their relation to occlusal aspects: a clinical study. J Esthet Dent, v. 12, n. 1, p. 10-5. 2000.

TEN BRUGGEN CATE, H. J. Dental erosion in industry. Br J Ind Med, v. 25, n. 4, p. 249-66, Oct. 1968.

TUOMINEN, M. L. *et al.* Tooth surface loss and exposure to organic and inorganic acid fumes in workplace air. Community Dent Oral Epidemiol, v. 19, n. 4, p. 217-20, Aug. 1991.

VANUSPONG, W.; EISENBURGER, M.; ADDY, M. Cervical tooth wear and sensitivity: erosion, softening and rehardening of dentine; effects of pH, time and ultrasonication. J Clin Periodontol, v. 29, n. 4, p. 351-7, Apr. 2002.

WOOD, I. *et al.* Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. J Dent, v. 36, n. 10, p. 759-66, Oct. 2008.

XHONGA, F. A. Bruxism and its effect on the teeth. J Oral Rehabil, v. 4, n. 1, p. 65-76, Jan. 1977.

YOUNG, W. G. ; KHAN, F. Sites of dental erosion are saliva-dependent. J Oral Rehabil, v. 29, n. 1, p. 35-43, Jan. 2002.

ZERO, D. T. Etiology of dental erosion--extrinsic factors. Eur J Oral Sci, v. 104, n. 2 (Pt 2), p. 162-77, Apr. 1996.

anexos

ANEXO A

CERTIFICADO N° 007

O Comitê de Ética na Pesquisa em Seres Humanos (CEPSH) da Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão da Universidade Federal de Santa Catarina, instituído pela PORTARIA N.º 0584/GR/99 de 04 de novembro de 1999, com base nas normas para a constituição e funcionamento do CEPSH, considerando o contido no Regimento Interno do CEPSH, **CERTIFICA** que os procedimentos que envolvem seres humanos no projeto de pesquisa abaixo especificado estão de acordo com os princípios éticos estabelecidos pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP

APROVADO

PROCESSO: 012/09 FR- 241211

TÍTULO: Análise pelo método dos elementos finitos 3D de diferentes lesões cervicais não-cariosas sob a ação de cargas oclusais funcionais e não-funcionais.

AUTOR: Luiz Narciso Baratieri e Jackeline Coutinho Guimarães.

DPTO.: CCS/UFSC

FLORIANÓPOLIS, 16 de fevereiro de 2009.


Coordenador do CEPSH/UFSC - Prof.º Washington Pereira de Souza

ANEXO B



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA
TERMO DE DOAÇÃO

As informações contidas neste documento têm o objetivo de firmar, por escrito, a doação dos órgãos dentais e se submeterá, com capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação. Cabe ainda ressaltar que este termo foi elaborado de acordo com as diretrizes e normas que regulamentam as pesquisas envolvendo seres humanos, atendendo às resoluções 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de Saúde, Brasília, DF.

A pesquisa "Análise pelo método dos elementos finitos 3D de diferentes lesões cervicais não-cariosas sob a ação de cargas oclusais funcionais e não-funcionais" objetiva avaliar, através de uma simulação computacional, a influência de cargas oclusais funcionais e não-funcionais no comportamento mecânico de lesões cervicais em forma de "U" e de "V" com diferentes profundidades. As hipóteses nulas a testar são: 1. O comportamento mecânico do dente não é alterado pelas diferentes cargas oclusais, pela forma da lesão e pela profundidade da lesão. 2. A presença de uma lesão não promove efeito significativo na distribuição de tensões.

Minha participação neste estudo constará na doação de uma peça anatômica da região do segundo pré-molar superior pertencente ao acervo do Laboratório de Anatomia Humana da UFSC e a minha doação é de livre e espontânea vontade, e sei que a peça doada será usada somente em laboratório, para orientar a confecção do modelo geométrico usado durante as simulações computacionais. Estou ciente de que a peça doada não será utilizada para nenhum estudo de natureza genética e que se, por qualquer motivo, não quiser realizar a doação não serei obrigado a fazê-la. Foi esclarecido de que tenho total liberdade de recusar ou deixar de participar da pesquisa a qualquer momento e sem punição.

Pelos termos acima mencionados e após entender e aceitar as explicações fornecidas, concordo em participar da pesquisa através da doação de uma peça anatômica da região do segundo pré-molar superior.

Eu, Professor Doutor Hamilton Emílio Duarte, portador do CPF 270132555-68 RG 272122, Coordenador do Laboratório de Anatomia Humana do Departamento de Ciências Morfológicas da Universidade Federal de Santa Catarina, declaro estar ciente e desejo doar uma peça anatômica da região do segundo pré-molar superior para pesquisa.

Prof. Dr. Hamilton Emílio Duarte
Coordenador do Laboratório de Anatomia Humana
Departamento de Ciências Morfológicas
Centro de Ciências Biológicas

Para efetuar qualquer esclarecimento ou informar a desistência da pesquisa, entrar em contato com Jackeline Coutinho Guimarães pelo telefone (48) 3234 0549 ou (48) 8403 6097.

Rorainópolis, 23 / 12 / 2023

ANEXO C



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA
TERMO DE DOAÇÃO

As informações contidas neste documento têm o objetivo de firmar, por escrito, a doação dos órgãos dentais e se submeterá, com capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação. Cabe ainda ressaltar que este termo foi elaborado de acordo com as diretrizes e normas que regulamentam as pesquisas envolvendo seres humanos, atendendo às resoluções 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de Saúde, Brasília, DF.

A pesquisa "Análise pelo método dos elementos finitos 3D de diferentes lesões cervicais não cariosas sob a ação de cargas oclusais funcionais e não funcionais" objetiva avaliar, através de uma simulação computacional, a influência de cargas oclusais funcionais e não funcionais no comportamento mecânico de lesões cervicais em forma de "U" e de "V" com diferentes profundidades. As hipóteses nulas a testar são: 1. O comportamento mecânico do dente não é alterado pelas diferentes cargas oclusais, pela forma da lesão e pela profundidade da lesão, 2. A presença de uma lesão não promove efeito significativo na distribuição de tensões.

Minha participação nesse estudo constará na doação de meu(s) dentes(s) primeiros(s) pré-molar(es) superior(es) e/ou segundo(s) pré-molar(es), superiores extraídos por indicação cirúrgica/ortodôntica e a minha doação é de livre e espontânea vontade, e sei que o(s) meu(s) dente(s) serão usados somente em testes laboratoriais, para validar o modelo geométrico usado durante as simulações computacionais. Estou ciente de que não haverá nenhum risco a minha pessoa durante a execução do trabalho de pesquisa e meu dente não será utilizado para nenhum estudo de natureza genética.

Se, por qualquer motivo, não quiser fazer a doação de meu(s) dente(s), não serei obrigado a fazê-lo e, mesmo assim, terei os procedimentos aos quais serei submetido, como a cirurgia de extração, realizados na Clínica de Odontologia do Departamento de Estomatologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina.

Os pacientes envolvidos na pesquisa terão a garantia do sigilo das informações e a privacidade na identificação dos participantes. Os voluntários terão total liberdade de recusar ou deixar de participar da pesquisa a qualquer momento e sem punição.

Pelos termos acima mencionados e após entender e aceitar as explicações fornecidas concordo em participar da pesquisa através da doação do(s) meu (s) dente(s).

Eu, _____, portador do CPF _____, RG _____ declaro estar ciente e desejo doar meus dentes para pesquisa.

Assinatura do paciente

Para efetuar qualquer esclarecimento ou informar a desistência da pesquisa, entrar em contato com Jackeline Coutinho Guimarães pelo telefone (48) 3234 0549 ou (48) 8403 6097.

Jackeline Coutinho Guimarães

Florianópolis, ____ / _____ / 20__

JACKELINE COUTINHO GUIMARÃES

Análise pelo método dos elementos finitos 3D de
diferentes lesões cervicais não cariosas sob a ação de
cargas oclusais funcionais e não funcionais

VOLUME II

FLORIANÓPOLIS

2009

JACKELINE COUTINHO GUIMARÃES

Análise pelo método dos elementos finitos 3D de
diferentes lesões cervicais não cariosas sob a ação de
cargas oclusais funcionais e não funcionais

VOLUME II

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração – Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri

Co-Orientador: Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior

FLORIANÓPOLIS

2009

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	(A) Segundo pré-molar superior. (B) Osso referente à região do segundo pré-molar superior.	19
Figura 2.	(A) Osso referente à região do segundo pré-molar superior e o segundo pré-molar superior incluídos em resina epóxica. (B) Vista aproximada da realização dos cortes sequenciais no osso.	20
Figura 3.	(A e B) Fatias do segundo pré-molar superior. (C) Uma fatia do segundo pré-molar superior.	21
Figura 4.	(A e B) Fatias do osso do segundo pré-molar superior. (C) Uma fatia do osso do segundo pré-molar superior.	21
Figura 5.	(A e B) Fatias do dente fotografadas com uma régua milimetrada. (C) Fatia do osso fotografada com uma régua milimetrada.	22
Figura 6.	Etapas de confecção do esmalte e da dentina do modelo geométrico do dente hígido. (A) Desenho do contorno externo das fatias do dente com seus respectivos planos. (B) Desenho do contorno externo das fatias do dente. (C e D) Sólido do dente criado a partir das fatias. (E e F) Definição da anatomia oclusal do modelo geométrico primário. (G e H) Posicionamento das fatias referentes à dentina coronária e uma fatia aleatória acima do ápice radicular. (I) Criação do sólido delimitado pelo contorno das fatias de dentina e da fatia aleatória. (J, K e L) Modelo geométrico do esmalte. (M, N e O) Modelo geométrico da dentina.	23

- Figura 7.** Etapas de confecção da polpa e do ligamento periodontal do modelo geométrico do dente hígido. **24**
(A) Desenho do contorno da polpa.
(B) Sólido da polpa gerado no interior da dentina.
(C) Modelo geométrico da polpa.
(D) Contorno do ligamento periodontal.
(E) Sólido do ligamento periodontal gerado ao redor da dentina radicular.
(F) Modelo geométrico do ligamento periodontal.
-
- Figura 8.** Etapas de confecção do osso do modelo geométrico do dente hígido. **25**
(A) Desenho do contorno externo das fatias do osso com seus respectivos planos.
(B) Sólido do osso.
(C e D) Sólido do osso após a subtração da região referente ao ligamento periodontal.
-
- Figura 9.** Etapas de confecção do osso compacto do modelo geométrico do dente hígido. **26**
(A e B) Sólido do osso após o aumento da extensão e arredondamento do contorno.
(C) "Casca" de espessura uniforme gerada a partir do sólido do osso.
(D, E, F e G) Modelo geométrico do osso compacto.
-
- Figura 10.** Etapas de confecção do osso esponjoso do modelo geométrico do dente hígido. **27**
(A) Sólido do osso compacto.
(B) "Sketch" adicionado na superfície proximal do sólido do osso esponjoso, observe a linha em azul.
(C e D) Modelo sólido constituído de osso compacto e osso esponjoso.
(E, F e G) Modelo geométrico do osso esponjoso.
-
- Figura 11.** Montagem do modelo geométrico do dente hígido com suas estruturas de suporte. **28**
(A) Diferentes constituintes do modelo do dente hígido.
(B) Montagem do modelo geométrico do dente hígido com suas estruturas de suporte, observe o contorno do ligamento periodontal que nessa etapa não segue o formato parabólico do osso alveolar.
(C, D e E) Modelo geométrico do dente hígido com suas estruturas de suporte após a obtenção de uma adequada conformação do ligamento periodontal.
-

Figura 12.	Modelos geométricos das diferentes profundidades das lesões em forma de U. (U1) Cavidade em U de 0,5mm de profundidade. (U2) Cavidade em U de 1,0mm de profundidade. (U3) Cavidade em U de 1,5mm de profundidade	29
Figura 13.	Modelos geométricos das diferentes profundidades das lesões em forma de V. (V1) Cavidade em V de 0,5mm de profundidade. (V2) Cavidade em V de 1,0mm de profundidade. (V3) Cavidade em V de 1,5mm de profundidade	30
Figura 14.	(A, B e C) Malha gerada para o Grupo H – modelo geométrico do dente hígido. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo H com os elementos tetraédricos em relevo.	31
Figura 15.	(A, B e C) Malha gerada para o Grupo U1 – modelo geométrico das lesões em forma de U com 0,5mm de profundidade. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo U1 com os elementos tetraédricos em relevo.	32
Figura 16.	(A, B e C) Malha gerada para o Grupo U2 – modelo geométrico das lesões em forma de U com 1,0mm de profundidade. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo U2 com os elementos tetraédricos em relevo.	33
Figura 17.	(A, B e C) Malha gerada para o Grupo U3 – modelo geométrico das lesões em forma de U com 1,5mm de profundidade. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo U3 com os elementos tetraédricos em relevo.	34
Figura 18.	(A, B e C) Malha gerada para o Grupo V1 – modelo geométrico das lesões em forma de V com 0,5mm de profundidade. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo V1 com os elementos tetraédricos em relevo.	35

Figura 19.	(A, B e C) Malha gerada para o Grupo V2 – modelo geométrico das lesões em forma de V com 1,0mm de profundidade. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo V2 com os elementos tetraédricos em relevo.	36
Figura 20.	(A, B e C) Malha gerada para o Grupo V3 – modelo geométrico das lesões em forma de V com 1,5mm de profundidade. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo V3 com os elementos tetraédricos em relevo.	37
Figura 21.	Forças atuantes no modelo do dente hígido. (HF1) Modelo do dente hígido com a carga funcional localizada na ponta da cúspide palatal e na crista marginal mesial. (HF2) Modelo do dente hígido com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide vestibular. (HF3) Modelo do dente hígido com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide palatal. Todos os modelos foram fixados na região correspondente à base do osso maxilar e nas superfícies mesial e distal do osso maxilar.	38
Figura 22.	Forças atuantes no modelo das lesões em forma de U. (U1F1, U2F1 e U3F1) Modelos da cavidade em U com a carga funcional localizada na ponta da cúspide palatal e na crista marginal mesial. (U1F2, U2F2 e U3F2) Modelos da cavidade em U com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide vestibular. (U1F3, U2F3 e U3F3) Modelos da cavidade em U com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide palatal. Todos os modelos foram fixados na região correspondente à base do osso maxilar e nas superfícies mesial e distal do osso maxilar.	39

- Figura 23.** Forças atuantes no modelo das lesões em forma de V. **40**
(V1F1, V2F1 e V3F1) Modelos da cavidade em V com a carga funcional localizada na ponta da cúspide palatal e na crista marginal mesial.
(V1F2, V2F2 e V3F2) Modelos da cavidade em V com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide vestibular.
(V1F3, V2F3 e V3F3) Modelos da cavidade em V com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide palatal.
Todos os modelos foram fixados na região correspondente à base do osso maxilar e nas superfícies mesial e distal do osso maxilar.
-
- Figura 24.** (A) Pré-molar superior utilizado na validação dos modelos computacionais. **41**
(B) Limpeza do dente com uma cureta.
(C) Armazenamento do dente em água destilada.
(D) Aferição da dimensão méso-distal do dente.
(E) Aferição da dimensão vestibulo-lingual do dente.
-
- Figura 25.** (A) Delineador utilizado para auxiliar os procedimentos de inclusão dos dentes. **42**
(B) Resina epóxica sendo inserida no tubo de PVC.
(C) Tubo de PVC preenchido com resina epóxica.
(D) Dente sendo inserido dentro do tubo de PVC
(E e F) Dente inserido no tubo de PVC.
(G) Os dez corpos-de-prova utilizados no ensaio experimental de compressão.
-
- Figura 26.** (A e B) Corpo-de-prova fixado a um dispositivo para realização do ensaio de compressão. **43**
(B) Vista lateral da carga compressiva sendo aplicada na superfície oclusal do dente.
(D) Vista frontal da carga compressiva sendo aplicada na superfície oclusal do dente.
(E) Corpo-de-prova após a realização do ensaio de compressão, observe a fratura da cúspide palatal que ocorreu em todos os dentes testados.
-

Figura 27.	Modelo geométrico do dente hígado. (A) Vista isométrica. (B) Vista em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (C) Vista distal. (D) Vista mesial. (E) Vista oclusal em corte perpendicular ao longo eixo. (F) Vista oclusal. (G) Vista apical. (H) Vista em corte méso-distal paralelo ao longo eixo. (I) Vista vestibular. (J) Vista palatal.	44
Figura 28.	(A) Cilindro representativo da resina epóxica criado ao redor da raiz. (B) Modelo geométrico do cilindro confeccionado após a subtração da dentina. (C e D) Montagem do dente no cilindro.	45
Figura 29.	(A) Vista lateral do modelo geométrico representativo do ensaio de compressão. (B) Vista lateral do modelo geométrico representativo do ensaio de compressão com o desenho de uma esfera para determinar a localização dos contatos onde foi simulada a aplicação da força compressiva.	46
Figura 30.	(A, B e C) Malha do modelo geométrico representativo do ensaio de compressão. (D) Definição das condições de fixação e contorno.	47
Figura 31.	(A) Diagrama de cores para o deslocamento no eixo z do modelo geométrico representativo do ensaio experimental de compressão. (B) Vista aproximada da região selecionada para o registro do deslocamento.	48

Figura 32. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo HF1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **50**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 33. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo HF2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **51**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 34. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo HF3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **52**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 35. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U1F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **53**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 36. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U1F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **54**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 37. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U1F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **55**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 38. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U2F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **56**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 39. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U2F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **57**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 40. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U2F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **58**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 41. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U3F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **59**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 42. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U3F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **60**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 43. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U3F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **61**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 44. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V1F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **62**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 45. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V1F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **63**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 46. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V1F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **64**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 47. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V2F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **65**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 48. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V2F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **66**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 49. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V2F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **67**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 50. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V3F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **68**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 51. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V3F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **69**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 52. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V3F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. **70**

- (A) Vista oclusal.
- (B) Vista isométrica.
- (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo.
- (D) Vista mesial.
- (E) Vista vestibular.
- (F) Vista vestibular aproximada.
- (G) Vista distal.
- (H) Vista palatal.
- (I) Vista palatal aproximada.

Figura 53.	(A, B e C) Vista vestibular da porção coronária dos grupos referentes ao dente hígido. (D, E e F) Vista vestibular e da parte interna do esmalte dos grupos referentes ao dente hígido. (G, H e I) Vista vestibular da dentina coronária dos grupos referentes ao dente hígido.	71
Figura 54.	Vista vestibular da porção coronária dos grupos referentes às cavidades em forma de U. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervical está na cor laranja (10-30MPa).	72
Figura 55.	Vista vestibular da porção coronária dos grupos referentes às cavidades em forma de V. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervical está na cor laranja (10-30MPa).	72
Figura 56.	Vista vestibular e da parte interna do esmalte dos grupos referentes às cavidades em forma de U. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervical está na cor laranja (10-30MPa).	73
Figura 57.	Vista vestibular e da parte interna do esmalte dos grupos referentes às cavidades em forma de V. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervical está na cor laranja (10-30MPa).	73
Figura 58.	Vista vestibular da porção coronária da dentina dos grupos referentes às cavidades em forma de U. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervical está na cor laranja (10-30MPa).	74
Figura 59.	Vista vestibular da porção coronária da dentina dos grupos referentes às cavidades em forma de V. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervical está na cor laranja (10-30MPa).	74
Figura 60.	Vista palatal da porção coronária dos grupos referentes às cavidades em forma de U. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração está na cor laranja (10-30MPa) e na cor amarela (6-10MPa).	75

Figura 61. Vista palatal da porção coronária dos grupos referentes às cavidades em forma de V. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração está na cor laranja (10-30MPa) e na cor amarela (6-10MPa).

SUMÁRIO

1. MATERIAIS E MÉTODOS	18
2. RESULTADOS E DISCUSSÃO	49

materiais e métodos



Figura 1. (A) Segundo pré-molar superior. (B) Osso referente à região do segundo pré-molar superior.

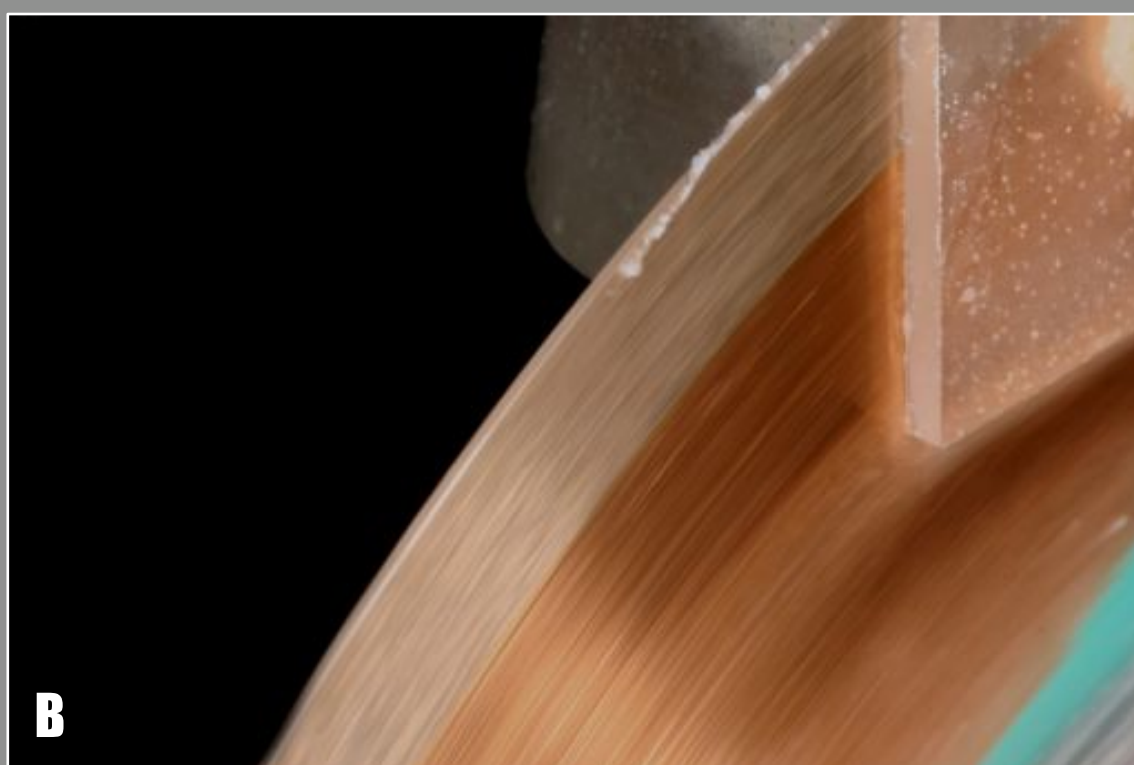


Figura 2. (A) Osso referente à região do segundo pré-molar superior e o segundo pré-molar superior incluídos em resina epóxica. (B) Vista aproximada da realização dos cortes sequenciais no osso.



Figura 3. (A e B) Fatias do segundo pré-molar superior. (C) Uma fatia do segundo pré-molar superior.

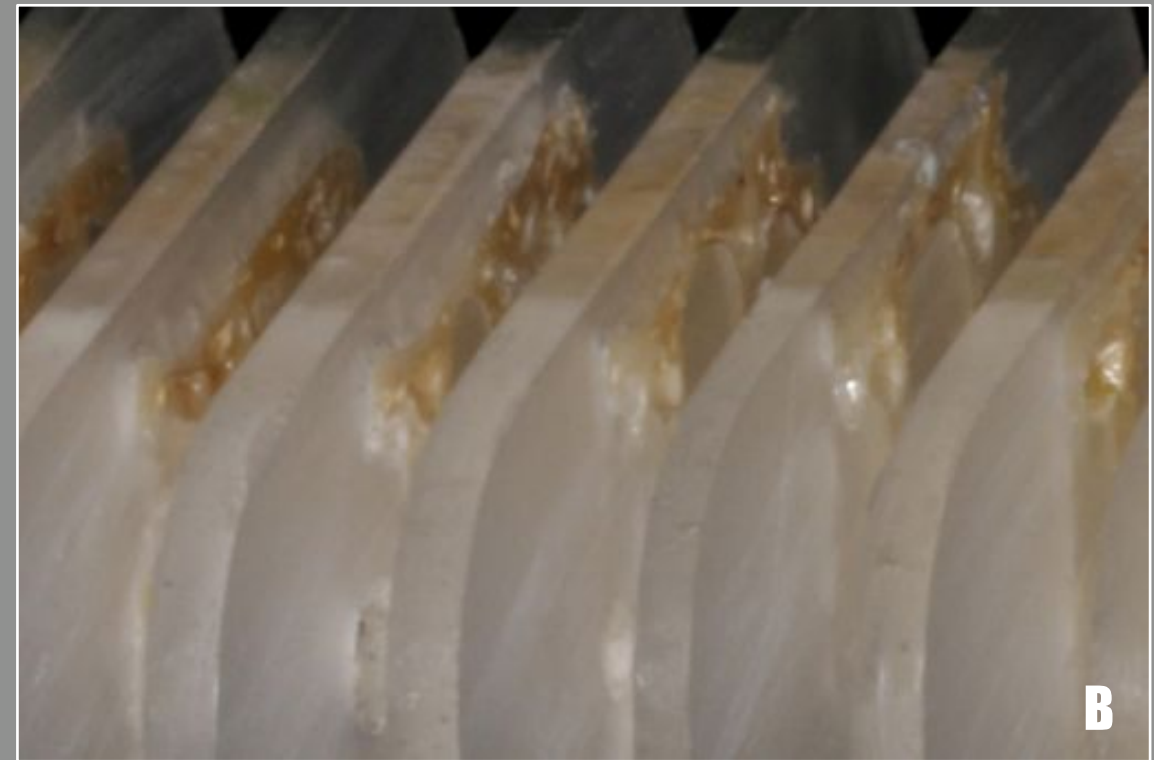


Figura 4. (A e B) Fatias do osso do segundo pré-molar superior. (C) Uma fatia do osso do segundo pré-molar superior.



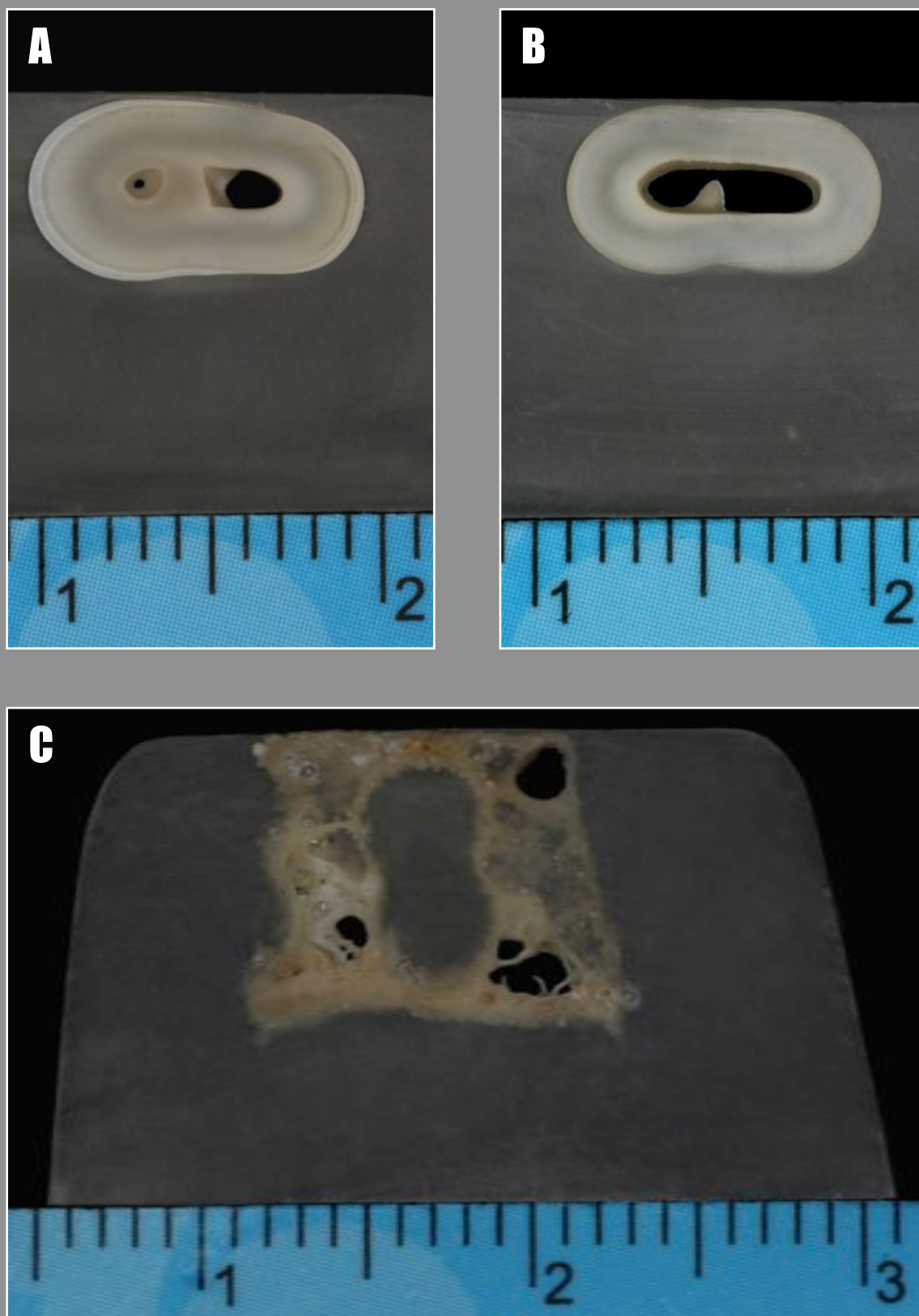


Figura 5. (A e B) Fatias do dente fotografadas com uma régua milimetrada. (C) Fatia do osso fotografada com uma régua milimetrada.

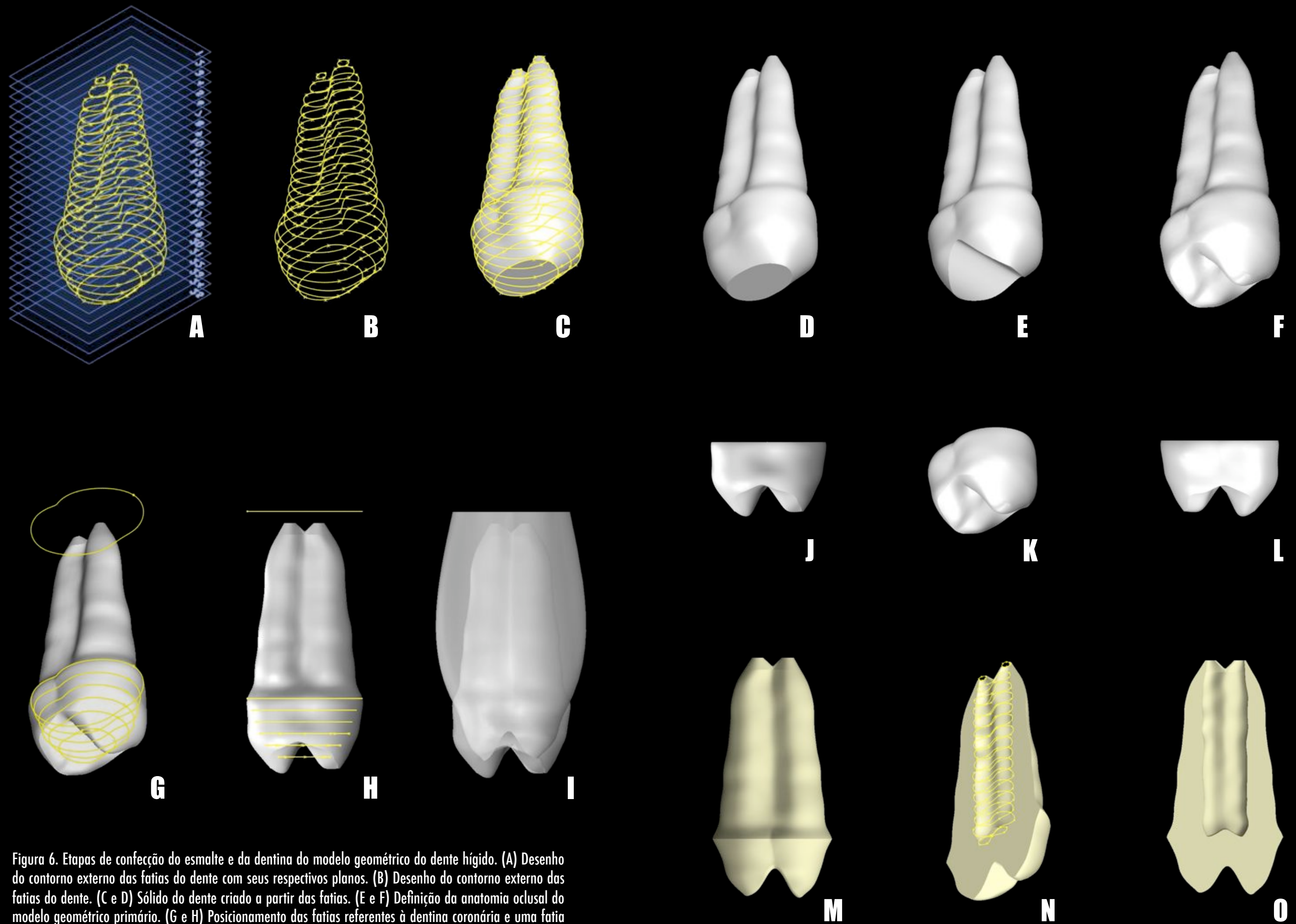


Figura 6. Etapas de confecção do esmalte e da dentina do modelo geométrico do dente hígido. (A) Desenho do contorno externo das fatias do dente com seus respectivos planos. (B) Desenho do contorno externo das fatias do dente. (C e D) Sólido do dente criado a partir das fatias. (E e F) Definição da anatomia oclusal do modelo geométrico primário. (G e H) Posicionamento das fatias referentes à dentina coronária e uma fatia aleatória acima do ápice radicular. (I) Criação do sólido delimitado pelo contorno das fatias de dentina e da fatia aleatória. (J, K e L) Modelo geométrico do esmalte. (M, N e O) Modelo geométrico da dentina.

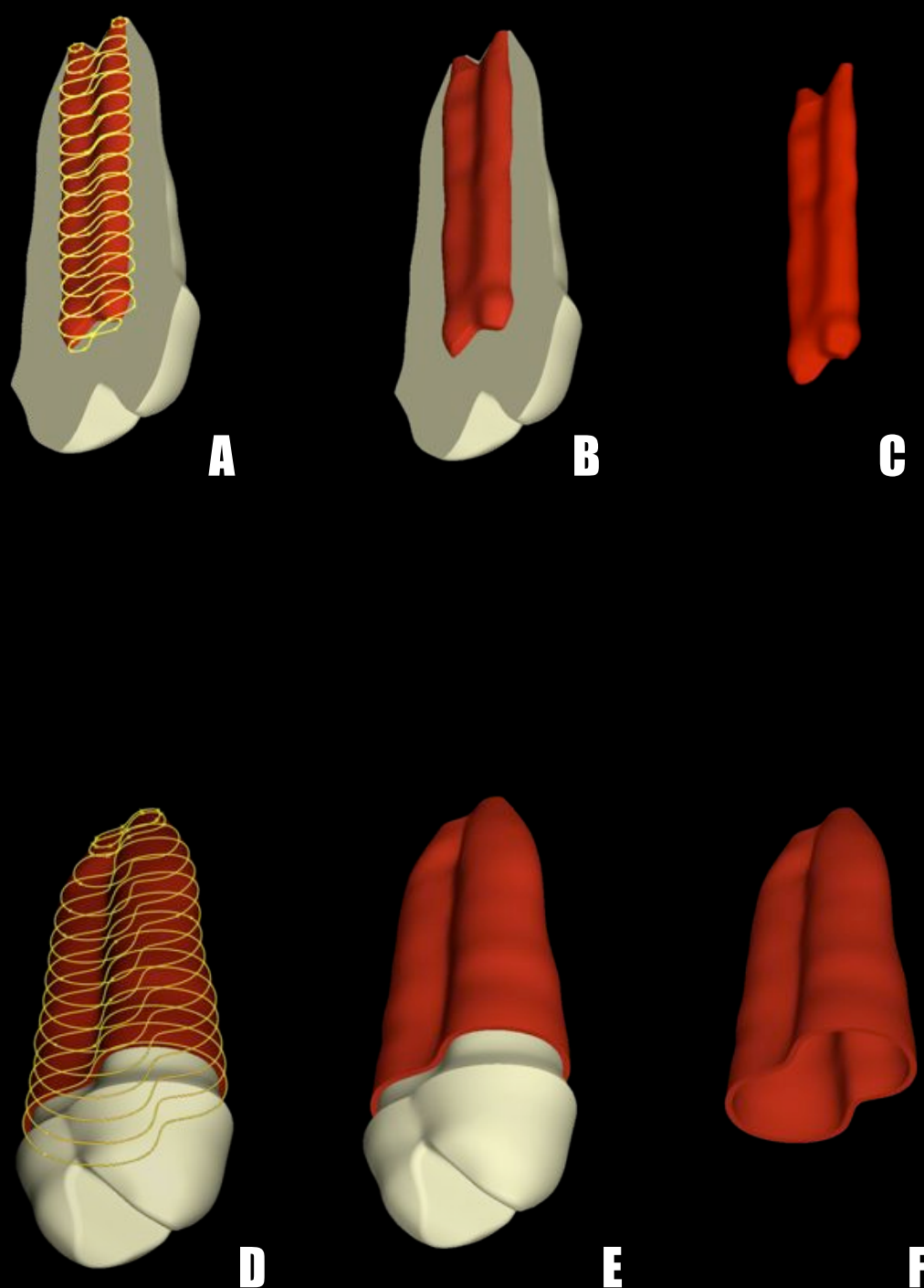


Figura 7. Etapas de confecção da polpa e do ligamento periodontal do modelo geométrico do dente hígido. (A) Desenho do contorno da polpa. (B) Sólido da polpa gerado no interior da dentina. (C) Modelo geométrico da polpa. (D) Contorno do ligamento periodontal. (E) Sólido do ligamento periodontal gerado ao redor da dentina radicular. (F) Modelo geométrico do ligamento periodontal.

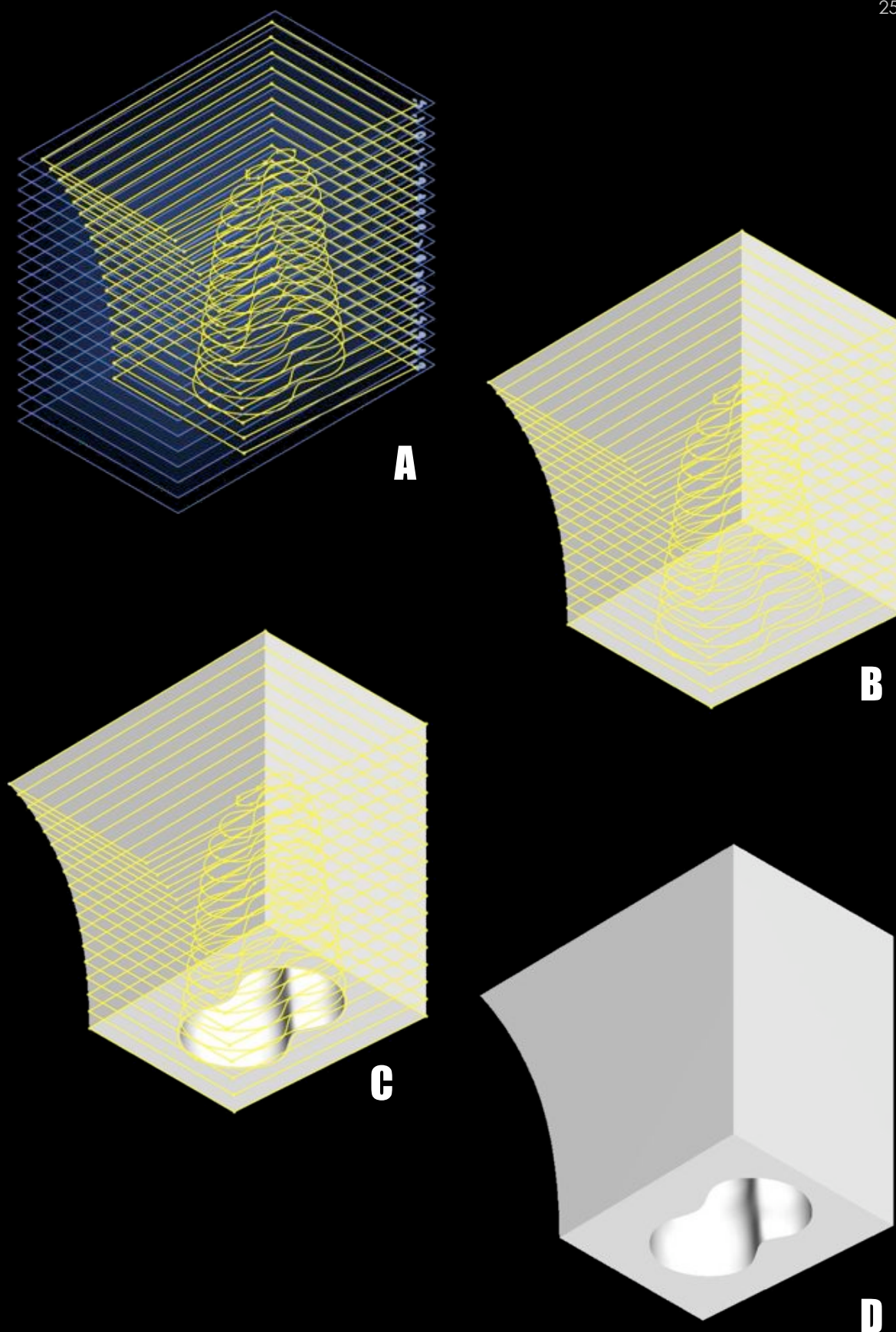


Figura 8. Etapas de confecção do osso do modelo geométrico do dente hírido (A) Desenho do contorno externo das fatias do osso com seus respectivos planos. (B) Sólido do osso. (C e D) Sólido do osso após a subtração da região referente ao ligamento periodontal.

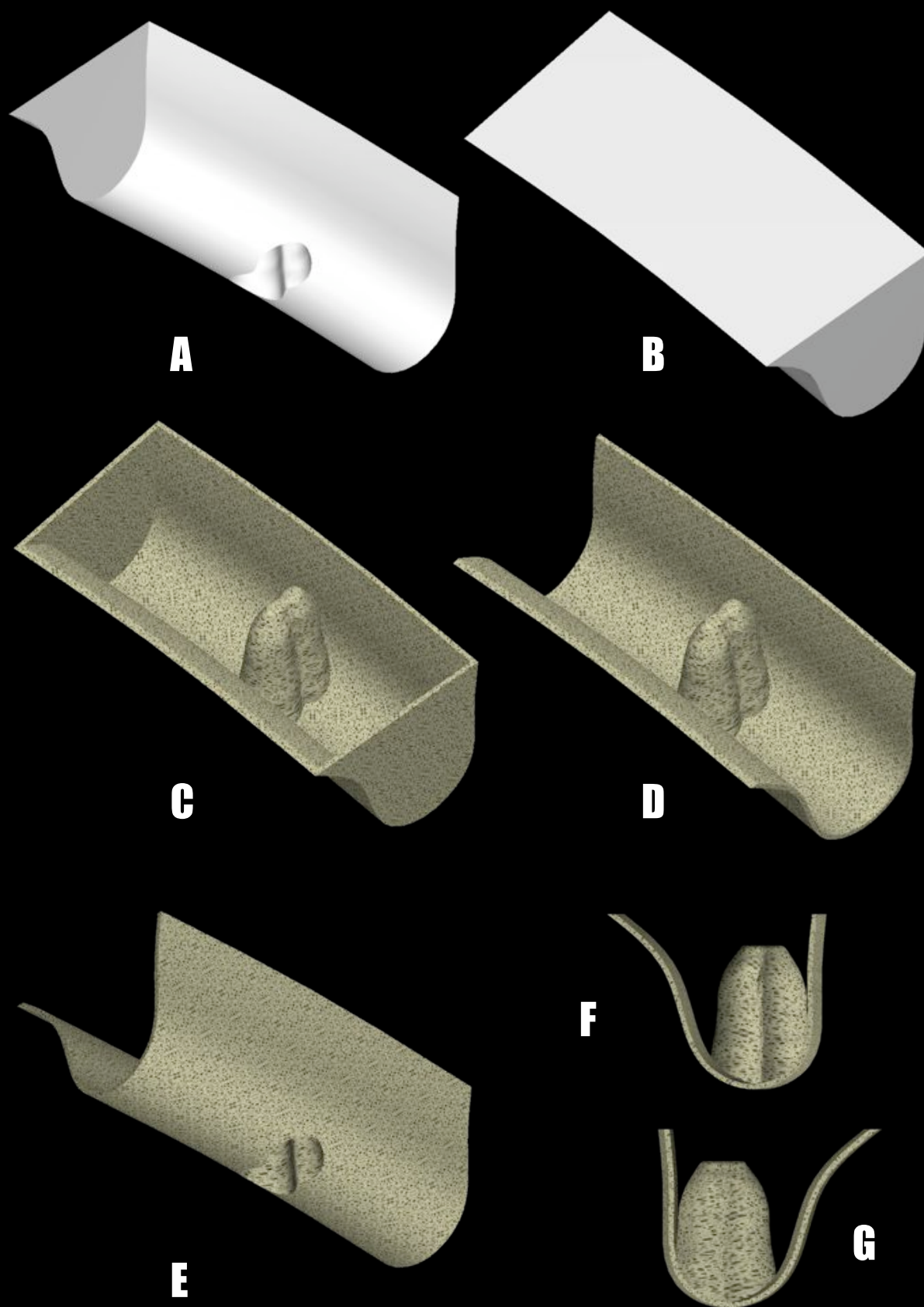


Figura 9. Etapas de confecção do osso compacto do modelo geométrico do dente hígado. (A e B) Sólido do osso após o aumento de extensão e arredondamento do contorno. (C) "Casca" de espessura uniforme gerada a partir do sólido do osso. (D, E, F e G) Modelo geométrico do osso compacto.

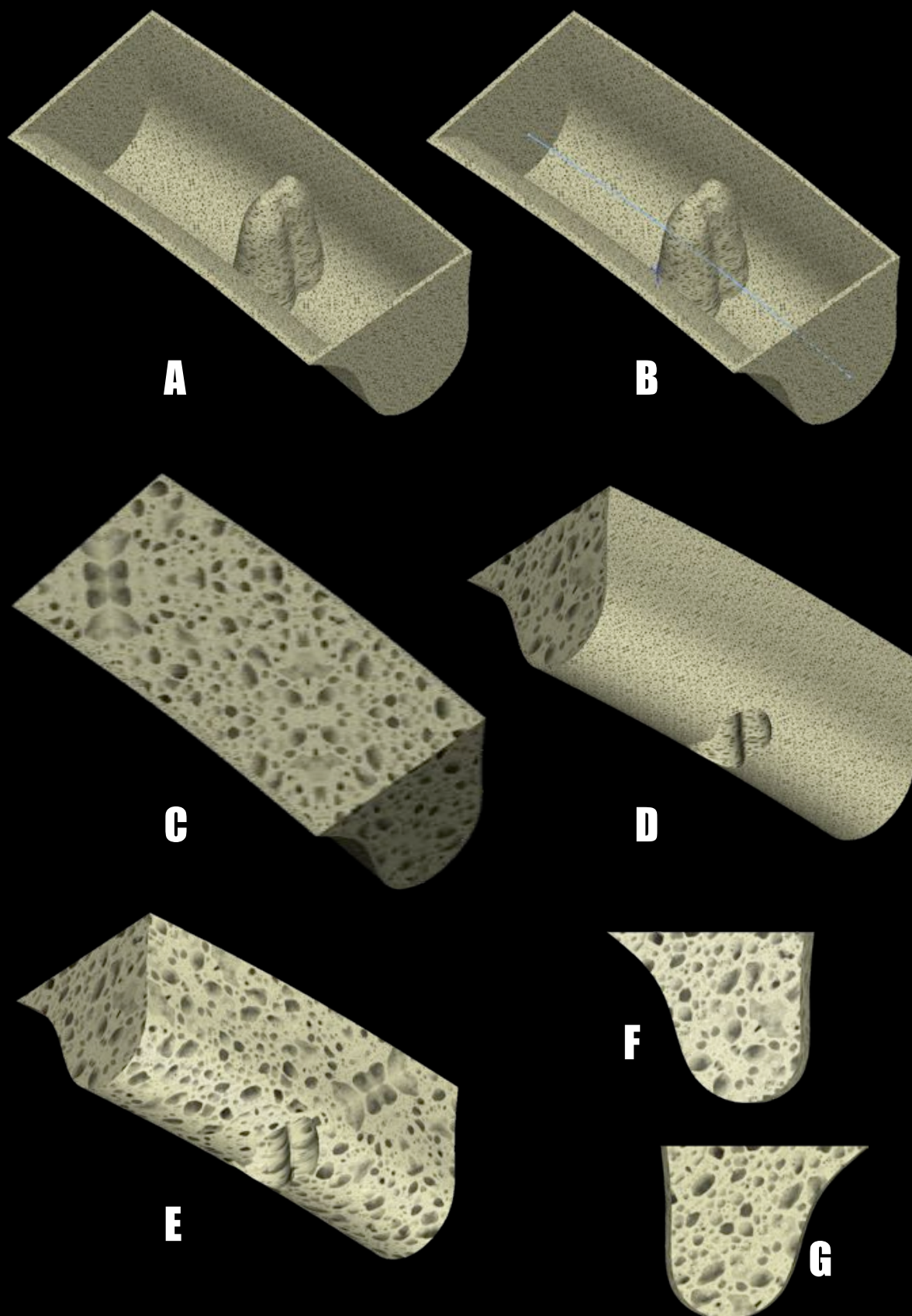


Figura 10. Etapas de confecção do osso esponjoso do modelo geométrico do dente hígido. (A) Sólido do osso compacto. (B) "Sketch" adicionado na superfície proximal do sólido do osso esponjoso, observe a linha em azul. (C e D) Modelo sólido constituído de osso compacto e osso esponjoso. (E, F e G) Modelo geométrico do osso esponjoso.

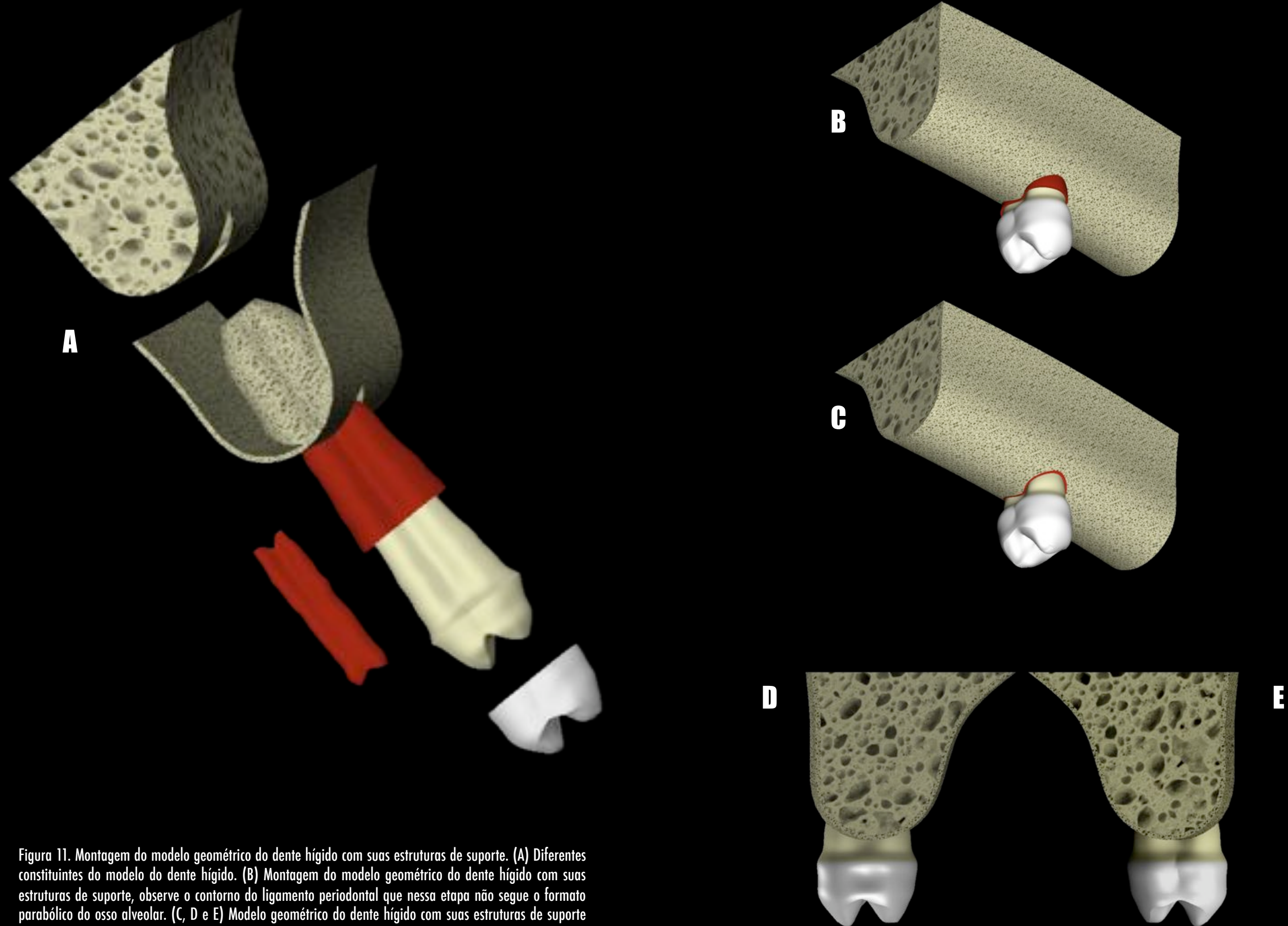


Figura 11. Montagem do modelo geométrico do dente hígido com suas estruturas de suporte. (A) Diferentes constituintes do modelo do dente hígido. (B) Montagem do modelo geométrico do dente hígido com suas estruturas de suporte, observe o contorno do ligamento periodontal que nessa etapa não segue o formato parabólico do osso alveolar. (C, D e E) Modelo geométrico do dente hígido com suas estruturas de suporte após a obtenção de uma adequada conformação do ligamento periodontal.

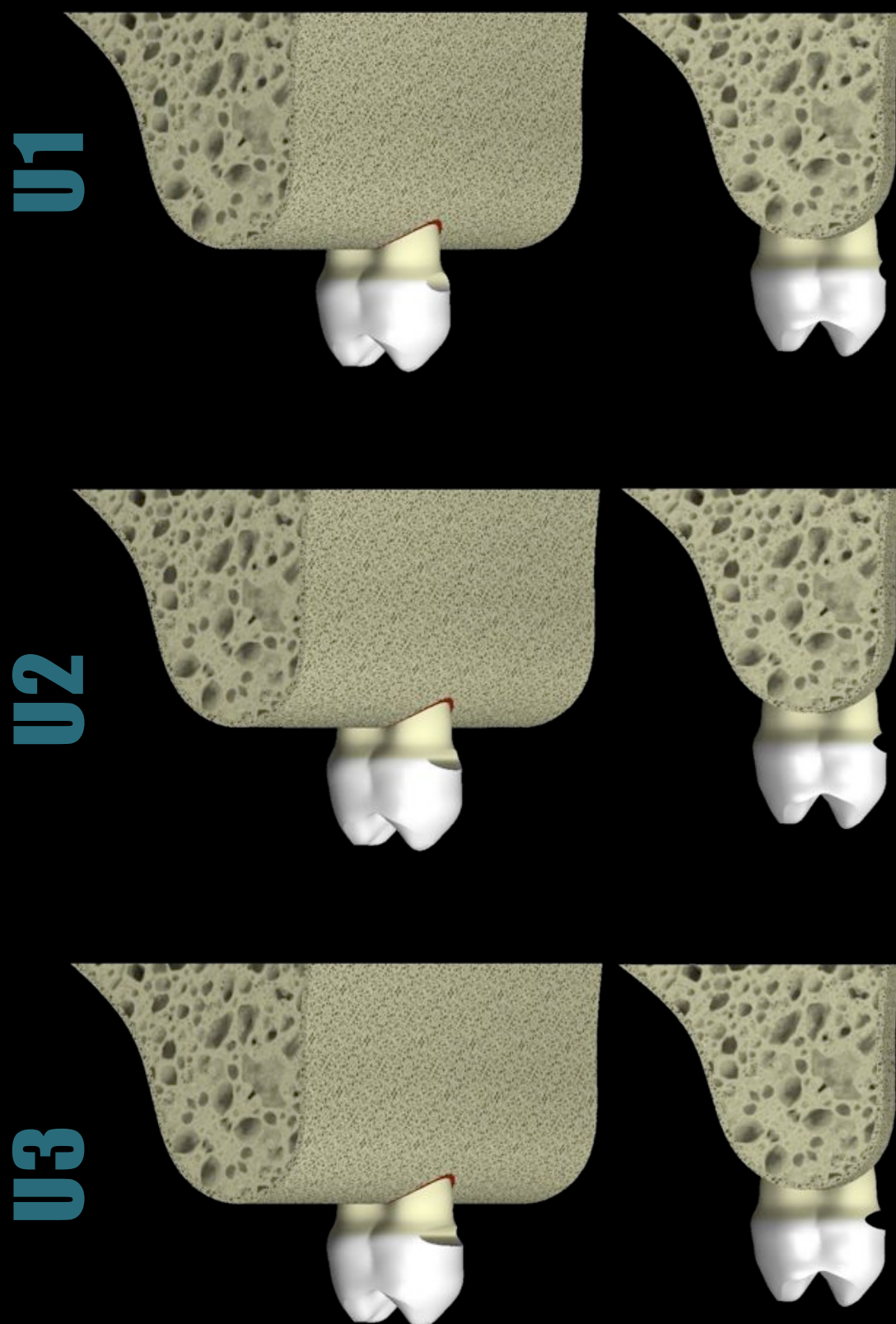


Figura 12. Modelos geométricos das diferentes profundidades das lesões em forma de U. (U1) Cavidade em U de 0,5mm de profundidade. (U2) Cavidade em U de 1,0mm de profundidade. (U3) Cavidade em U de 1,5mm de profundidade.

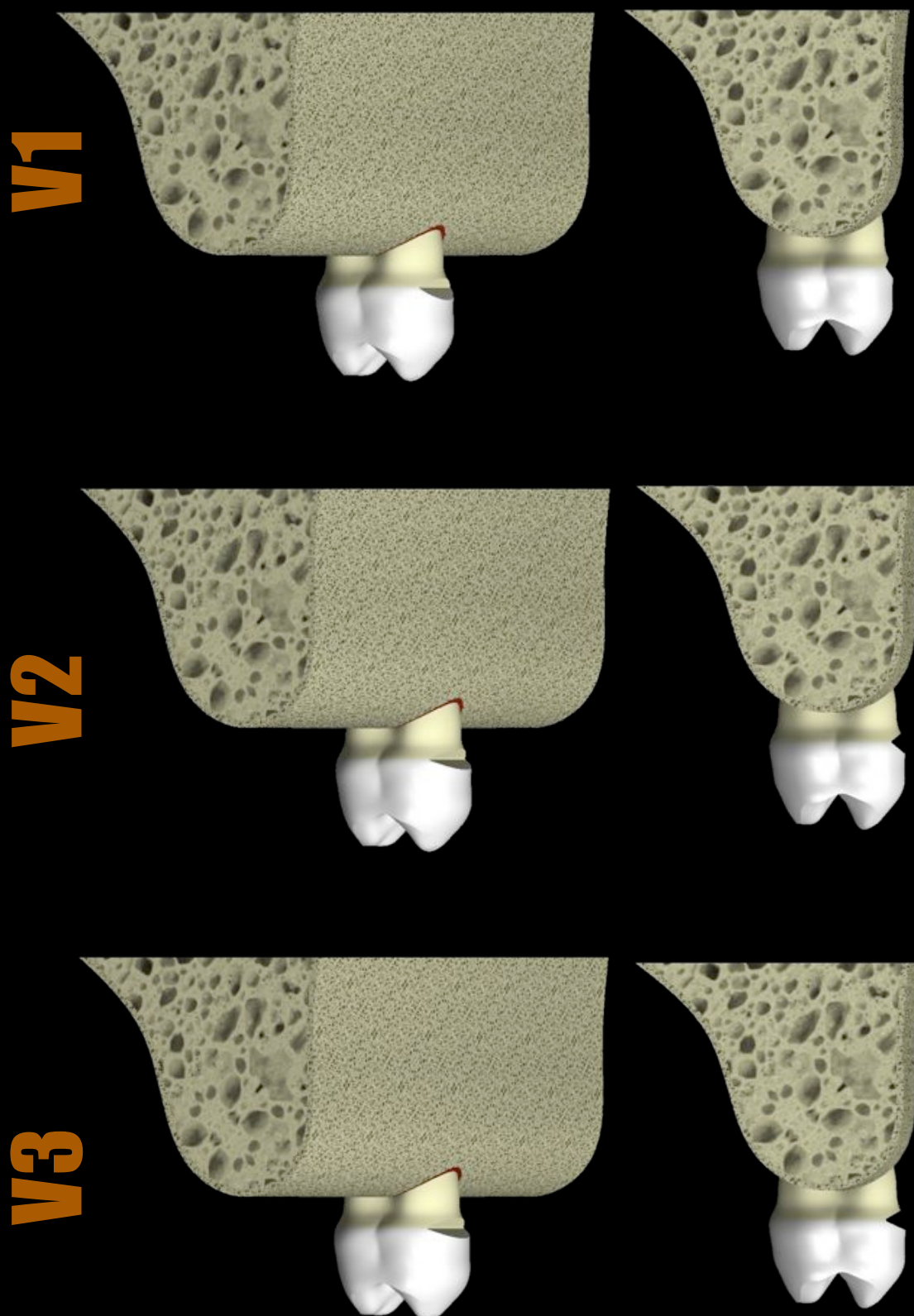


Figura 13. Modelos geométricos das diferentes profundidades das lesões em forma de V. (V1) Cavidade em V de 0,5mm de profundidade. (V2) Cavidade em V de 1,0mm de profundidade. (V3) Cavidade em V de 1,5mm de profundidade.

GRUPO H

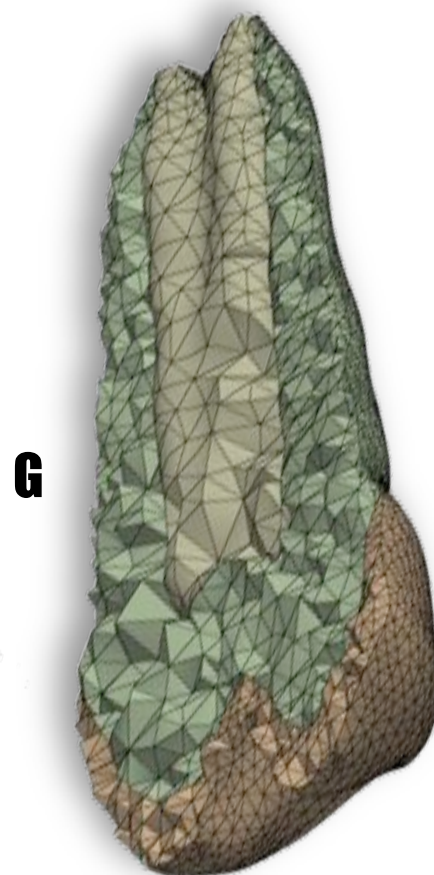
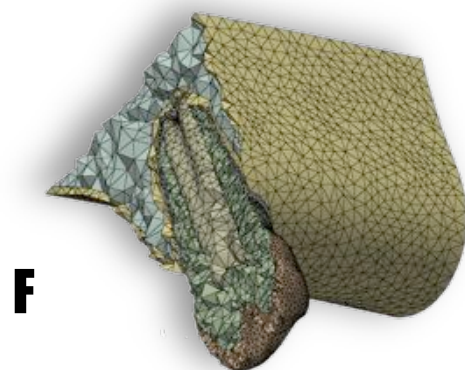
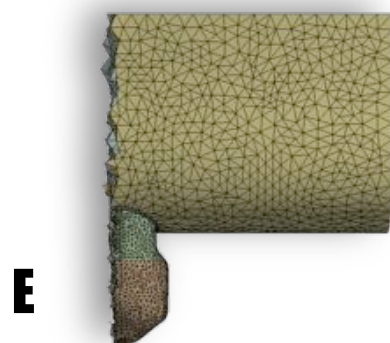
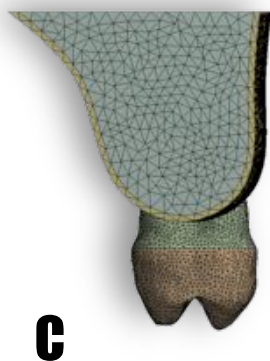
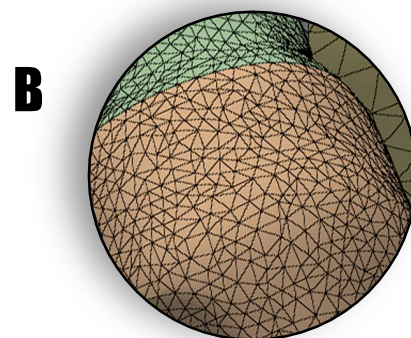
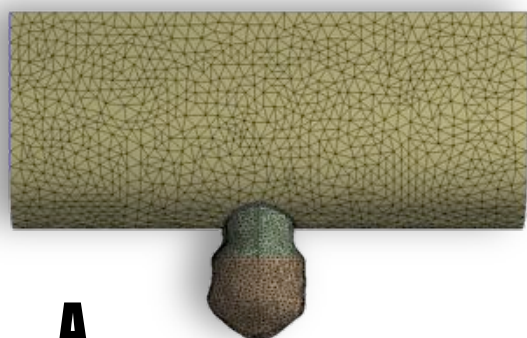


Figura 14. (A, B e C) Malha gerada para o Grupo H - modelo geométrico do dente hígado. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo H com os elementos tetraédricos em relevo.

GRUPO U1

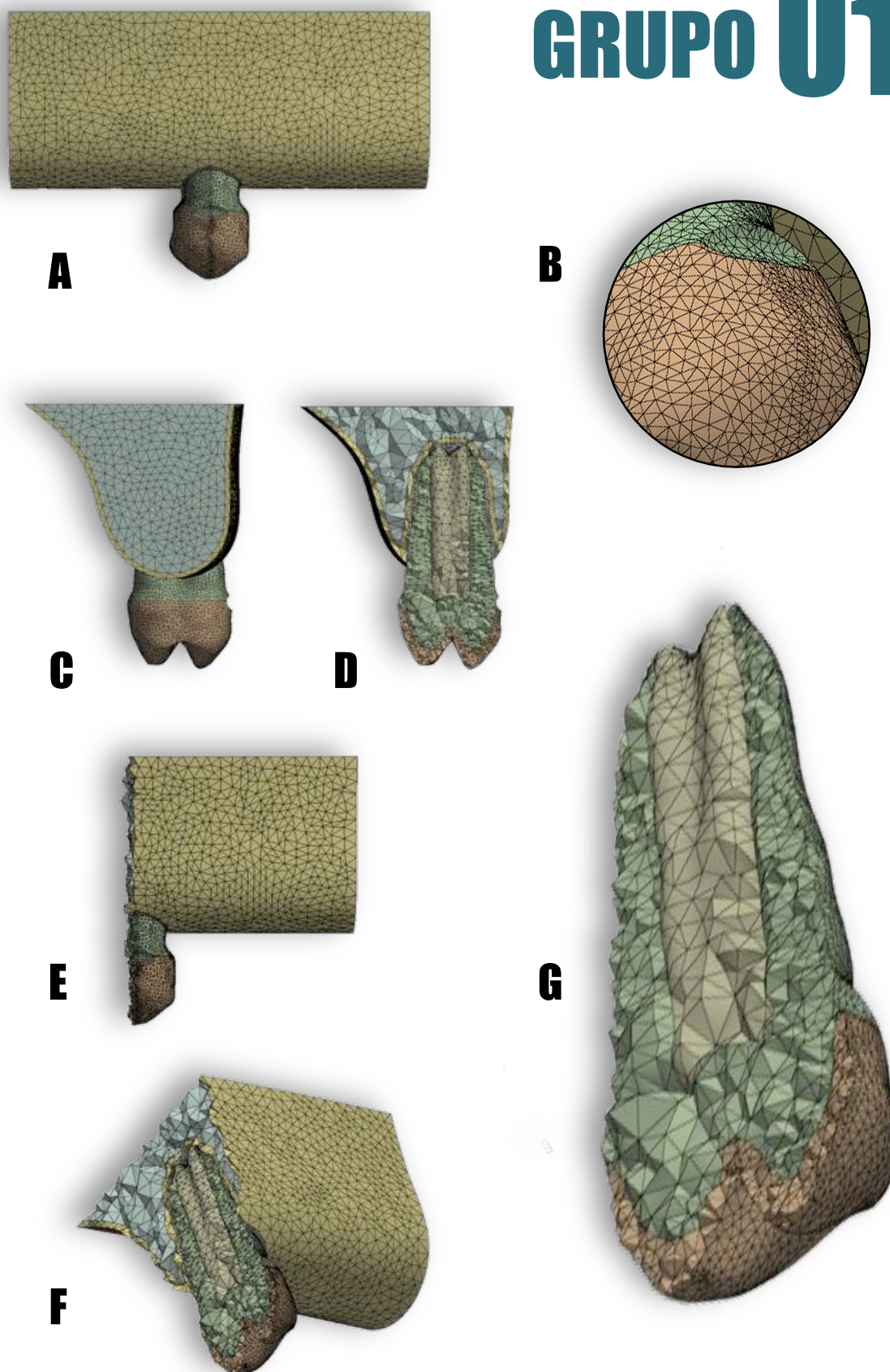


Figura 15. (A, B e C) Malha gerada para o Grupo U1 - modelo geométrico das lesões em forma de U com 0,5mm de profundidade. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo U1 com os elementos tetraédricos em relevo.

GRUPO U2

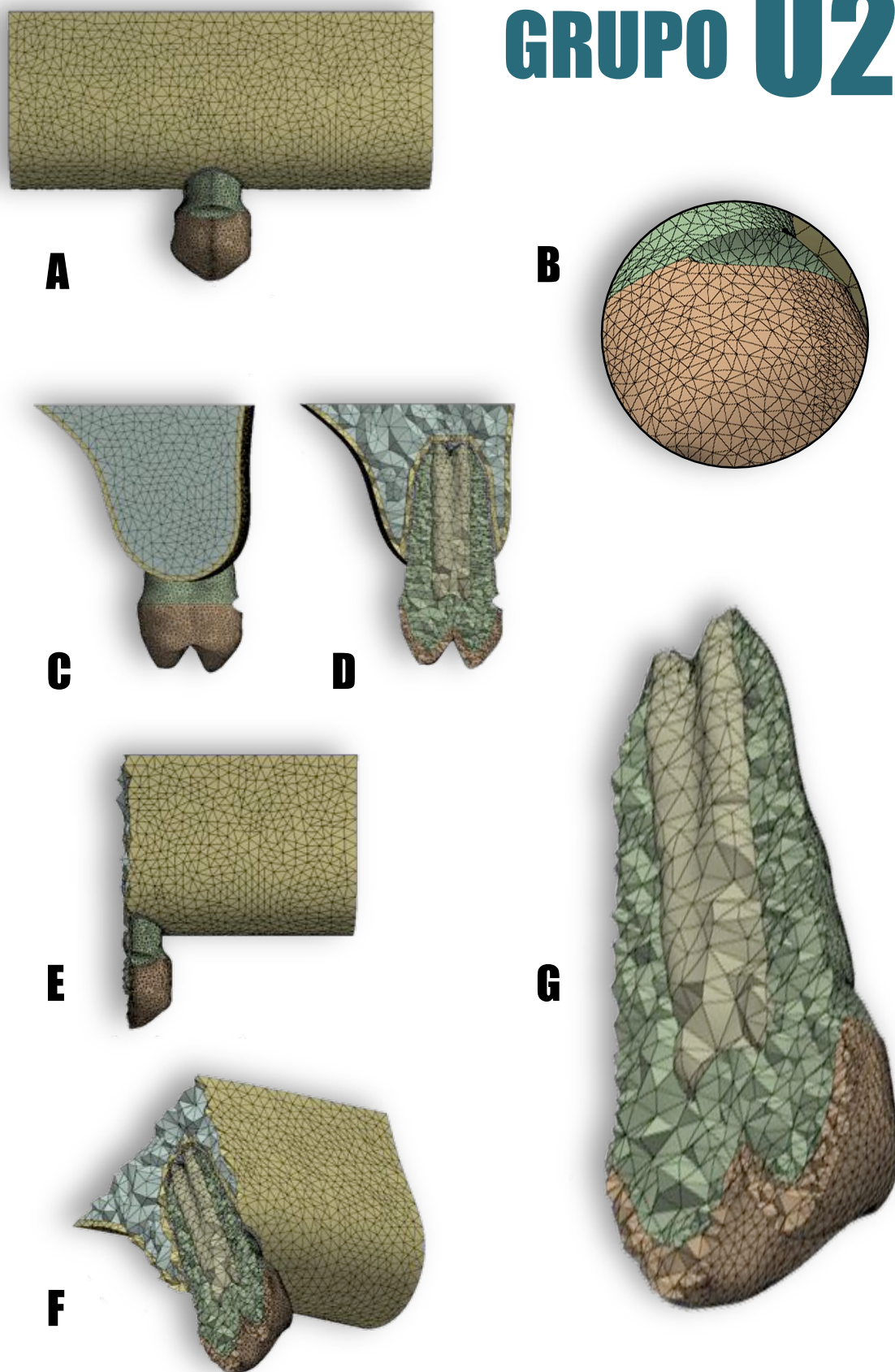
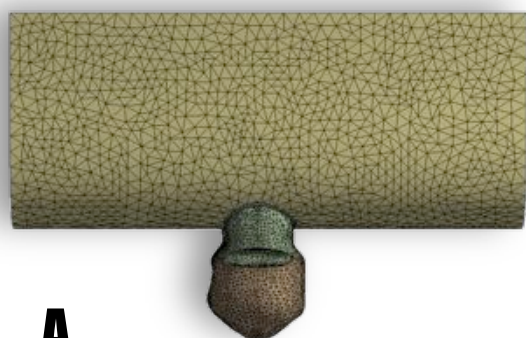


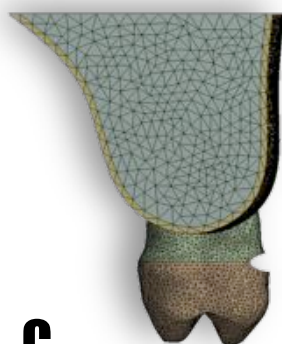
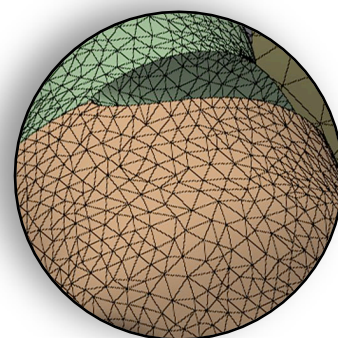
Figura 16. (A, B e C) Malha gerada para o Grupo U2 - modelo geométrico das lesões em forma de U com 1,0mm de profundidade. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo U2 com os elementos tetraédricos em relevo.

GRUPO U3

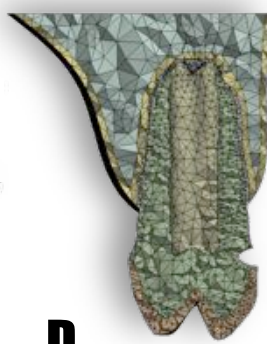


A

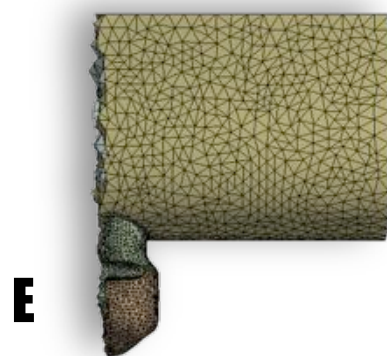
B



C

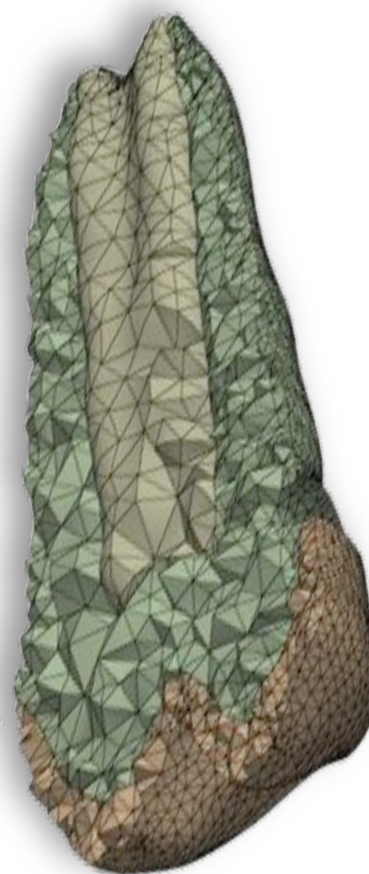


D



E

G



F

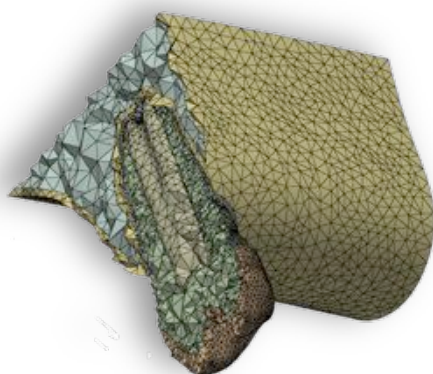


Figura 17. (A, B e C) Malha gerada para o Grupo U3 - modelo geométrico das lesões em forma de U com 1,5mm de profundidade.. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo U3 com os elementos tetraédricos em relevo.

GRUPO V1

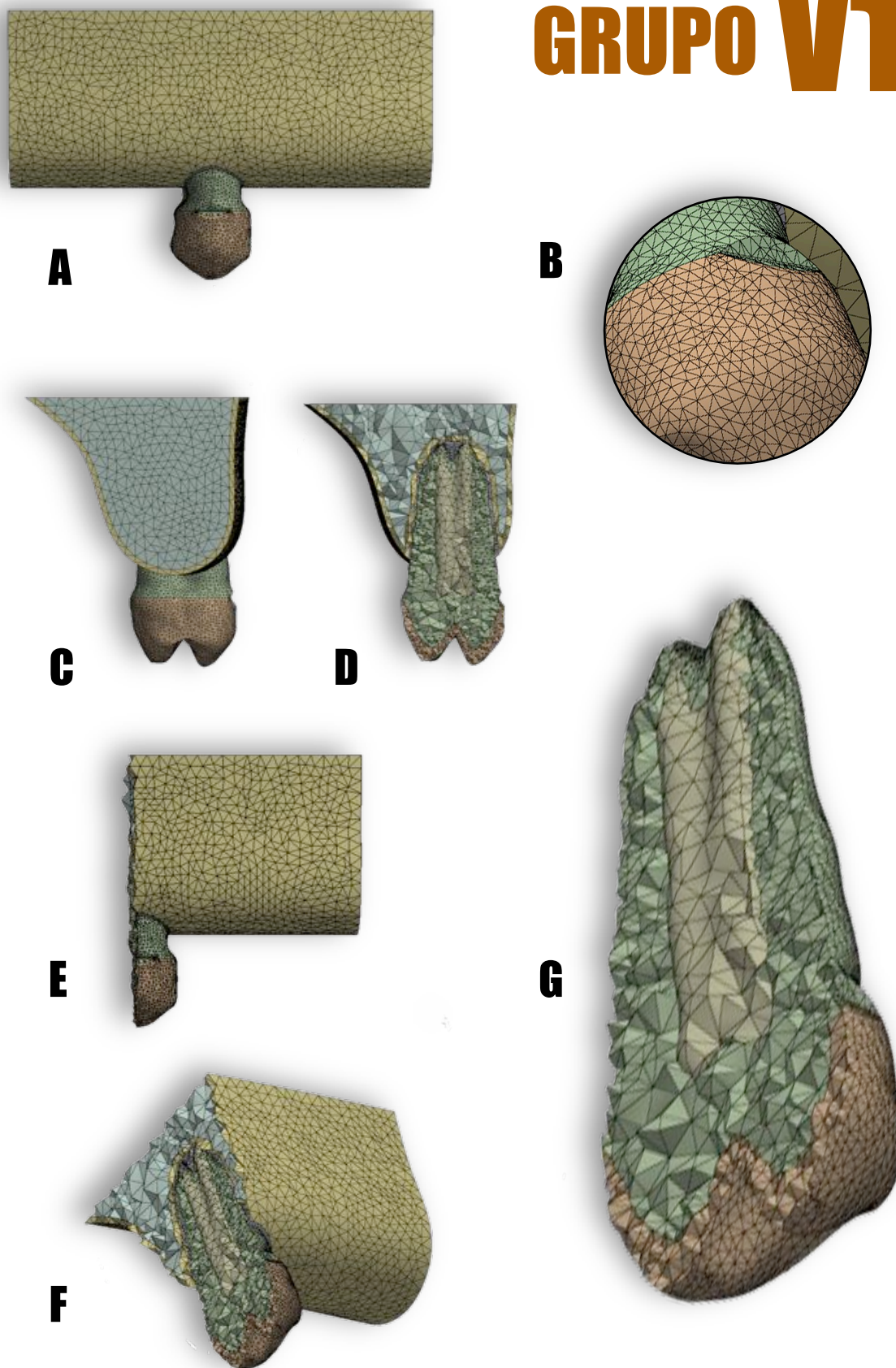


Figura 18. (A, B e C) Malha gerada para o Grupo V1 - modelo geométrico das lesões em forma de V com 0,5mm de profundidade. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo V1 com os elementos tetraédricos em relevo.

GRUPO V2

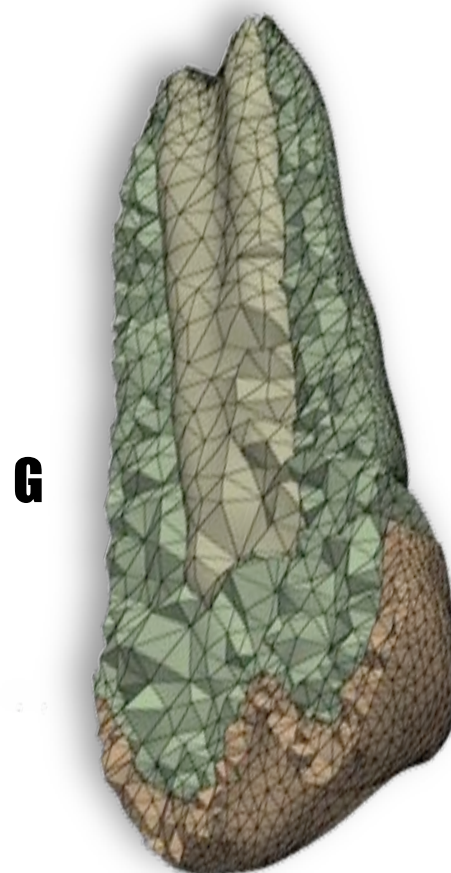
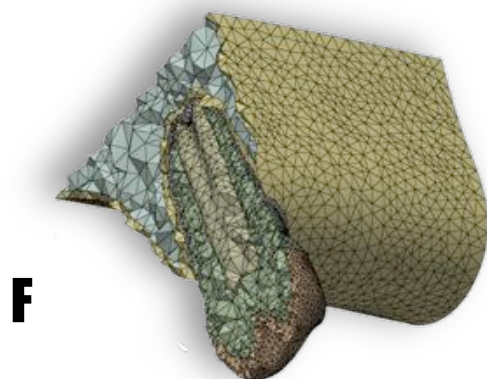
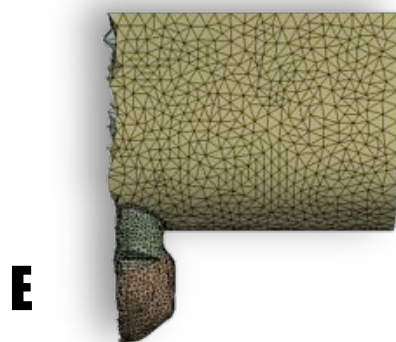
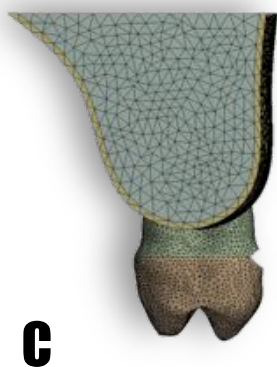
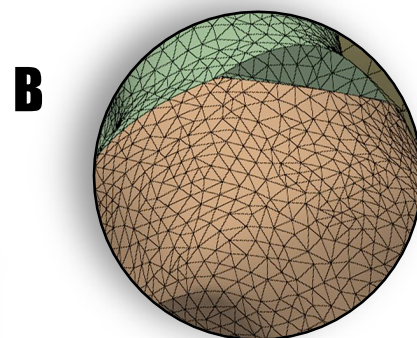
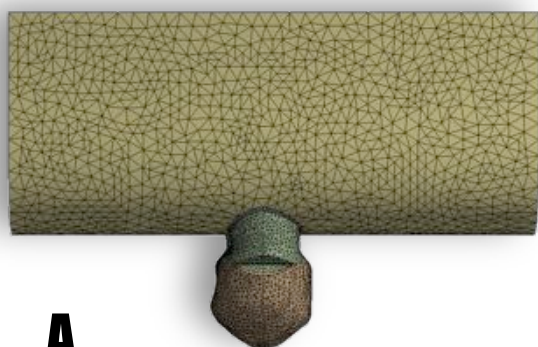


Figura 19. (A, B e C) Malha gerada para o Grupo V2 - modelo geométrico das lesões em forma de V com 1,0mm de profundidade. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo V2 com os elementos tetraédricos em relevo.

GRUPO V3

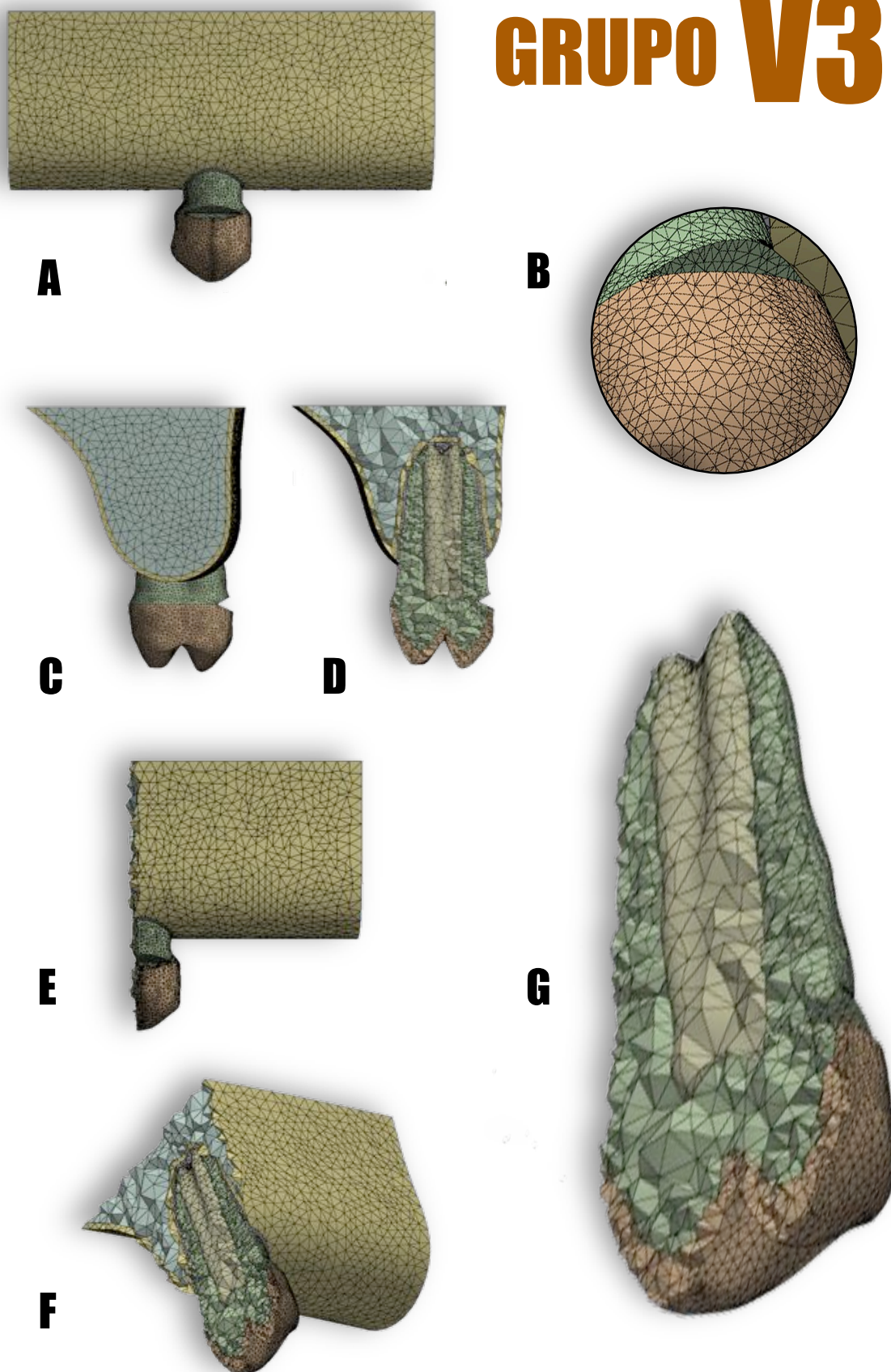


Figura 20. (A, B e C) Malha gerada para o Grupo V3 - modelo geométrico das lesões em forma de V com 1,5mm de profundidade. (D, E, F e G) Vista em corte da malha gerada para o Grupo V3 com os elementos tetraédricos em relevo.

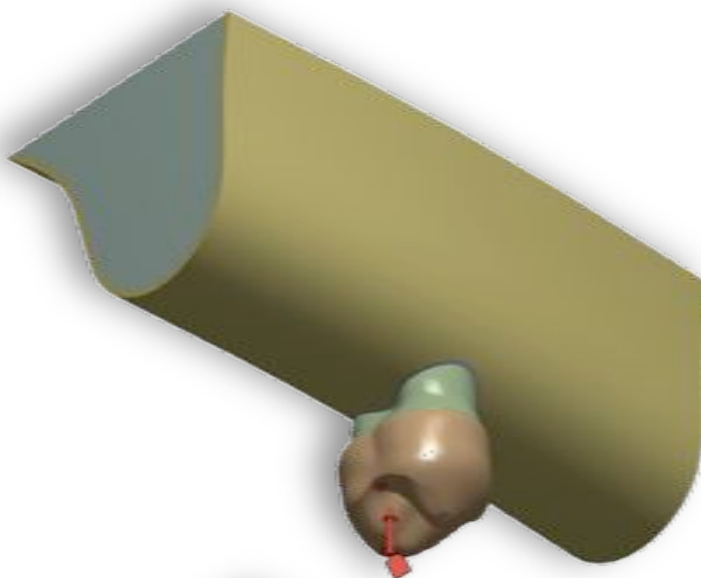
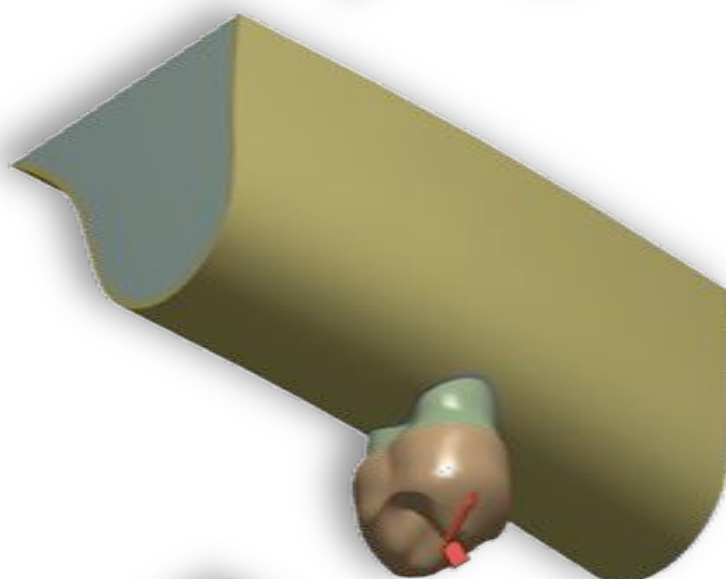
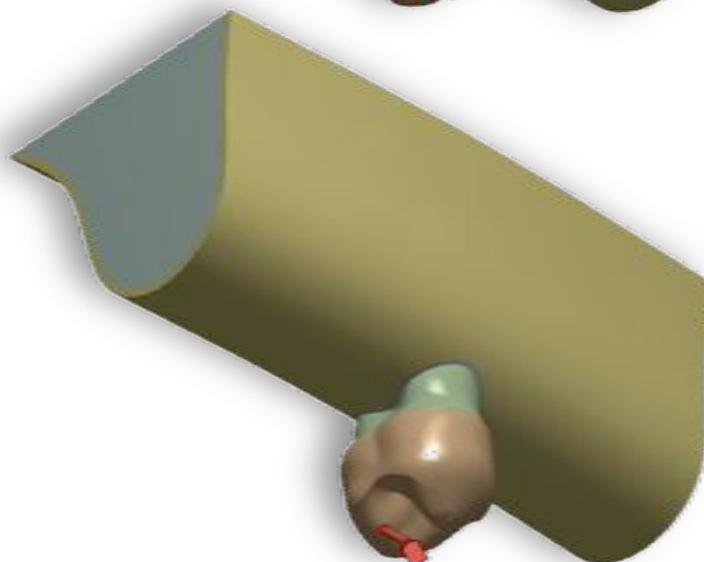
HF1**HF2****HF3**

Figura 21. Forças atuantes no modelo do dente hígido. (HF1) Modelo do dente hígido com a carga funcional localizada na ponta da cúspide palatal e na crista marginal mesial. (HF2) Modelo do dente hígido com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide vestibular. (HF3) Modelo do dente hígido com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide palatal. Todos os modelos foram fixados na região correspondente à base do osso maxilar e nas superfícies mesial e distal do osso maxilar.

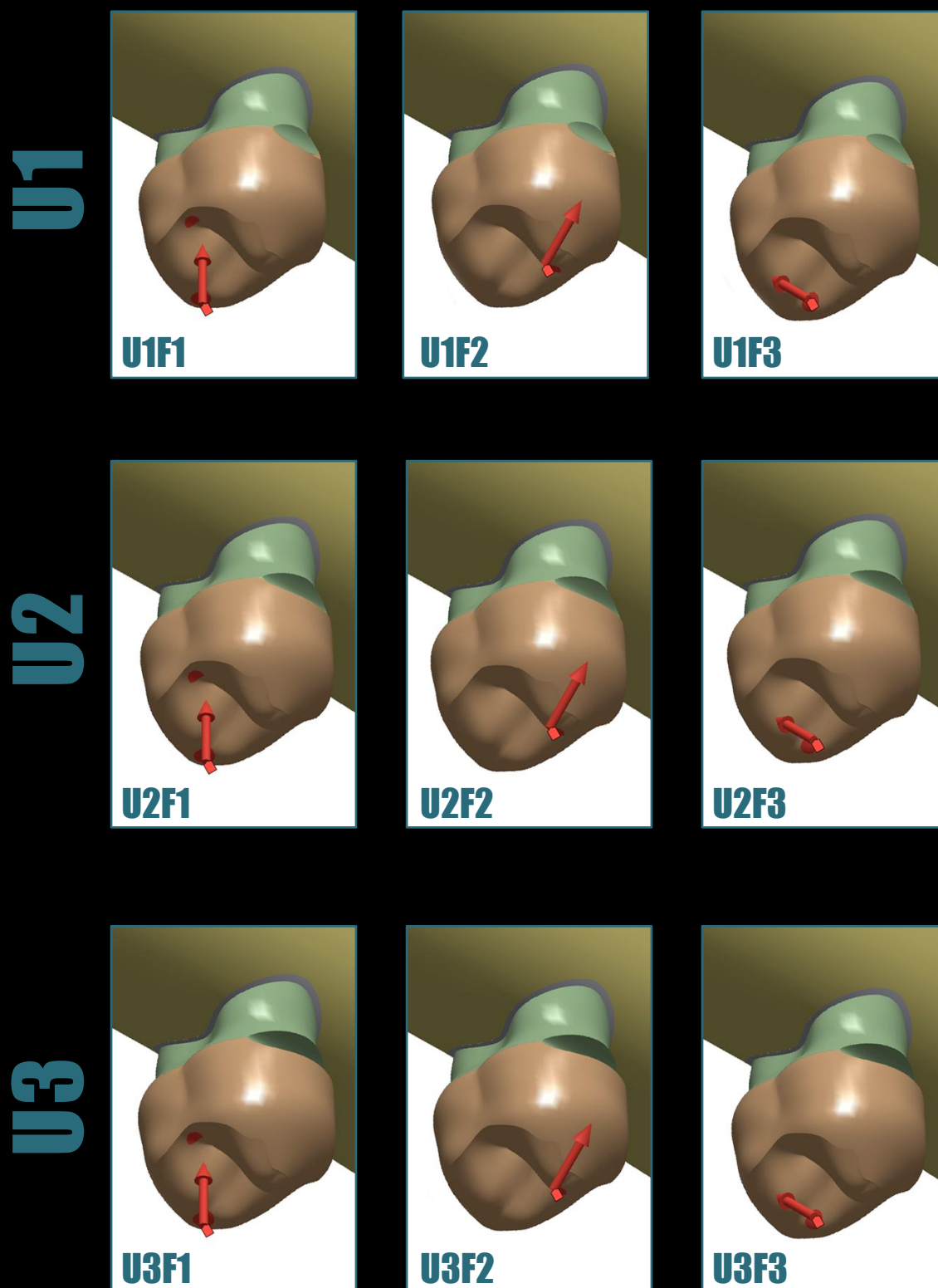


Figura 22. Forças atuantes nos modelos das lesões em forma de U. (U1F1, U2F1 e U3F1) Modelos da Cavidade em U com a carga funcional localizada na ponta da cúspide palatal e na crista marginal distal. (U1F2, U2F2 e U3F2) Modelos da Cavidade em U com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide palatal. (U1F3, U2F3 e U3F3) Modelos da Cavidade em U com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide vestibular. Todos os modelos foram fixados na região correspondente à base do osso maxilar e nas superfícies mesial e distal do osso maxilar.

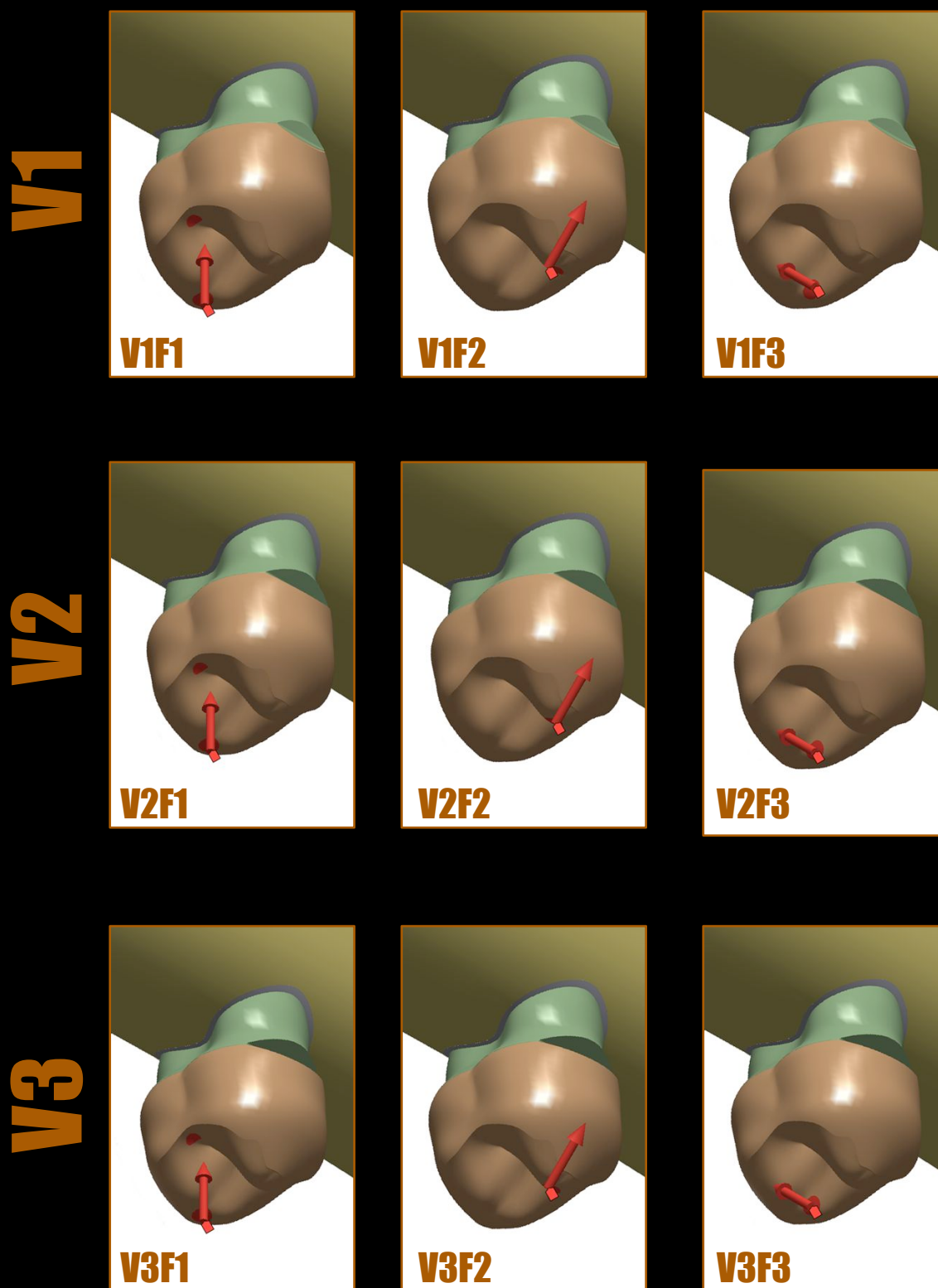


Figura 23. Forças atuantes nos modelos das lesões em forma de V. (V1F1, V2F1 e V3F1) Modelos da Cavidade em V com a carga funcional localizada na ponta da cúspide palatal e na crista marginal mesial. (V1F2, V2F2 e V3F2) Modelos da Cavidade em V com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide vestibular. (V1F3, V2F3 e V3F3) Modelos da Cavidade em V com a carga não funcional localizada na vertente triturante da cúspide palatal. Todos os modelos foram fixados na região correspondente à base do osso maxilar e nas superfícies mesial e distal do osso maxilar.

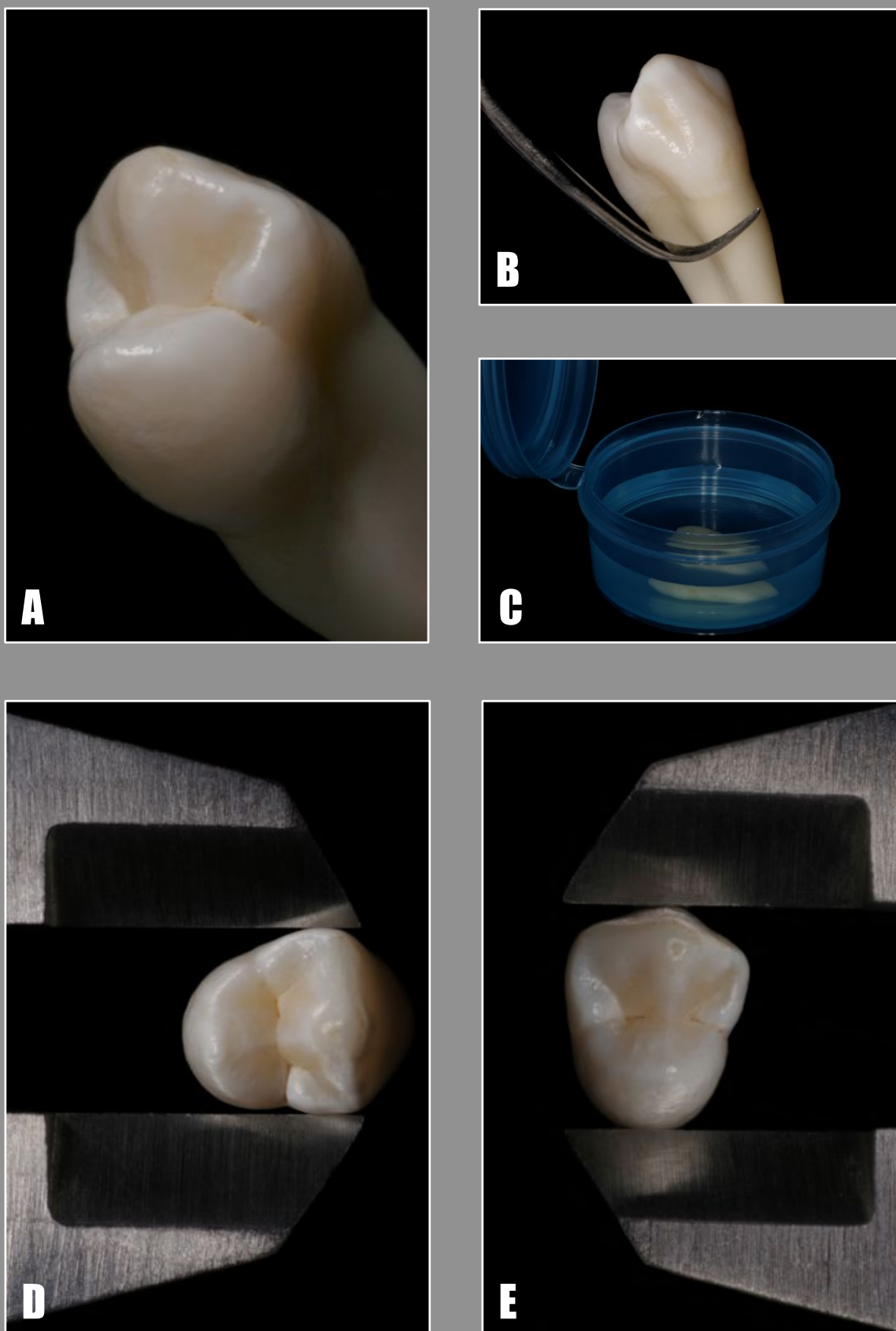


Figura 24. (A) Pré-molar superior utilizado na validação dos modelos computacionais. (B) Limpeza do dente com uma cureta. (C) Armazenamento do dente em água destilada. (D) Aferição da dimensão méso-distal do dente. (E) Aferição da dimensão vestibulo-lingual do dente.

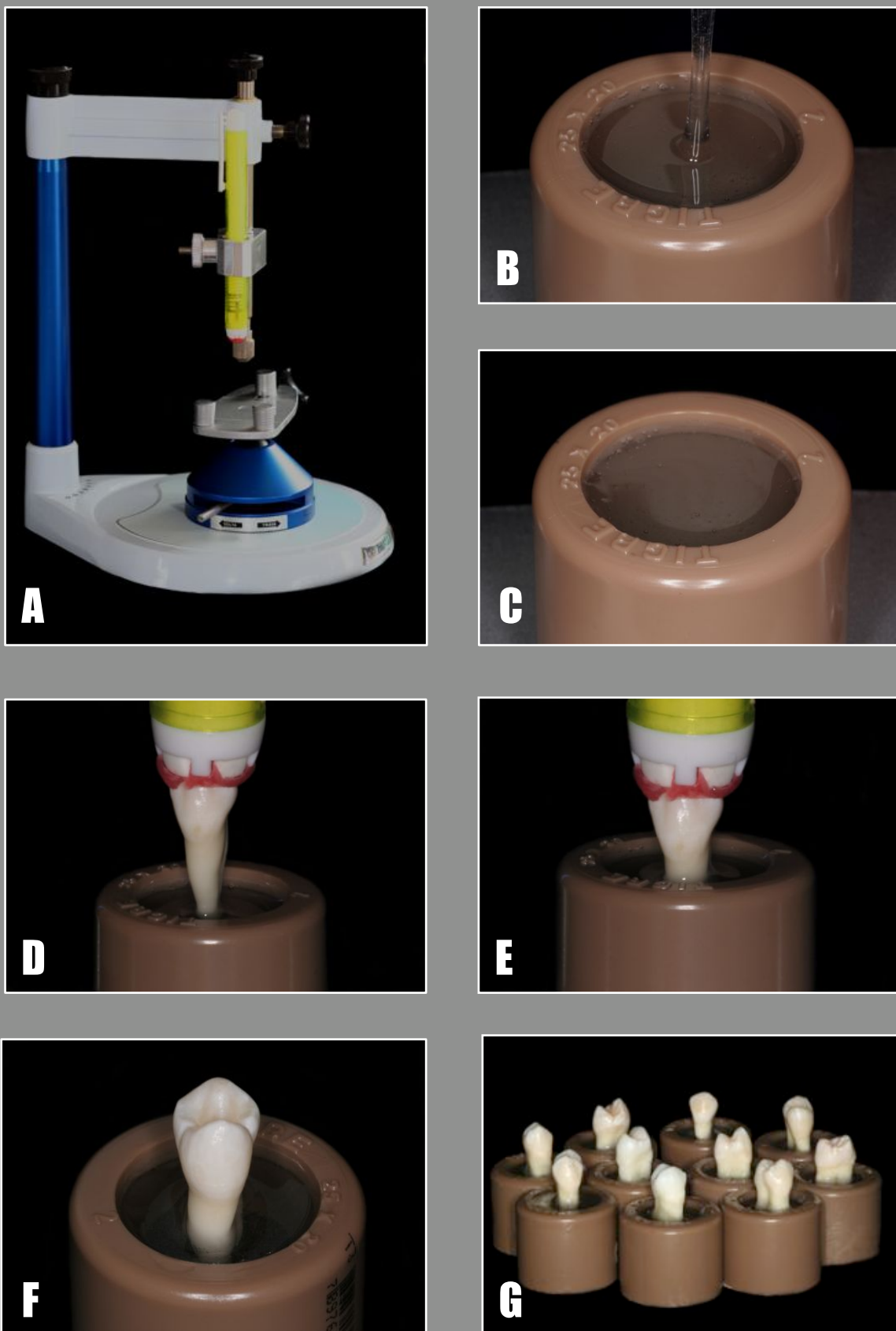


Figura 25. (A) Delineador utilizado para auxiliar os procedimentos de inclusão dos dentes. (B) Resina epóxica sendo inserida no tubo de PVC. (C) Tubo de PVC preenchido com resina epóxica. (D) Dente sendo inserido dentro do tubo de PVC. (E e F) Dente inserido no tubo de PVC. (G) Os dez corpos-de-prova utilizados no ensaio experimental de compressão.

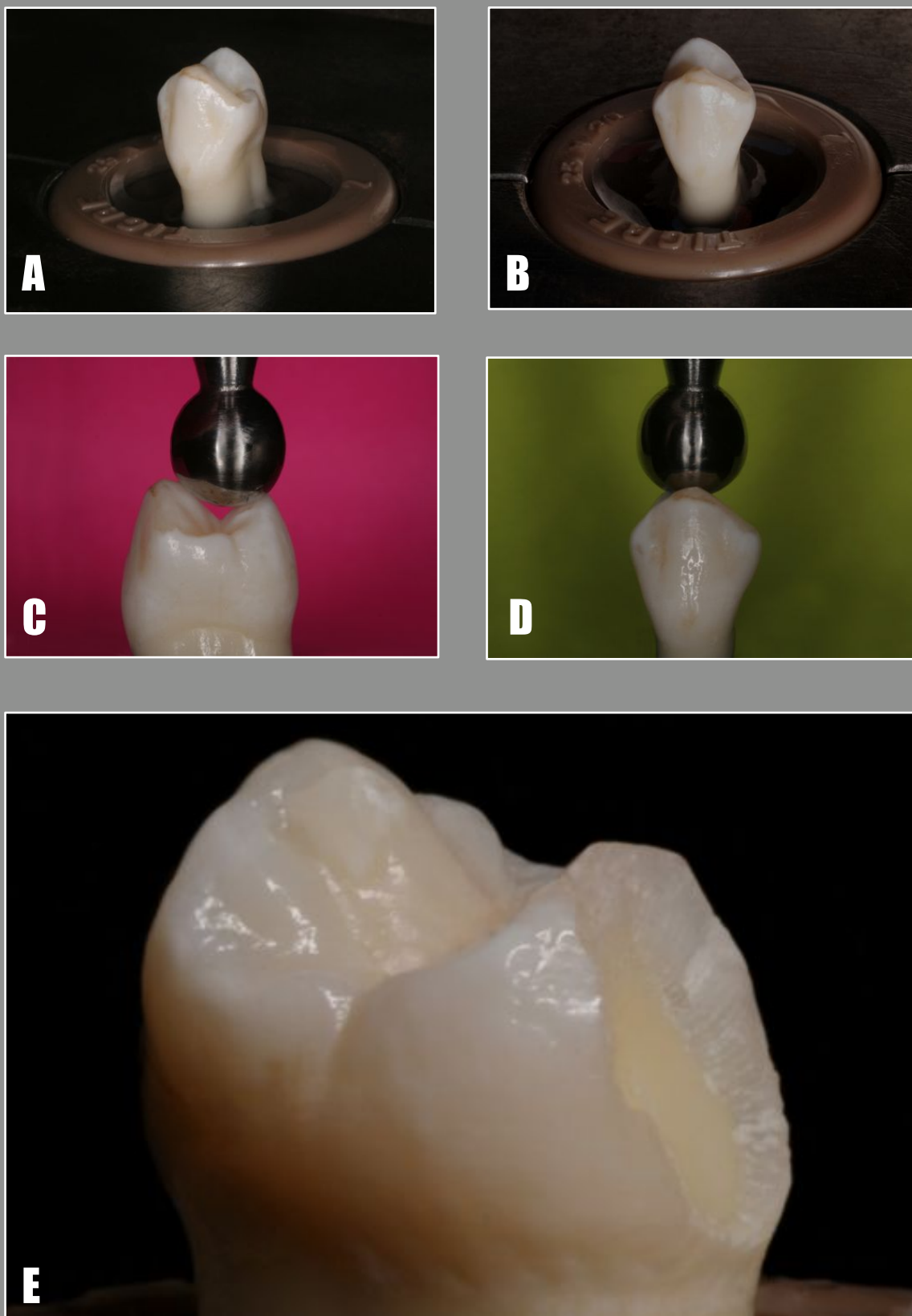


Figura 26. (A e B) Corpo-de-prova fixado a um dispositivo para realização do ensaio de compressão. (C) Vista lateral da carga compressiva sendo aplicada na superfície oclusal do dente. (D) Vista frontal da carga compressiva sendo aplicada na superfície oclusal do dente. (E) Corpo-de-prova após a realização do ensaio de compressão, observe a fratura da cúspide palatal que ocorreu em todos os dentes testados.

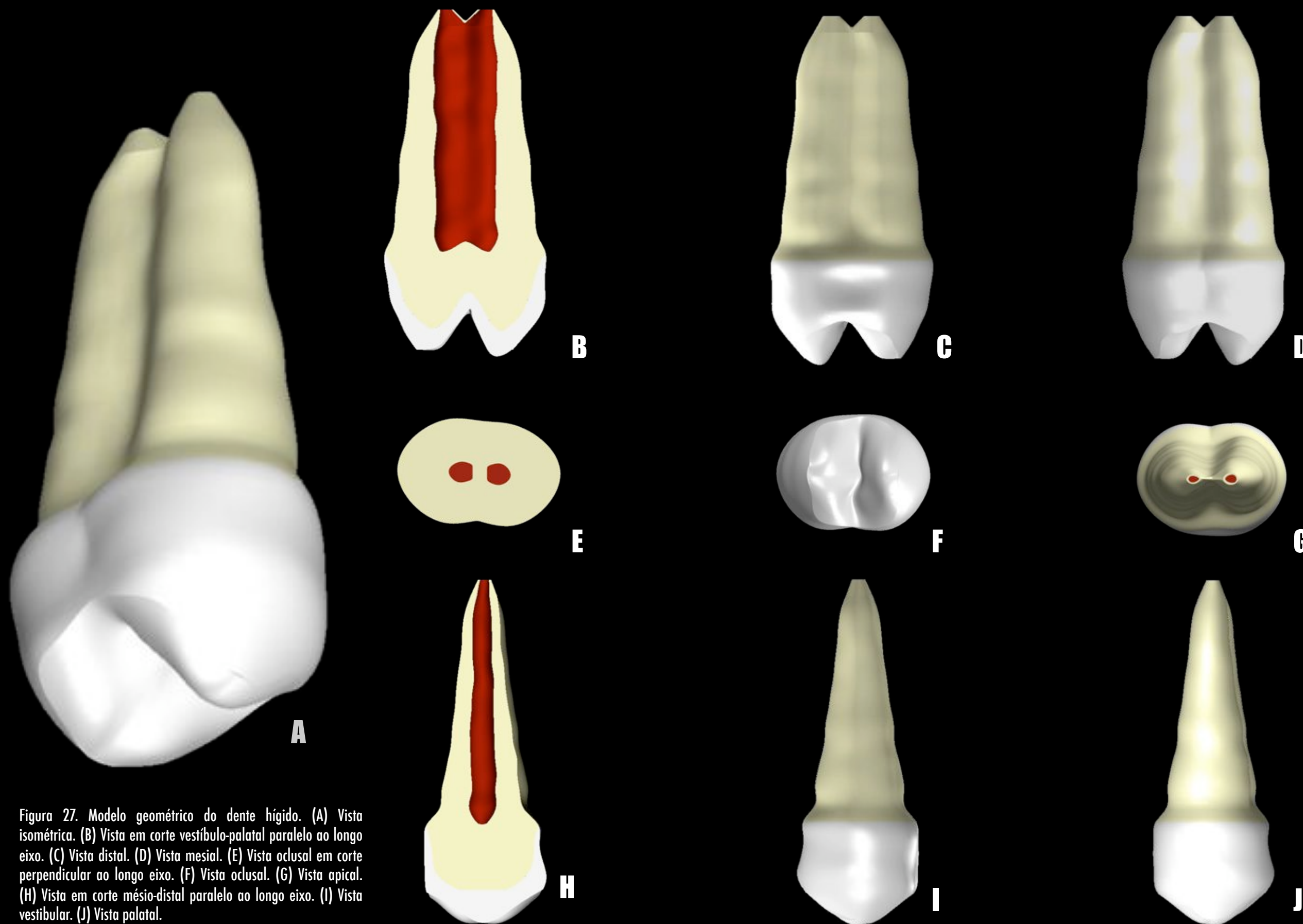


Figura 27. Modelo geométrico do dente hígido. (A) Vista isométrica. (B) Vista em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (C) Vista distal. (D) Vista mesial. (E) Vista oclusal em corte perpendicular ao longo eixo. (F) Vista oclusal. (G) Vista apical. (H) Vista em corte méso-distal paralelo ao longo eixo. (I) Vista vestibular. (J) Vista palatal.

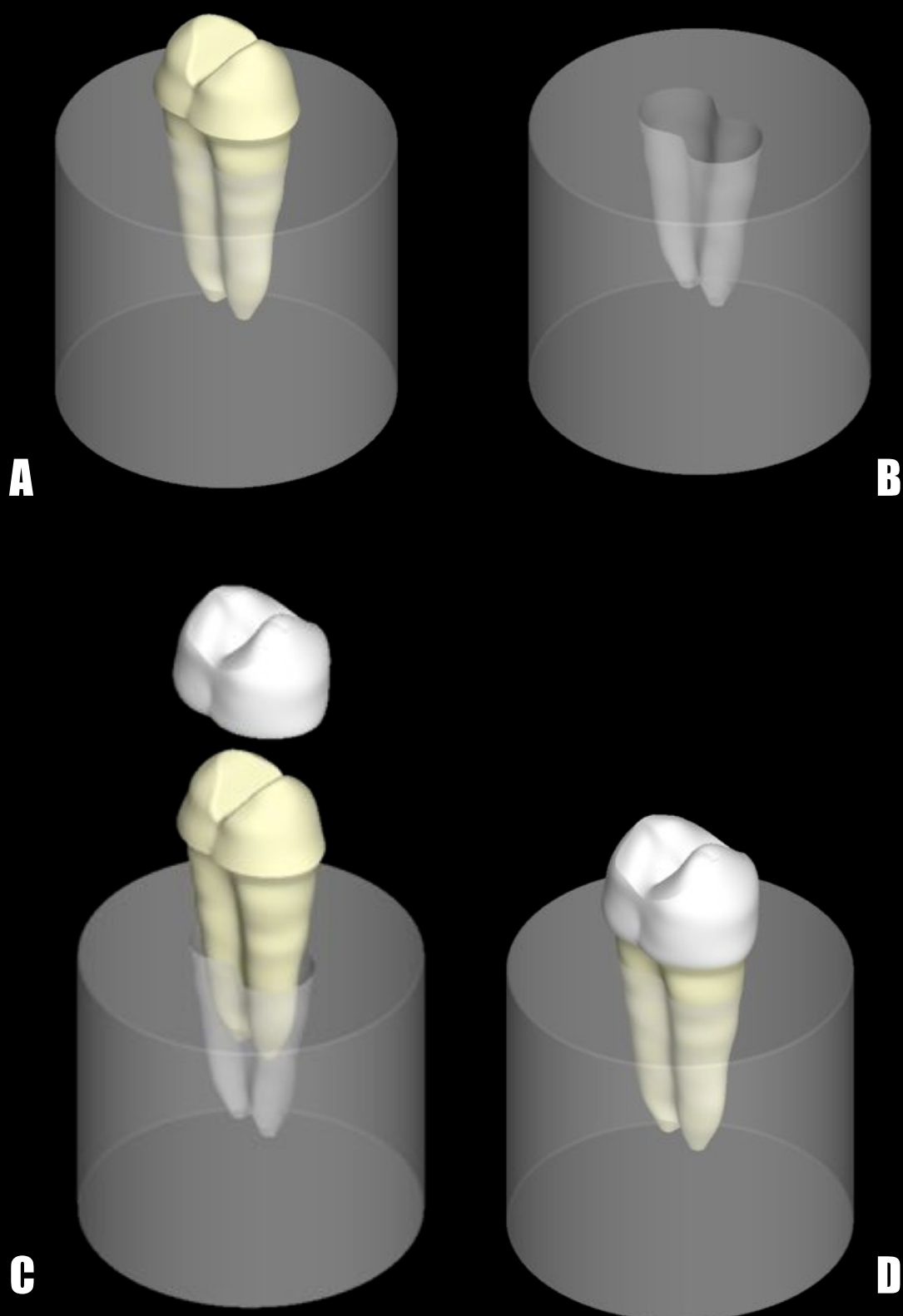


Figura 28. (A) Cilindro representativo da resina epóxica criado ao redor da raiz. (B) Modelo geométrico do cilindro confeccionado após a subtração da dentina. (C e D) Montagem do dente incluído no cilindro.

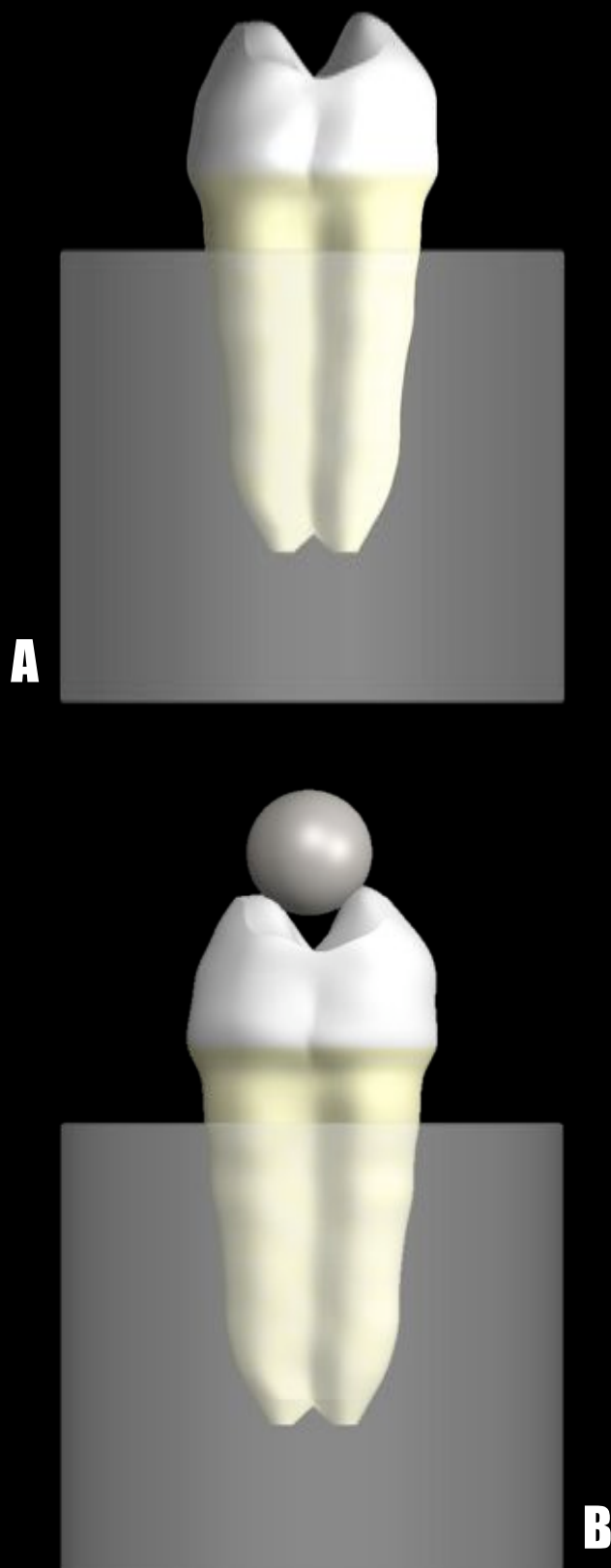


Figura 29. (A) Vista lateral do modelo geométrico representativo do ensaio de compressão. (B) Vista lateral do modelo geométrico representativo do ensaio de compressão com o desenho de uma esfera para determinar a localização dos contatos onde foi simulada a aplicação da força compressiva.

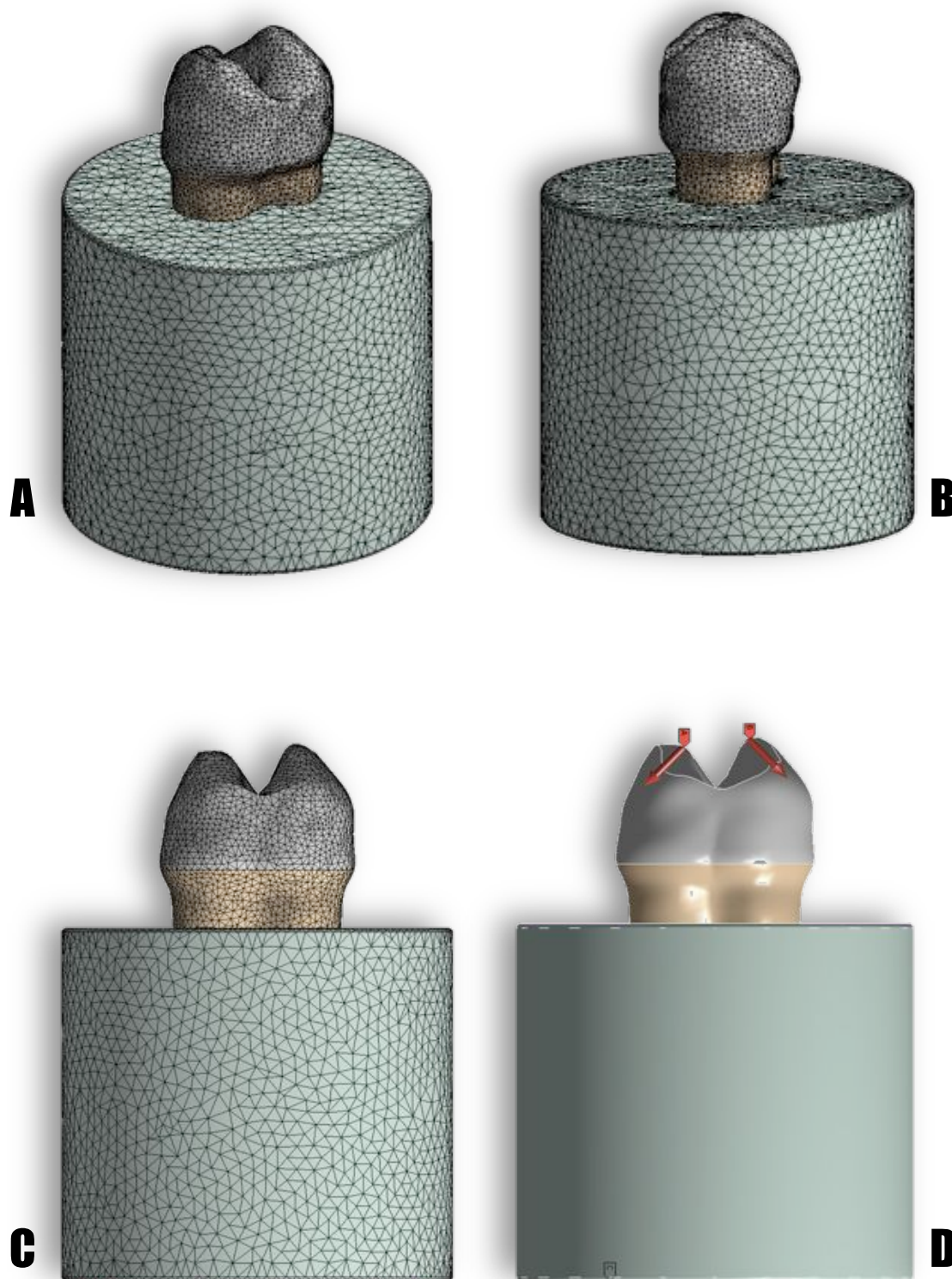


Figura 30. (A, B e C) Malha do modelo geométrico representativo do ensaio de compressão. (D) Definição das condições de fixação e contorno.

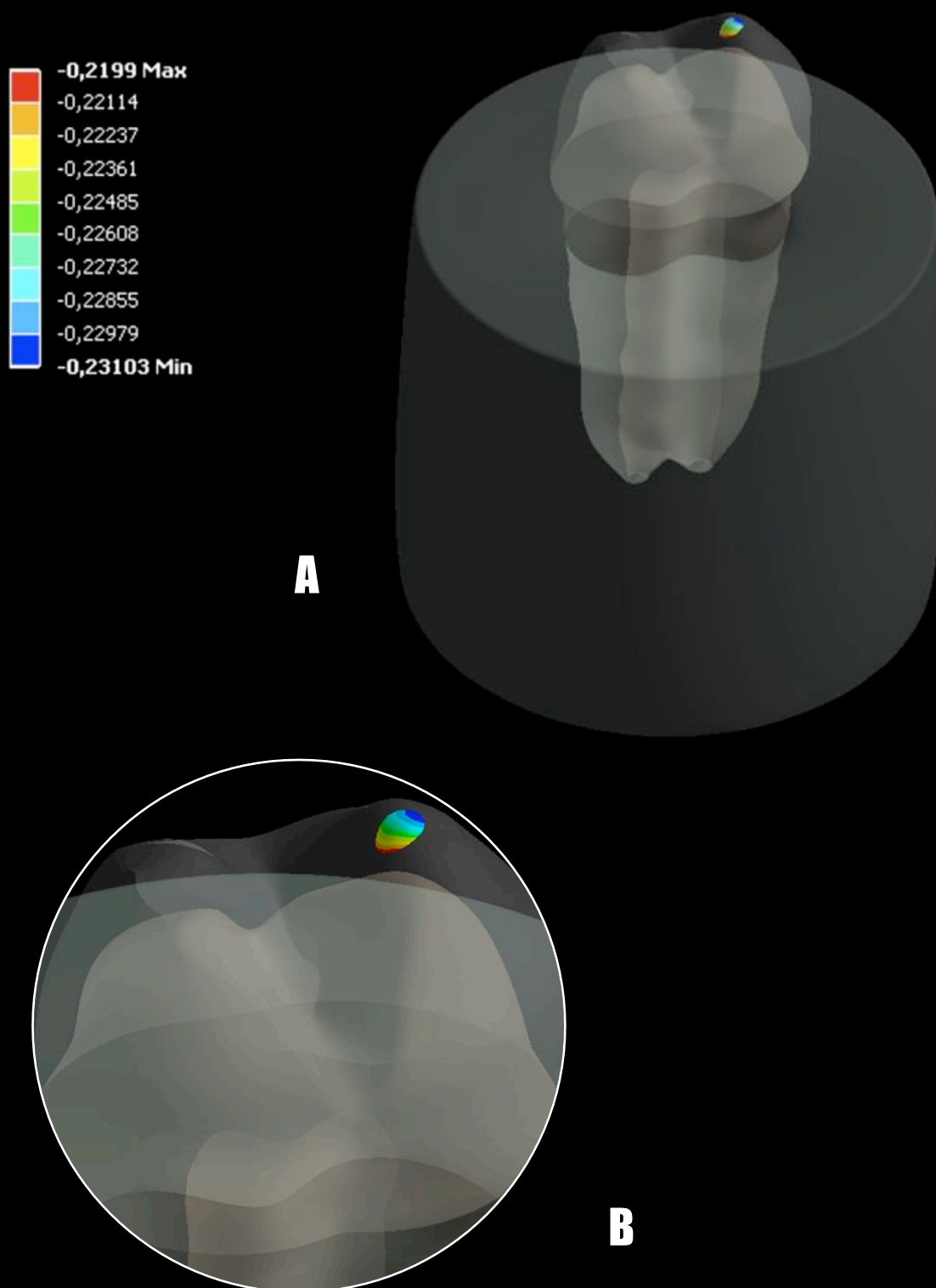


Figura 31. (A) Diagrama de cores para o deslocamento no eixo z do modelo geométrico representativo do ensaio experimental de compressão. (B) Vista aproximada da região selecionada para o registro do deslocamento.

resultados e discussão

GRUPO HF1

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

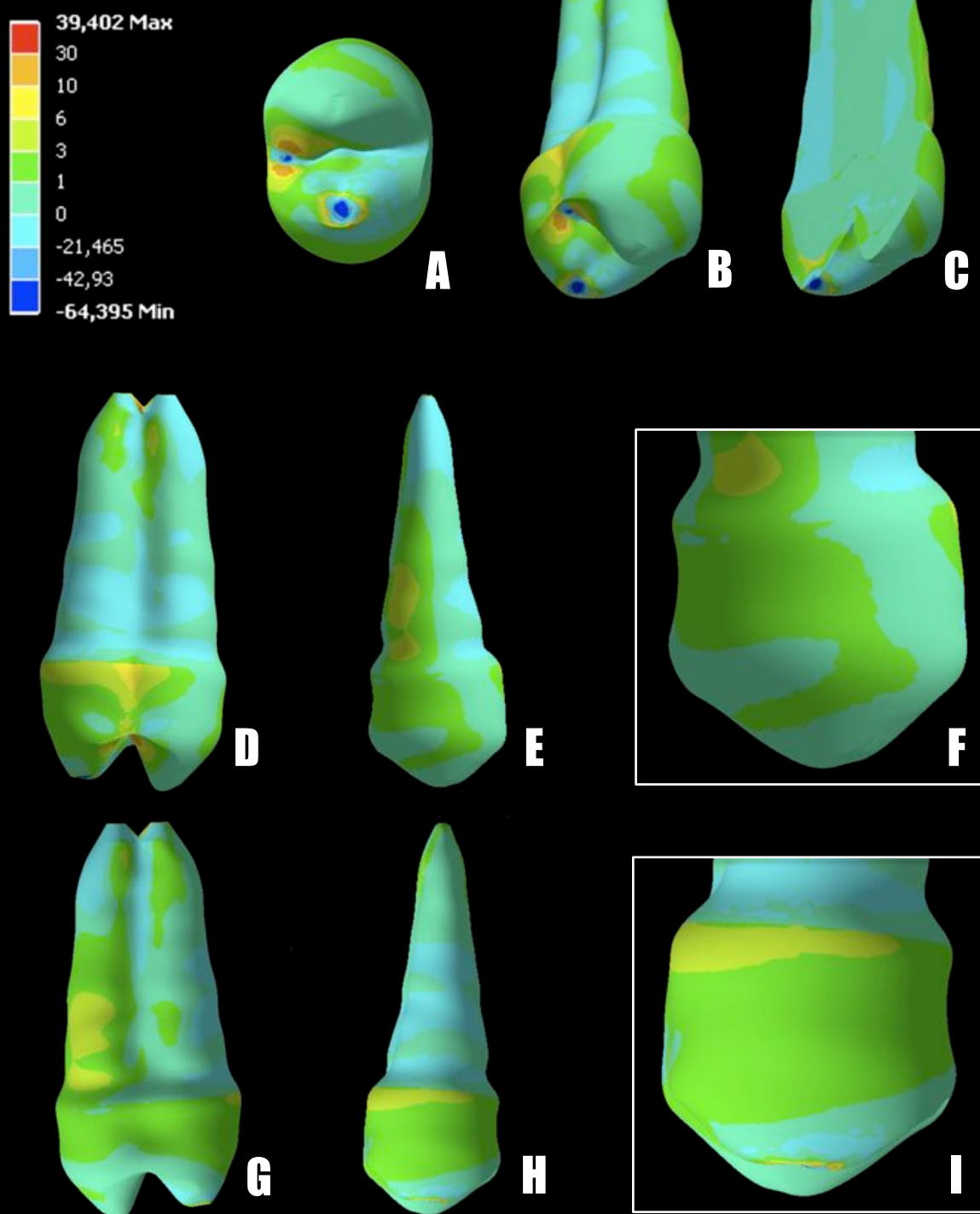


Figura 32. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo HF1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO HF2

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

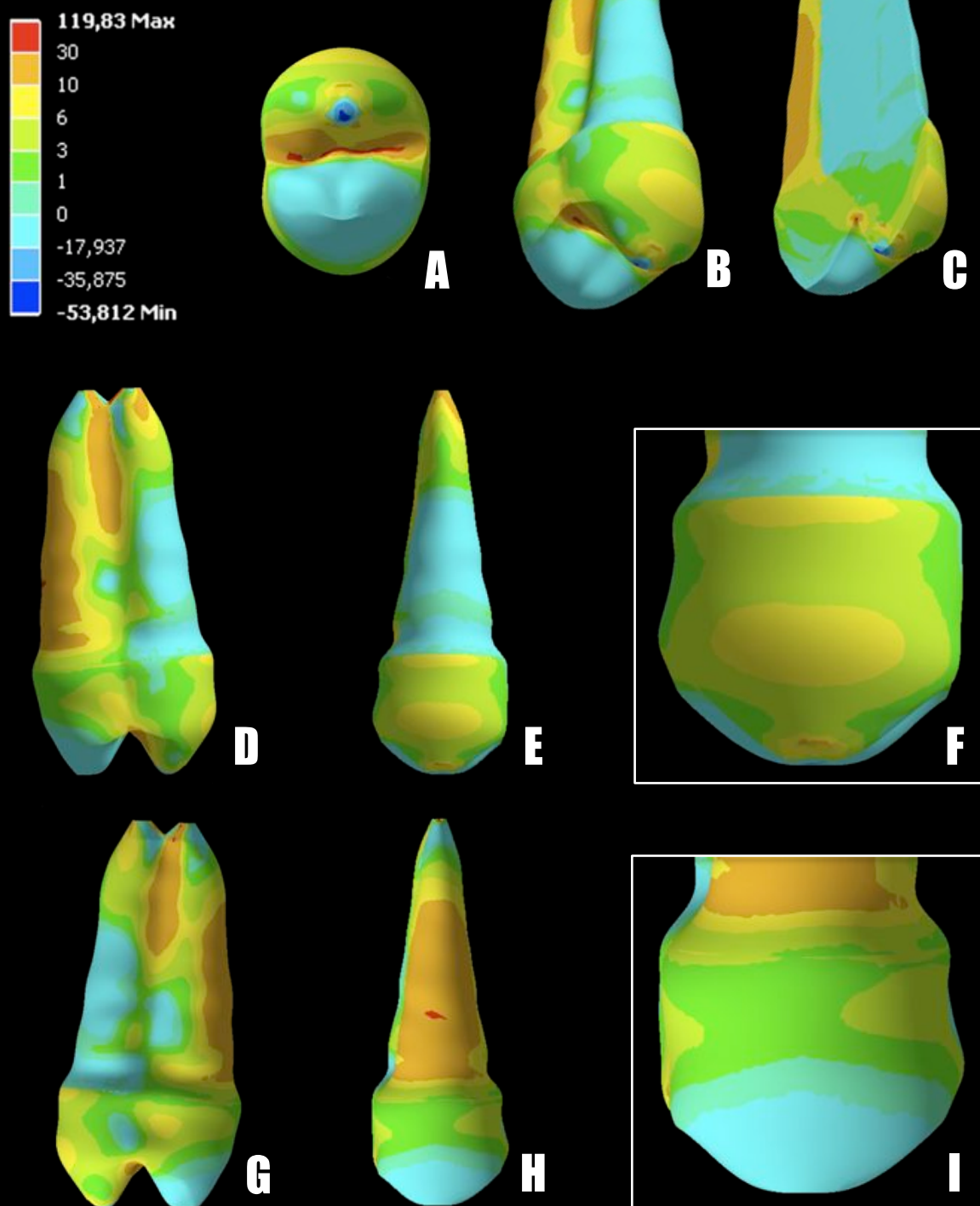


Figura 33. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo HF2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO HF3

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

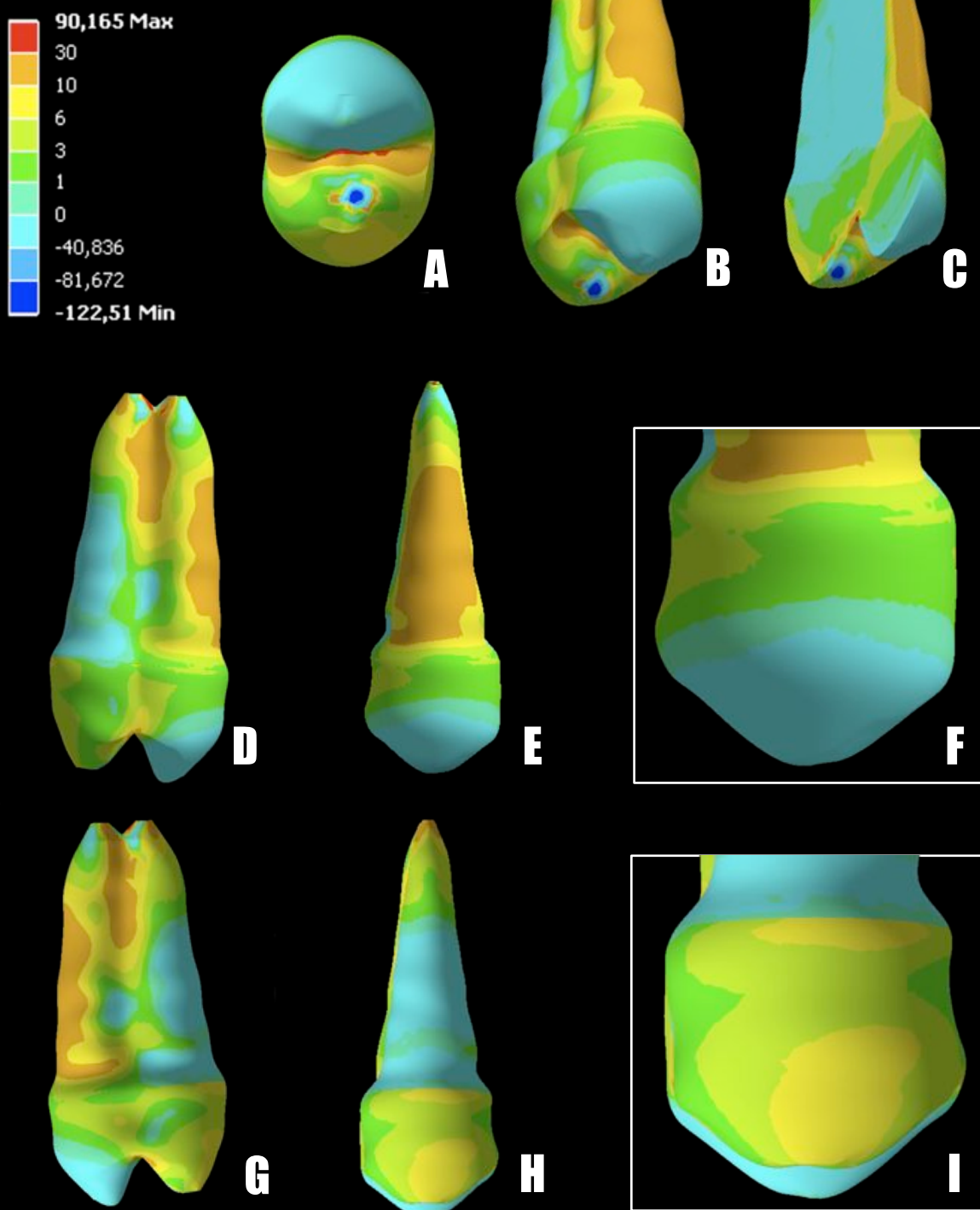


Figura 34. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo HF3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO U1F1

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

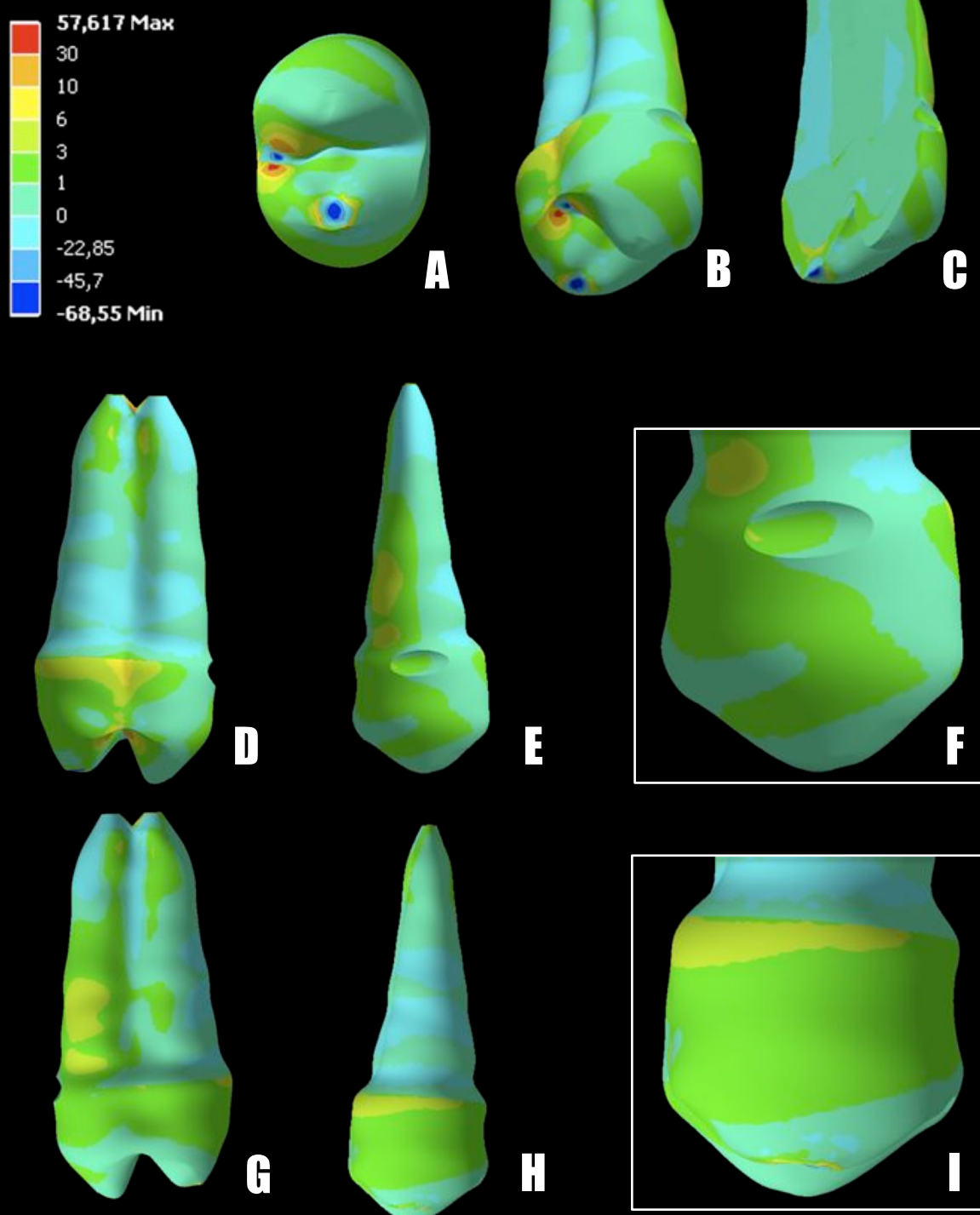


Figura 35. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U1F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO U1F2

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

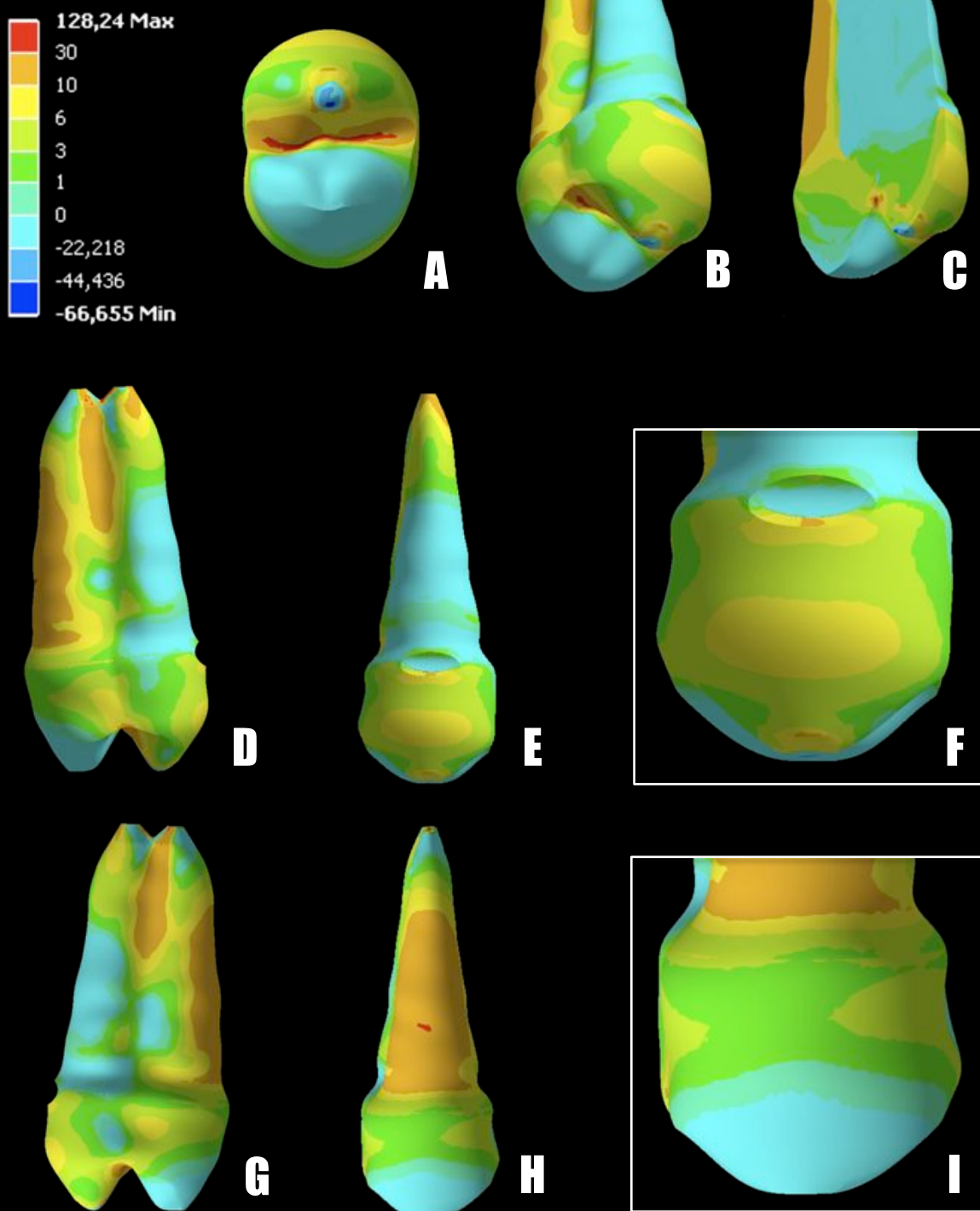


Figura 36. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U1F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO U1F3

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

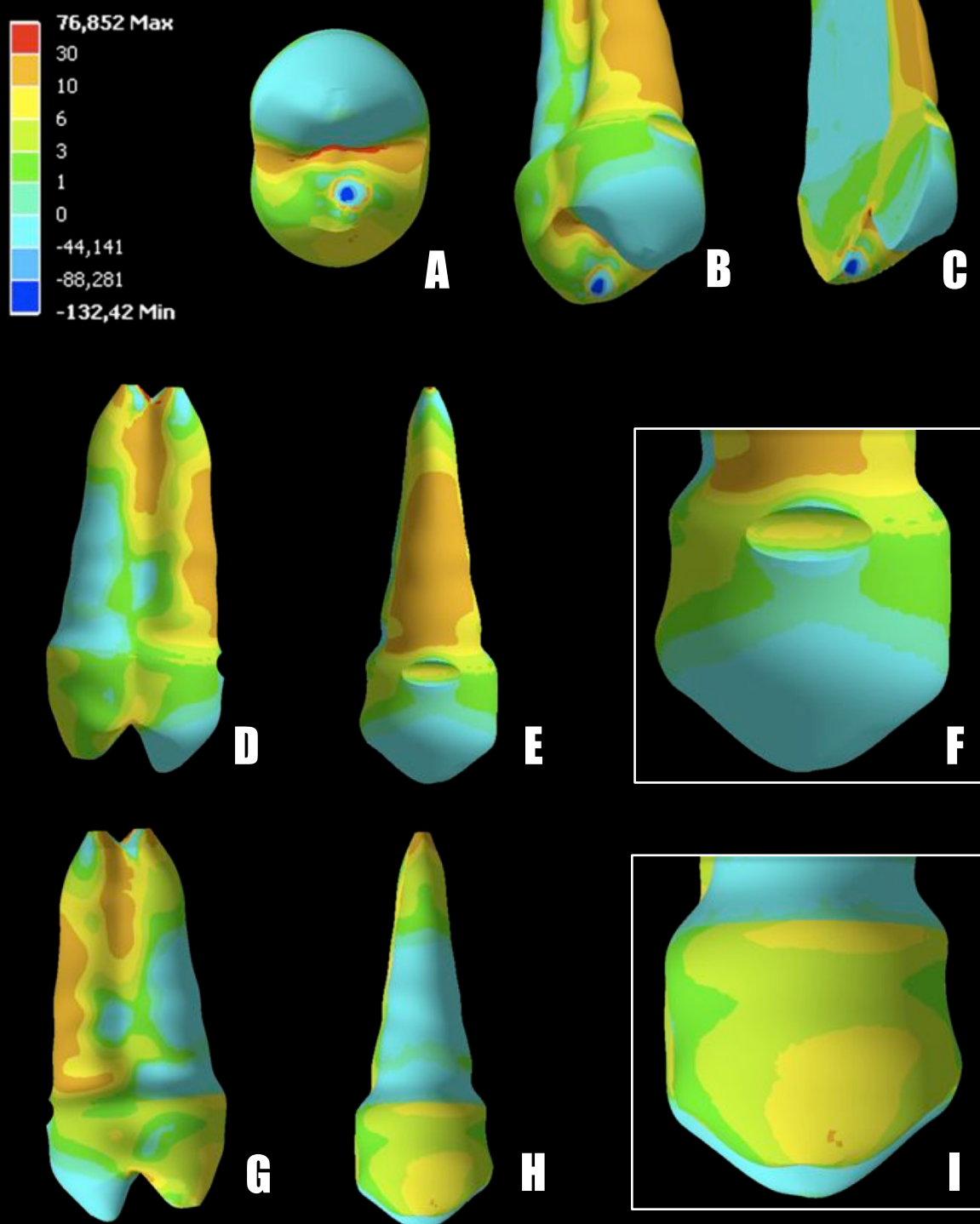


Figura 37. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U1F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO U2F1

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

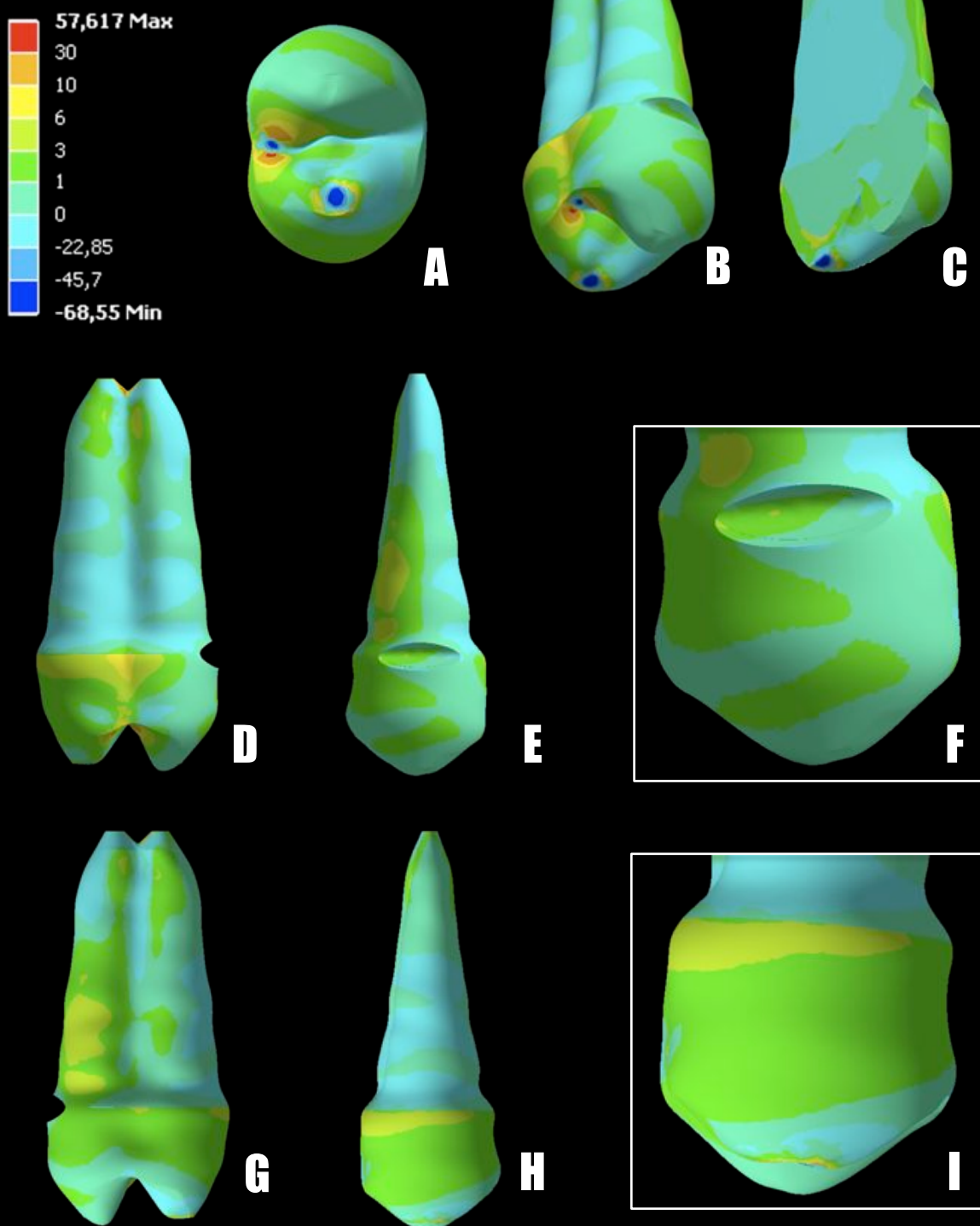


Figura 38. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U2F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO U2F2

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

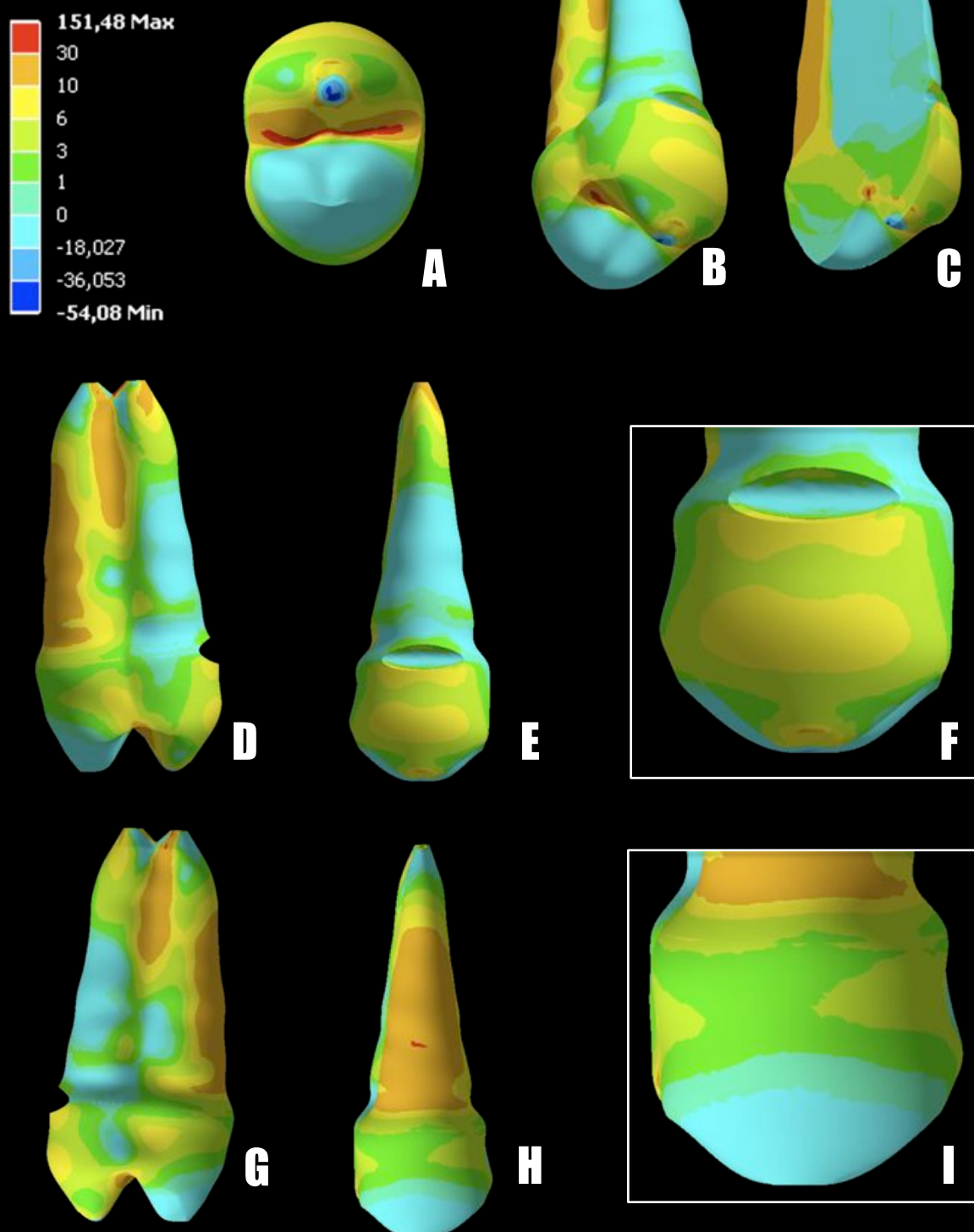


Figura 39. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U2F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO U2F3

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

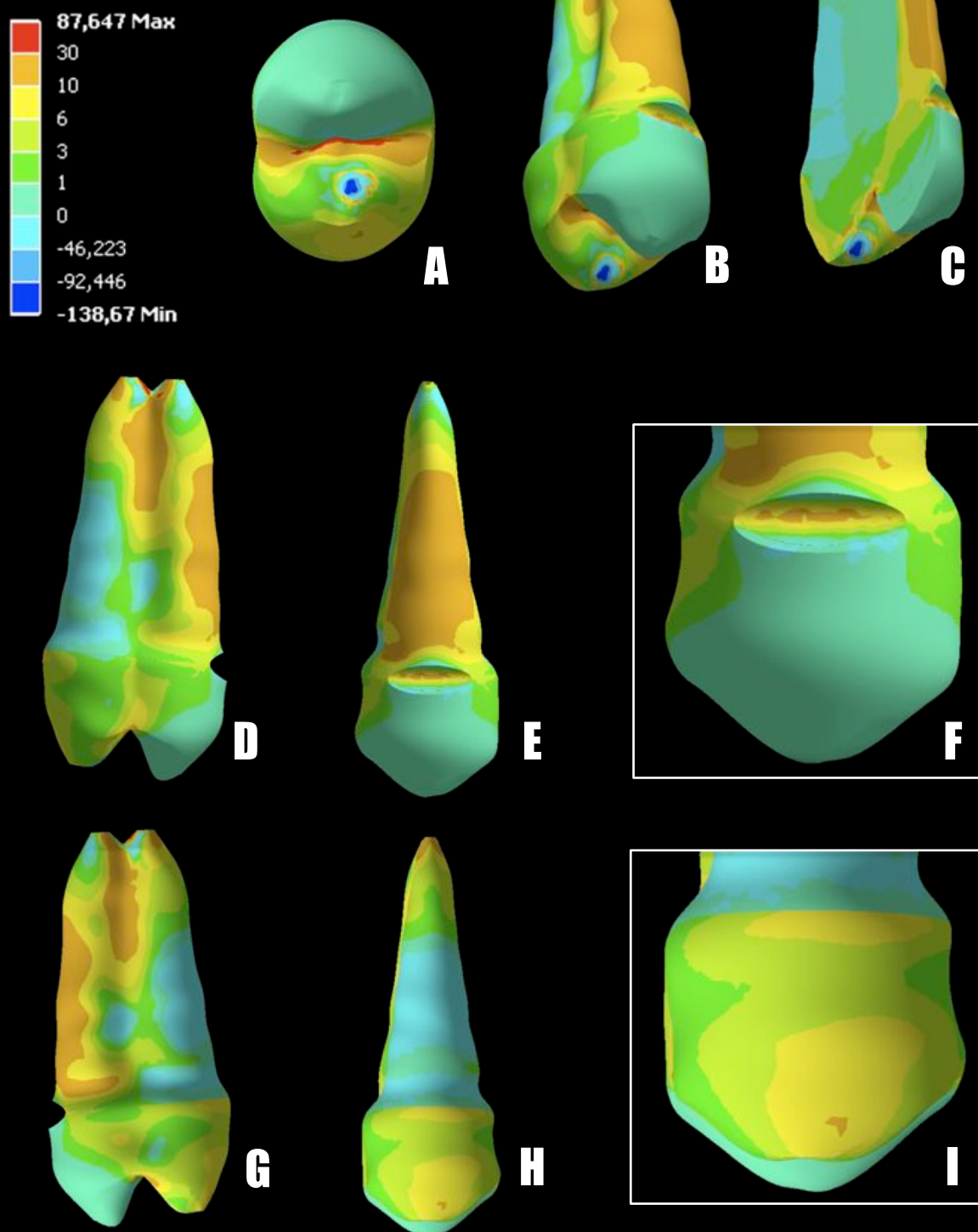


Figura 40. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U2F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO U3F1

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

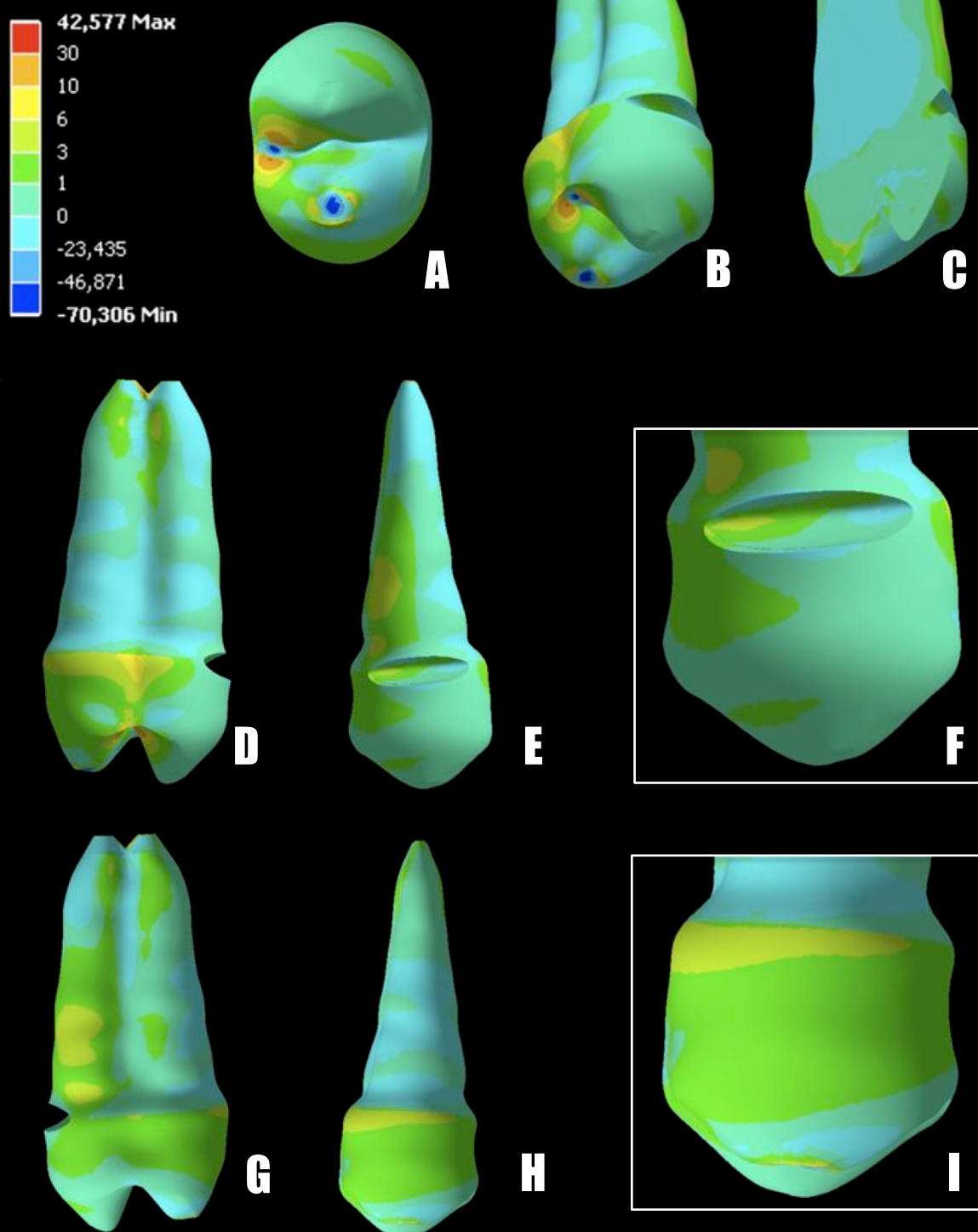


Figura 41. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U3F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO U3F2

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

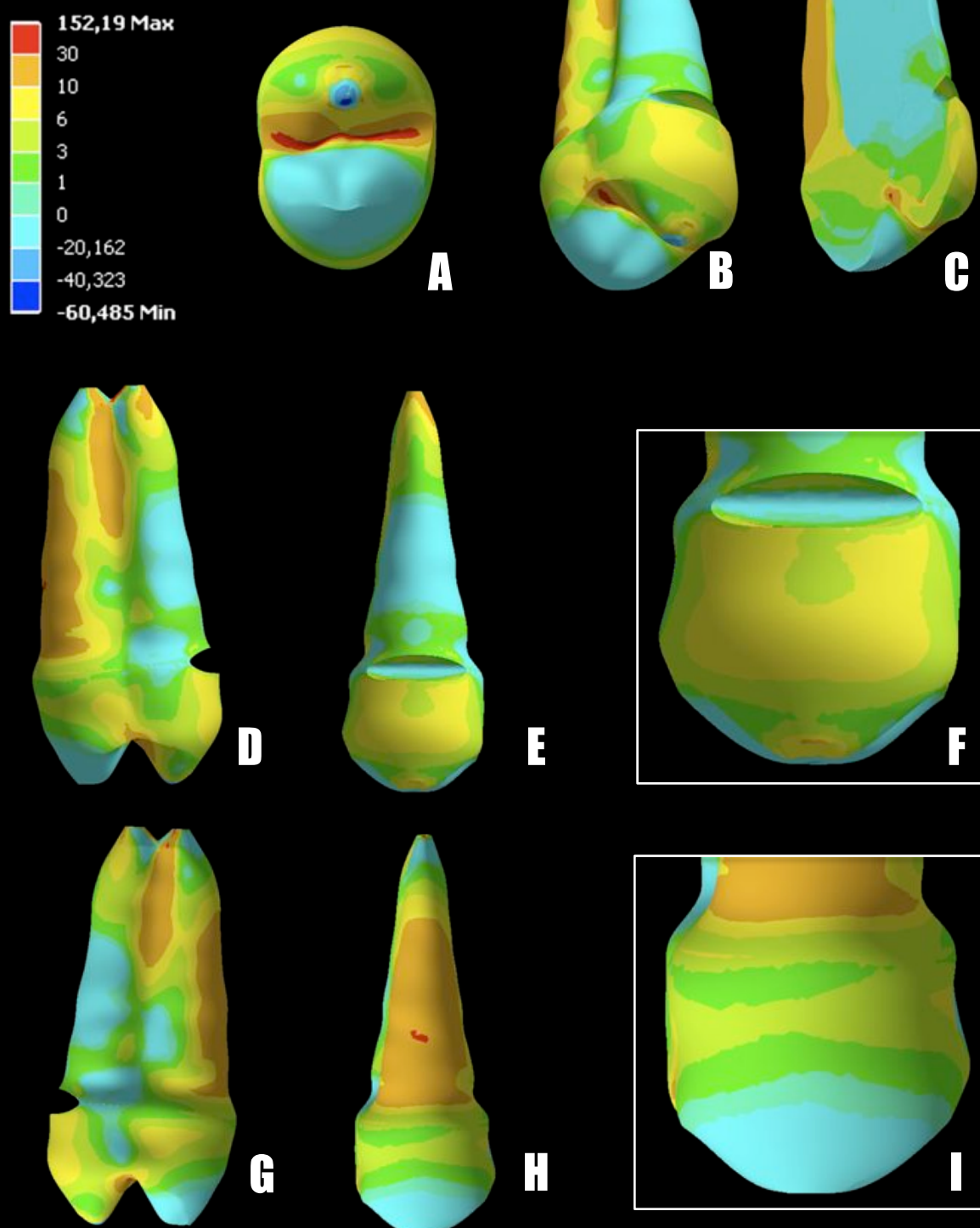


Figura 42. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U3F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO U3F3

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

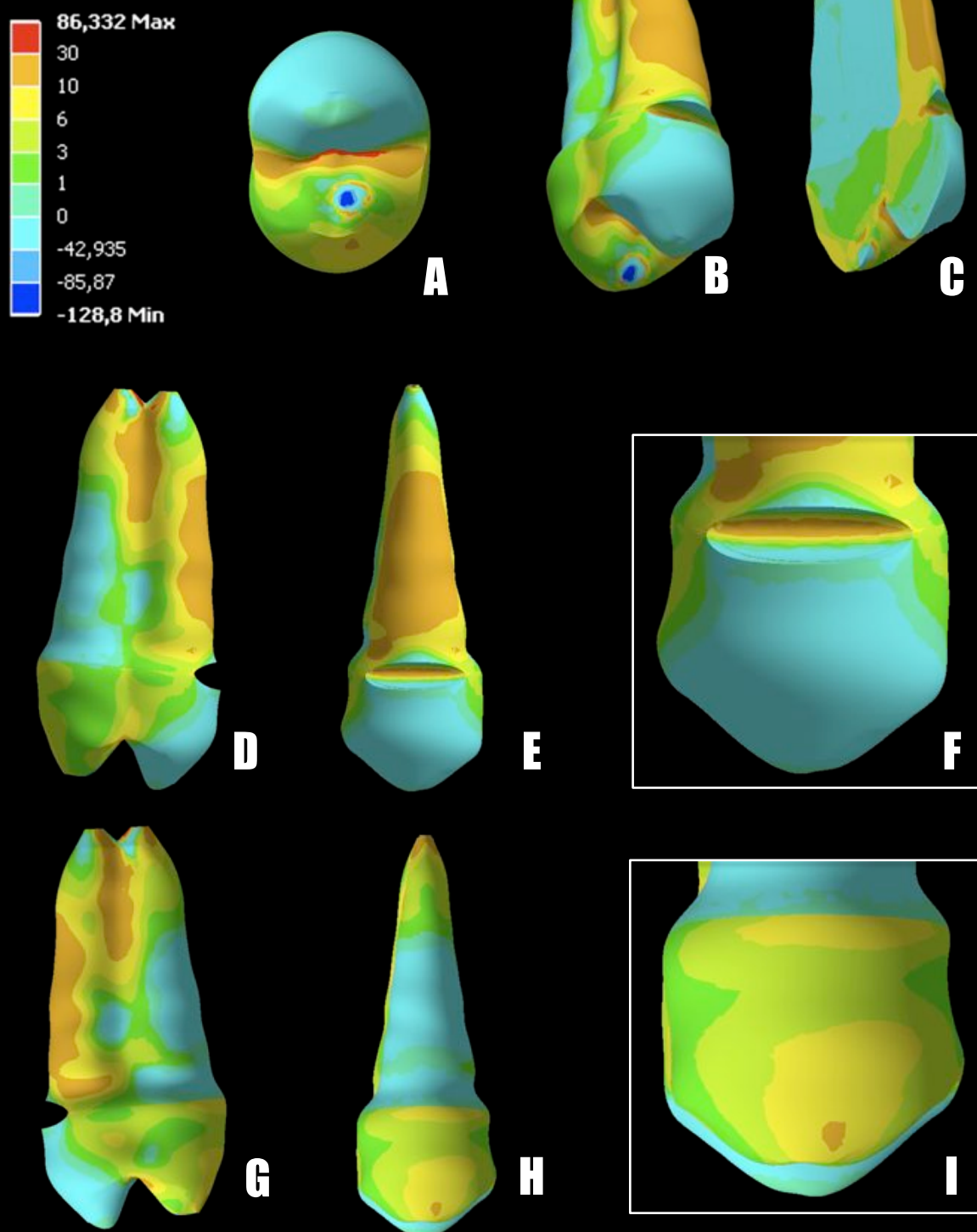


Figura 43. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo U3F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO V1F1

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

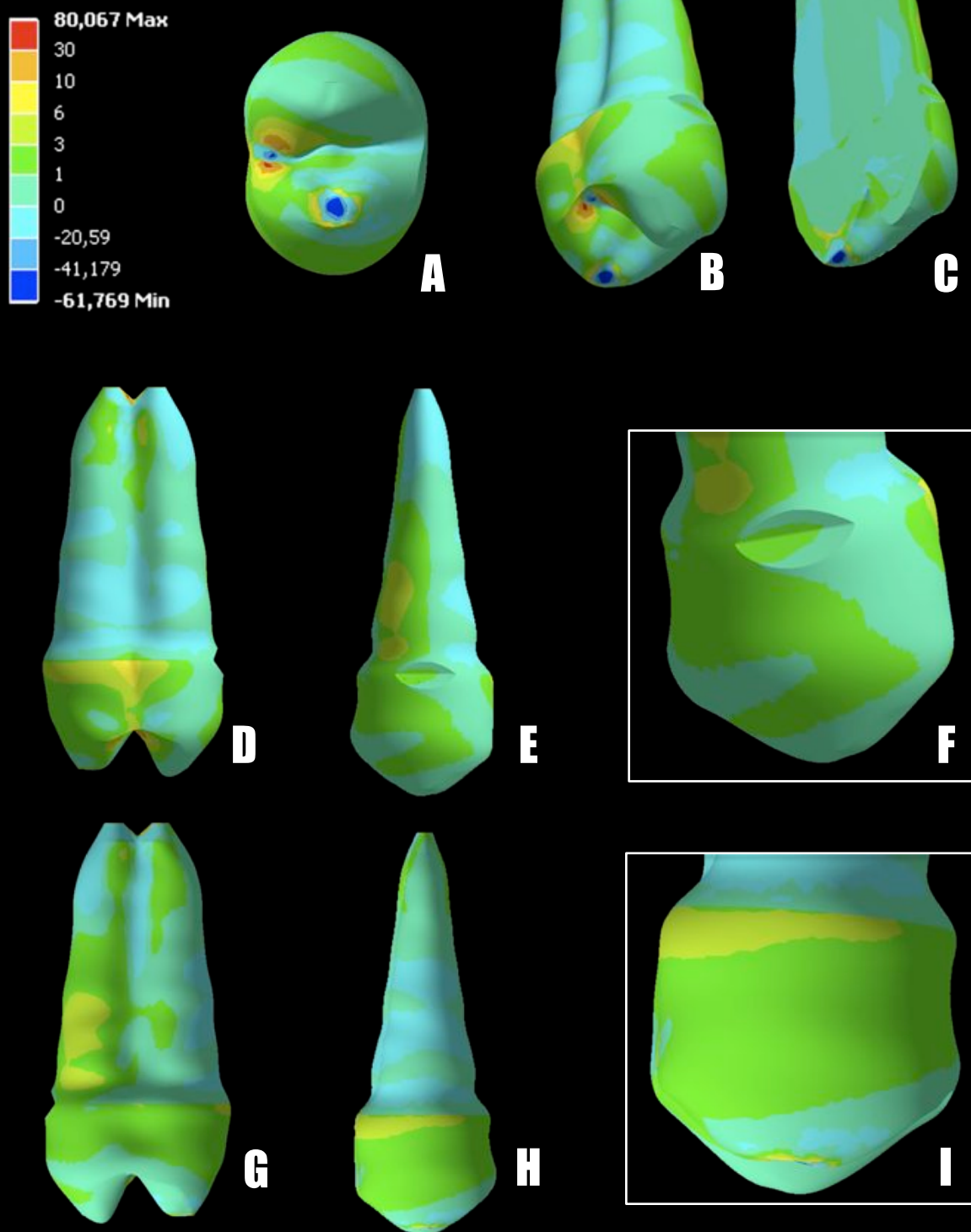


Figura 44. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V1F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO V1F2

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

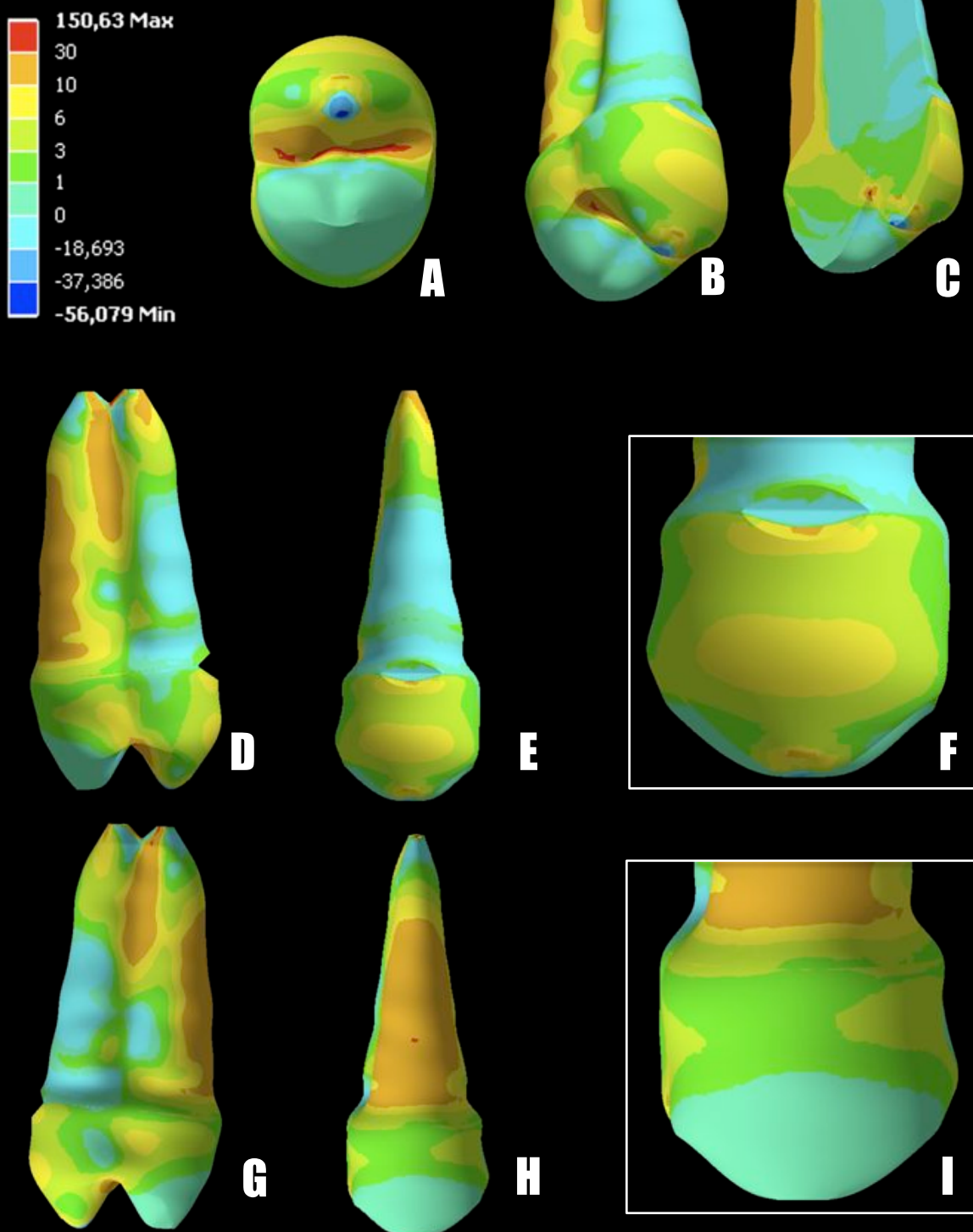


Figura 45. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V1F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO V1F3

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

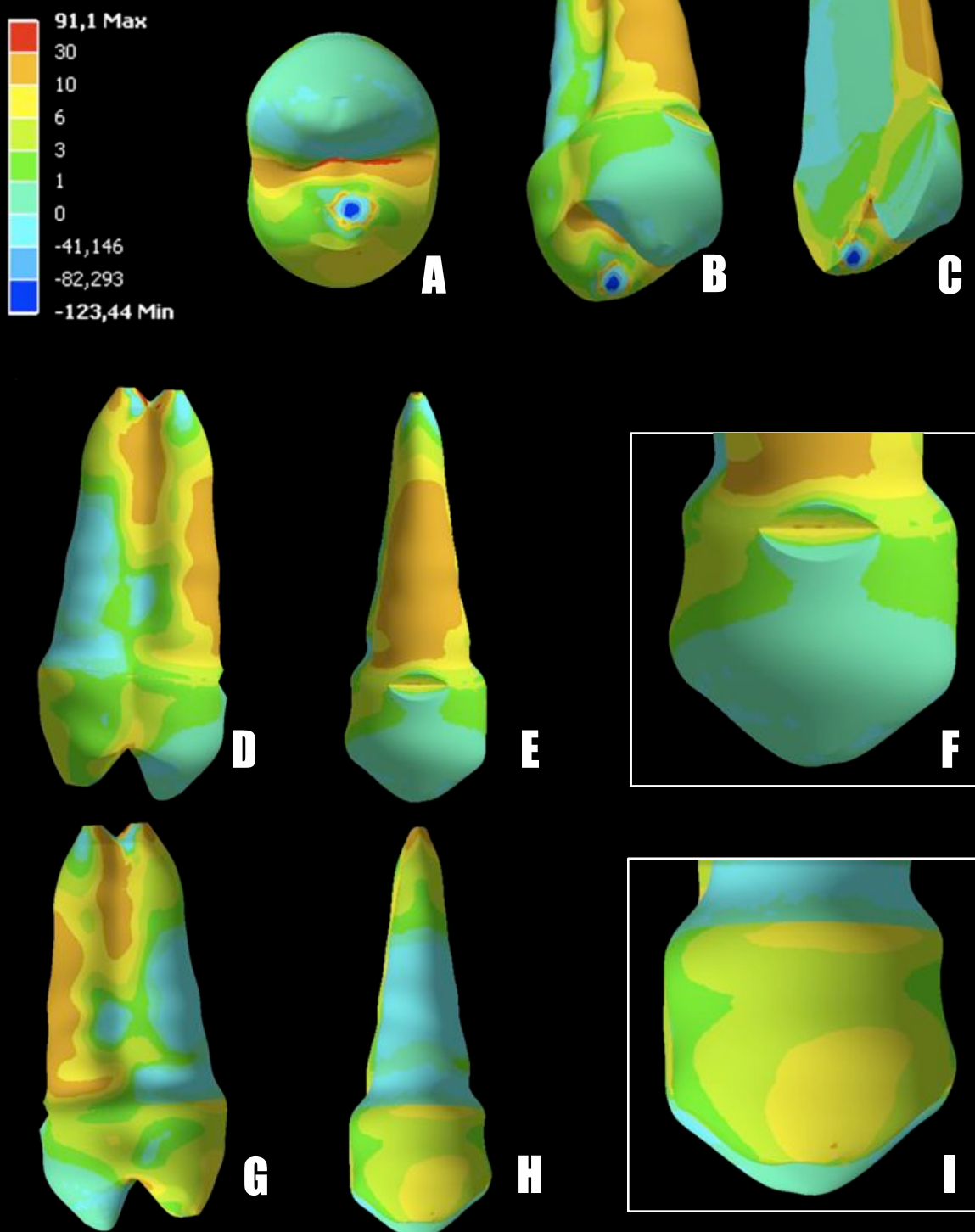


Figura 46. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V1F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO V2F1

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

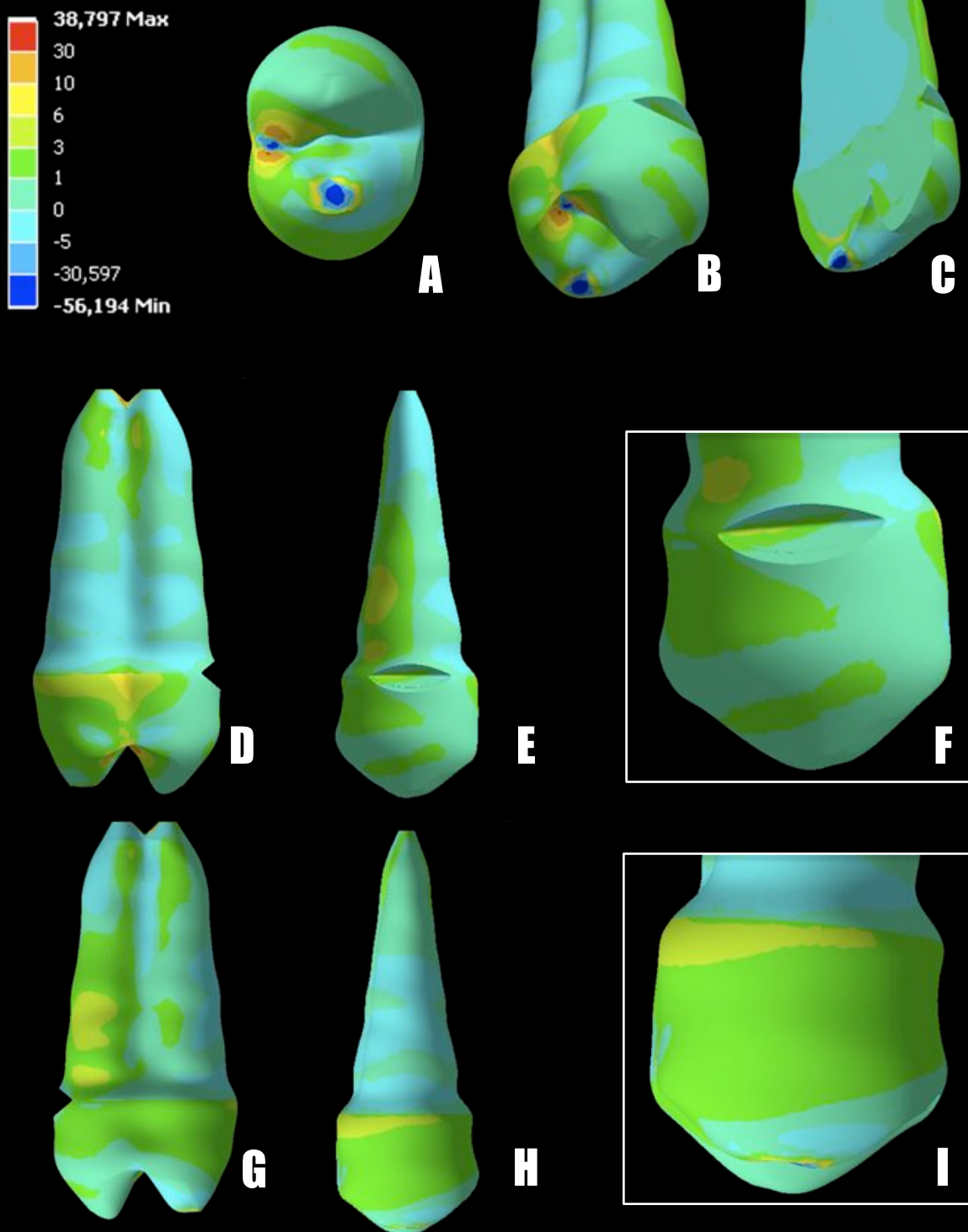


Figura 47. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V2F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO V2F2

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

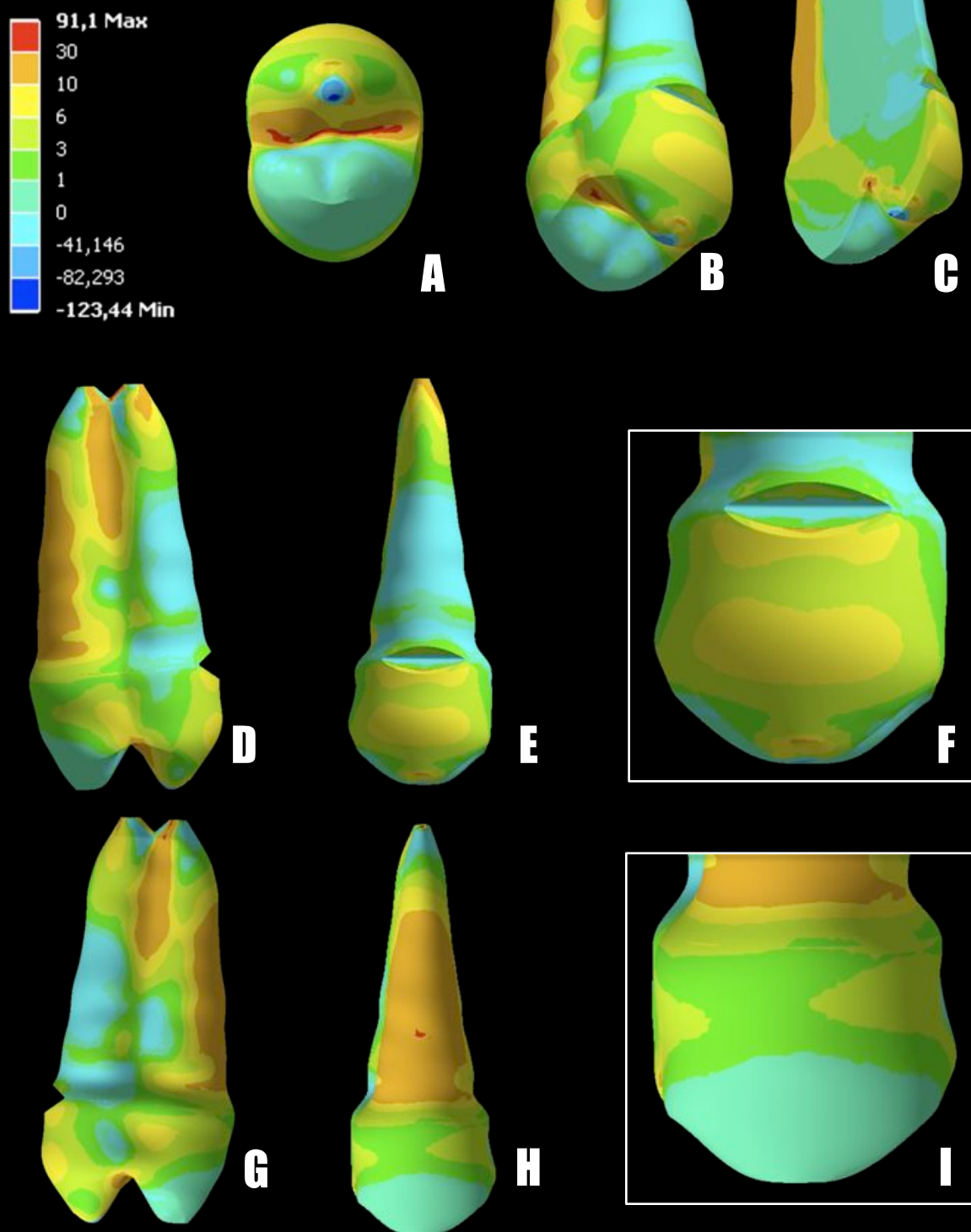


Figura 48. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V2F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO V2F3

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

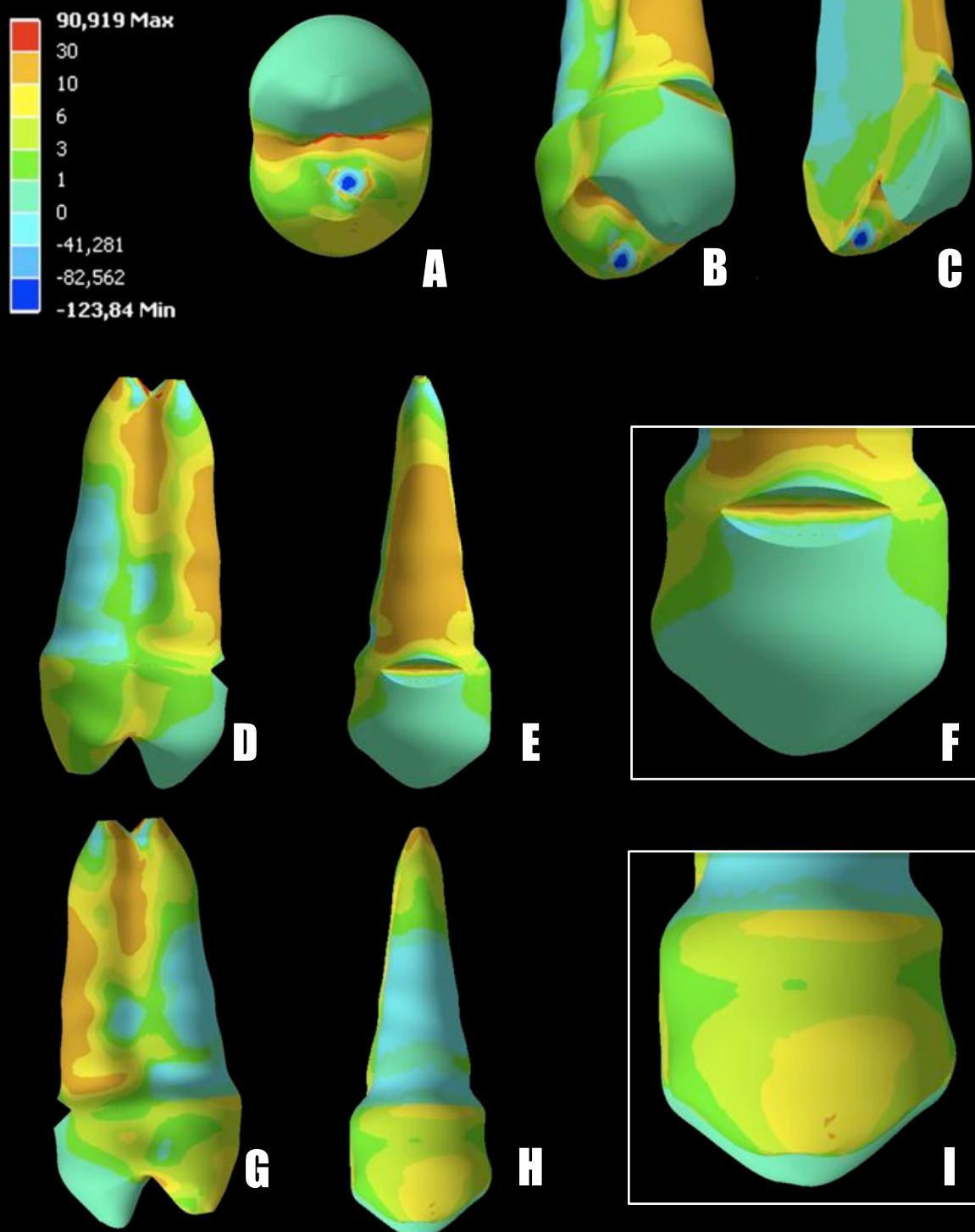


Figura 49. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V2F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO V3F1

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

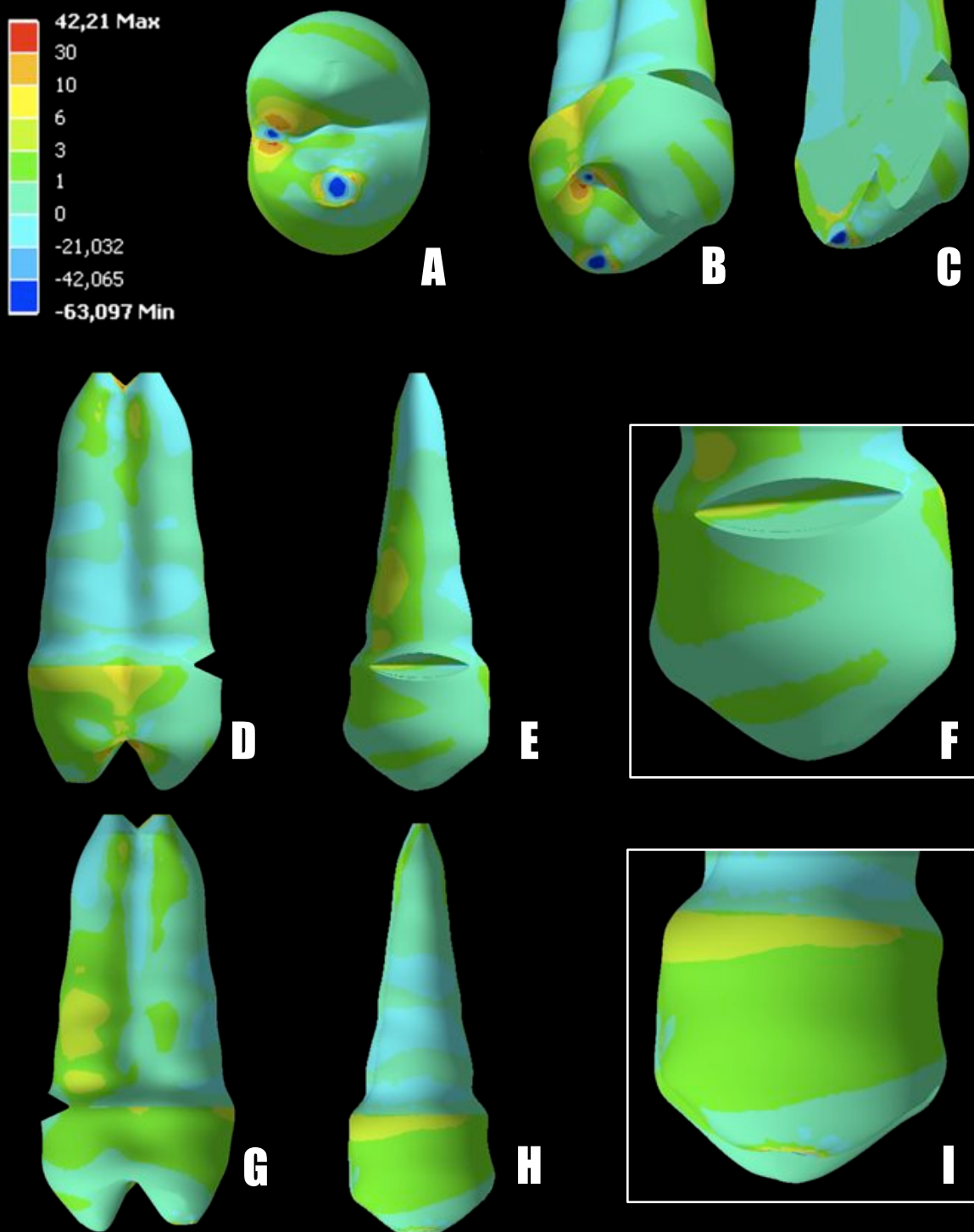


Figura 50. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V3F1. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO V3F2

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

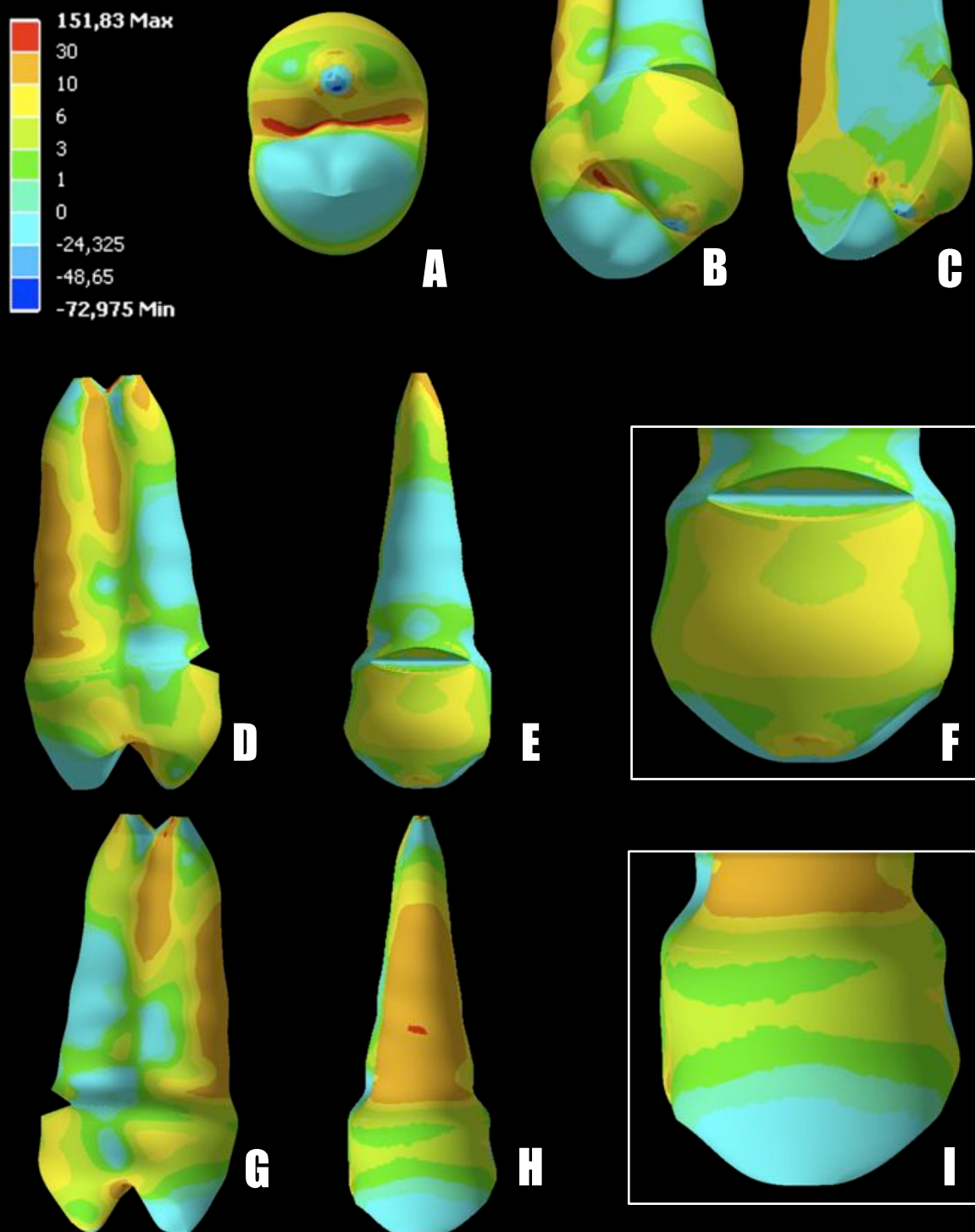


Figura 51. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V3F2. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

GRUPO V3F3

TENSÃO PRINCIPAL MÁXIMA

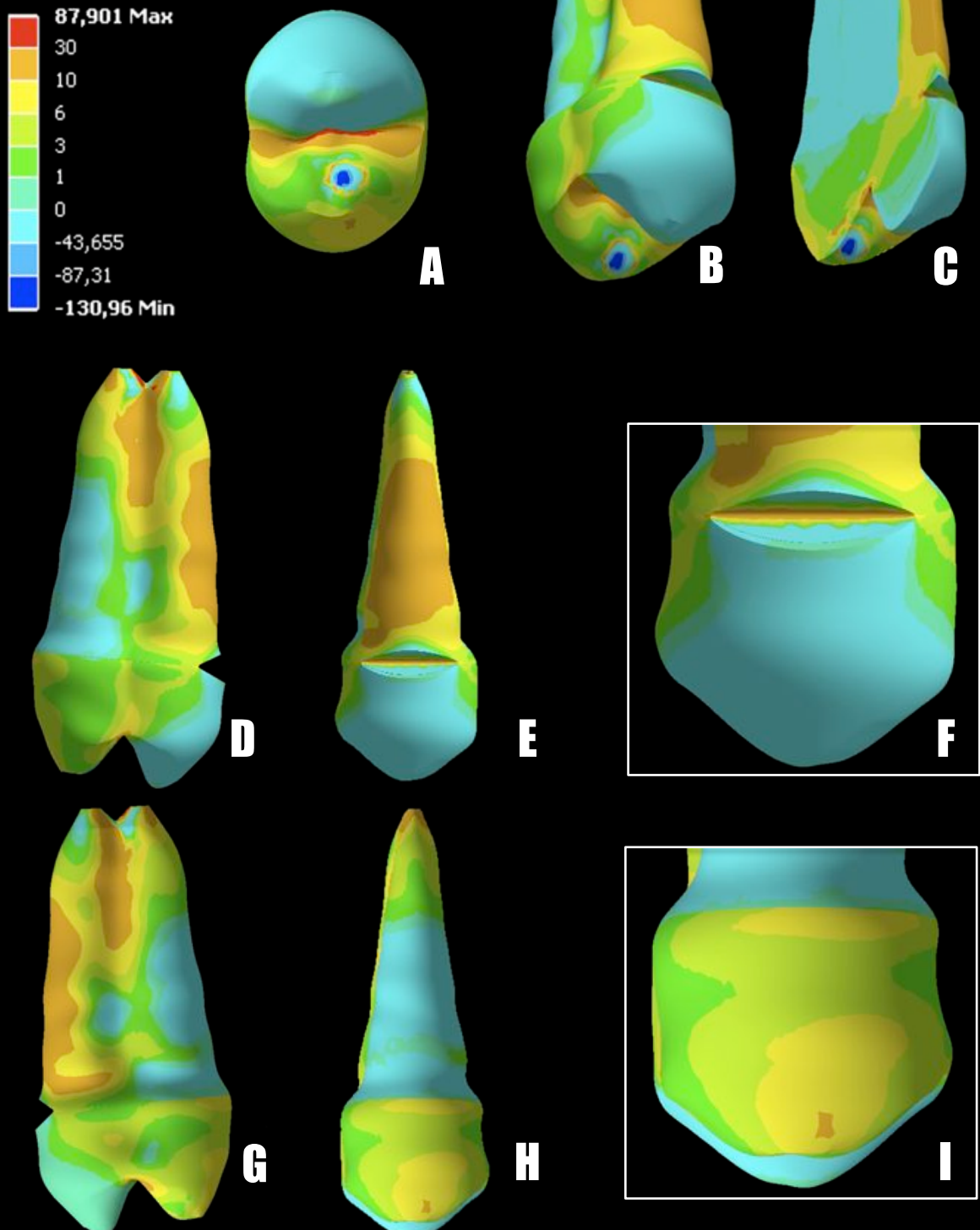


Figura 52. Tensões principais máximas desenvolvidas no grupo V3F3. No canto superior esquerdo está a legenda do diagrama de cores com seus respectivos intervalos de valores de tensão. (A) Vista oclusal. (B) Vista isométrica. (C) Vista isométrica em corte vestibulo-palatal paralelo ao longo eixo. (D) Vista mesial. (E) Vista vestibular. (F) Vista vestibular aproximada. (G) Vista distal. (H) Vista palatal. (I) Vista palatal aproximada.

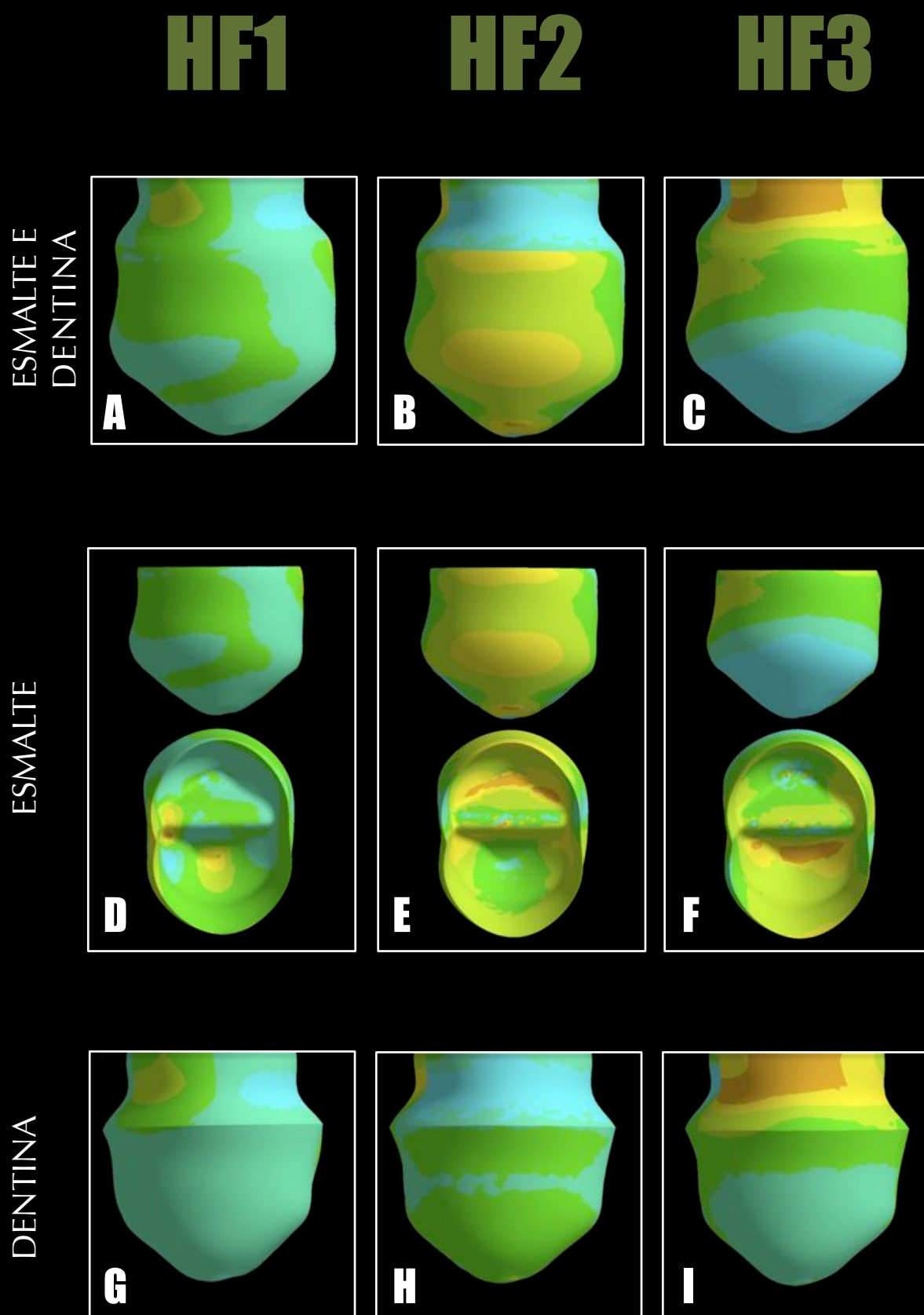


Figura 53. (A, B e C) Vista vestibular da porção coronária dos grupos referentes ao dente hígido. (D, E e F) Vista vestibular e da parte interna do esmalte dos grupos referentes ao dente hígido. (G, H e I) Vista vestibular da dentina coronária dos grupos referentes ao dente hígido.

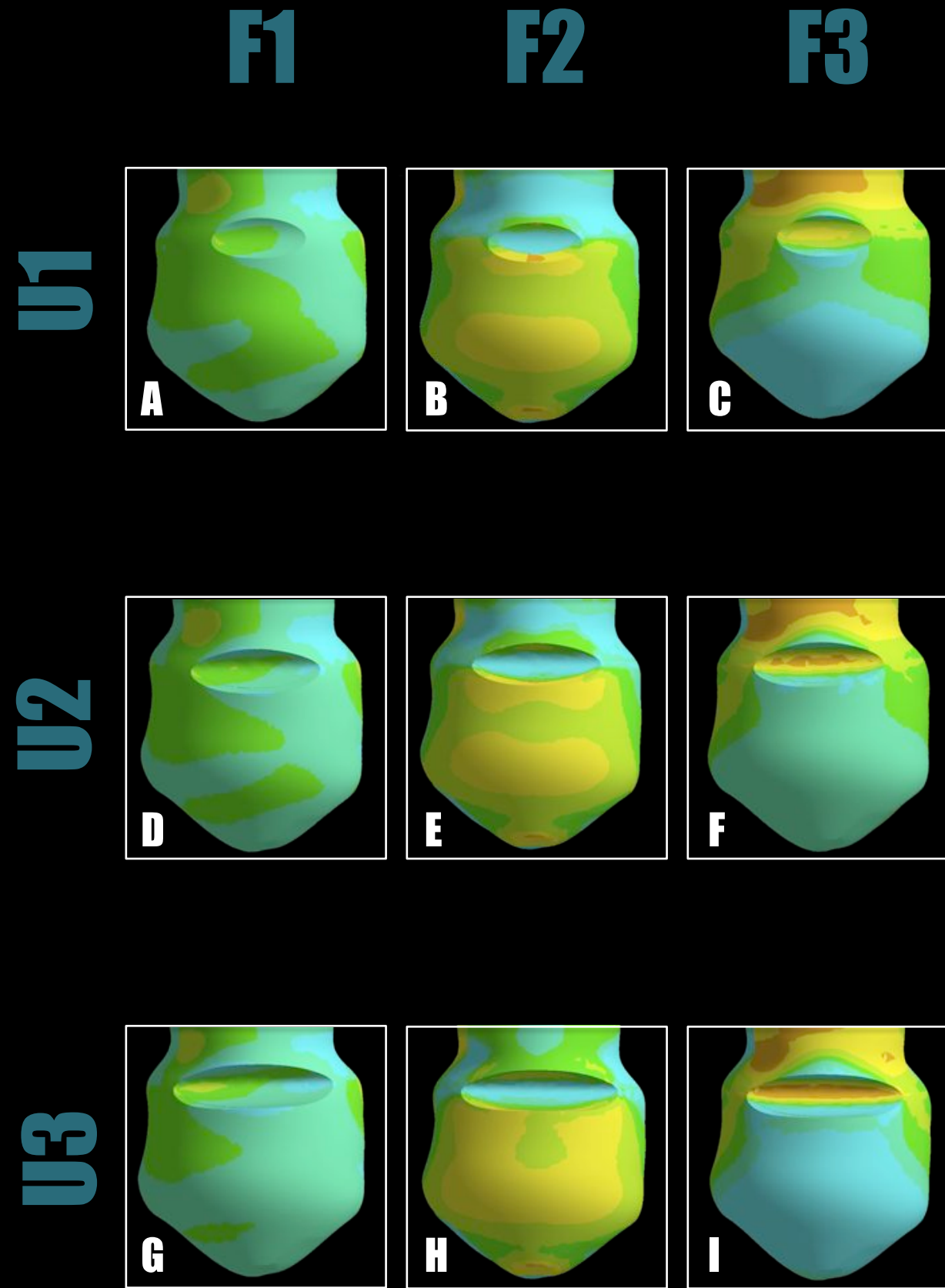


Figura 54. Vista vestibular da porção coronária dos grupos referentes às cavidades em forma de U. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervicais está na cor laranja (10-30MPa).

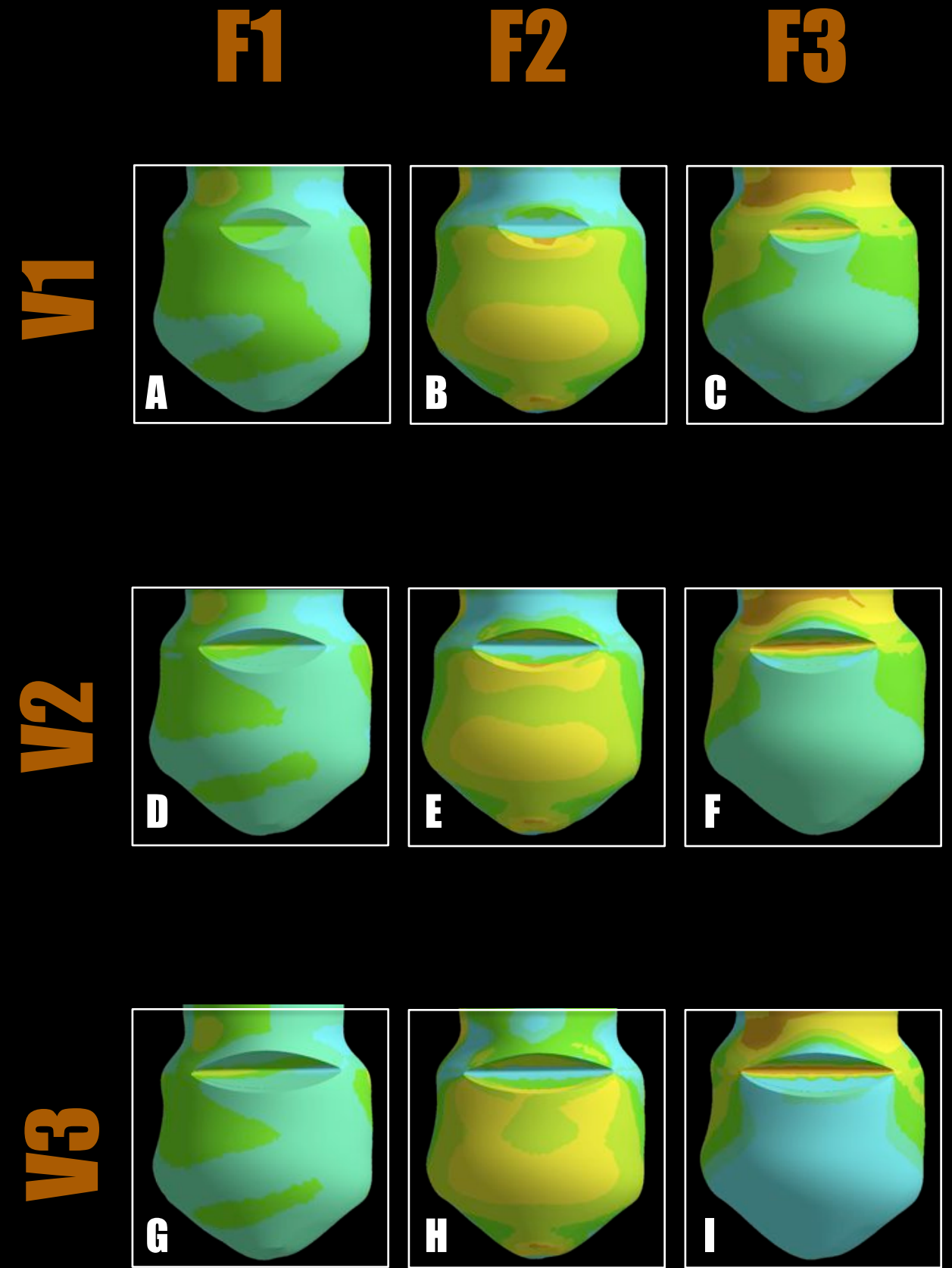


Figura 55. Vista vestibular da porção coronária dos grupos referentes às cavidades em forma de V. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervicais está representado pela cor laranja (10-30MPa).

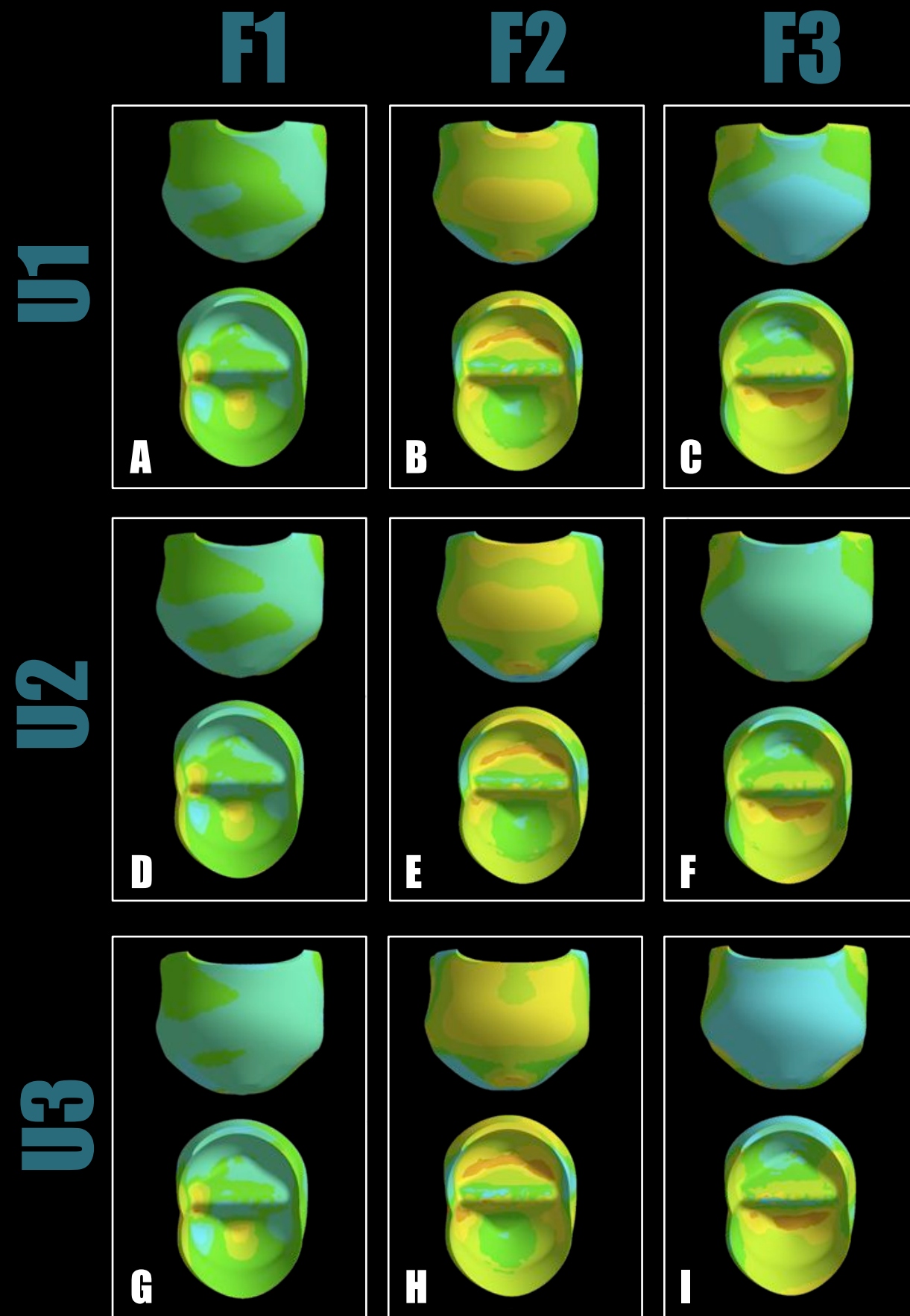


Figura 56. Vista vestibular e da parte interna do esmalte dos grupos referentes às cavidades em forma de U. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervicais está na cor laranja (10-30MPa).

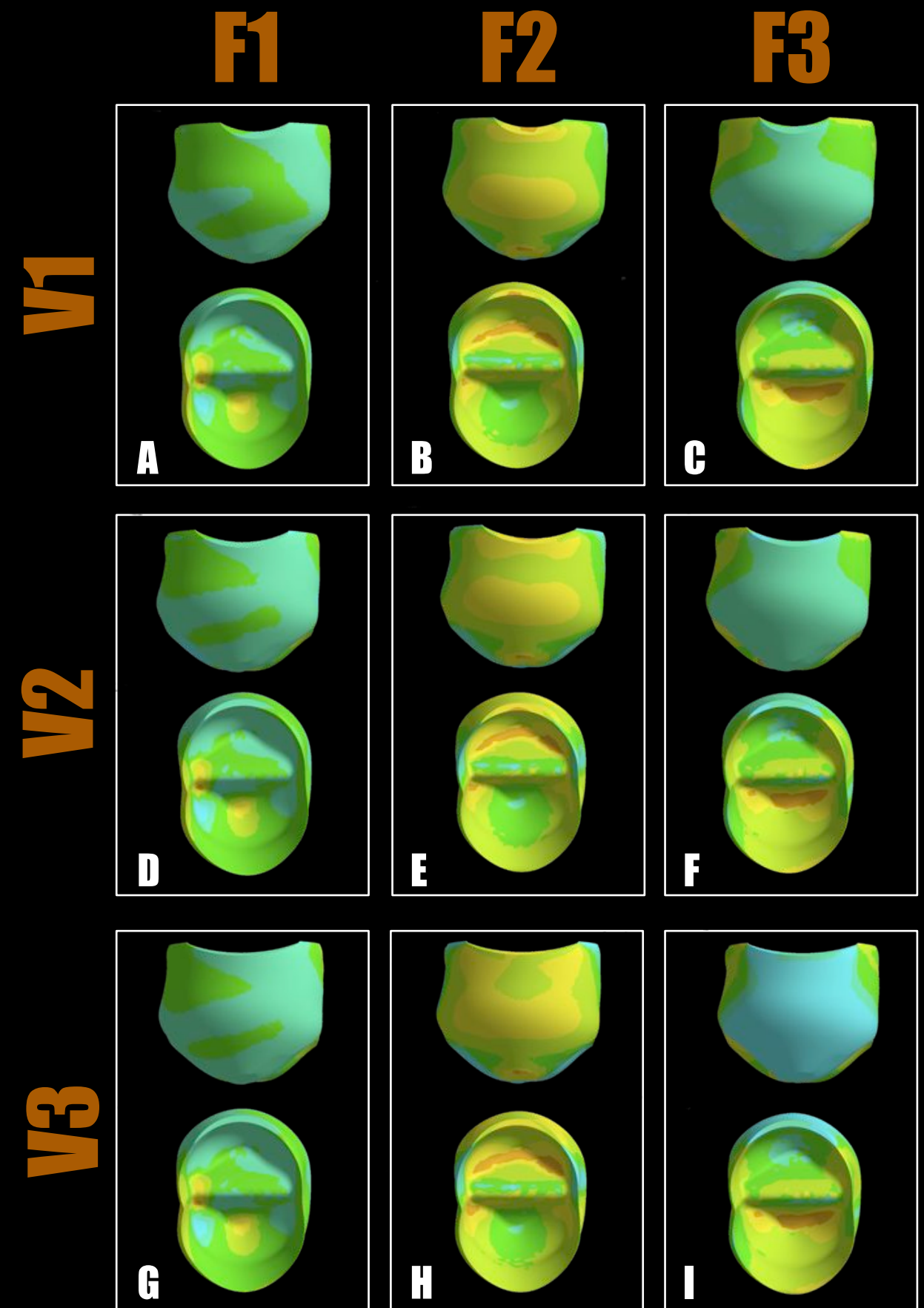


Figura 57. Vista vestibular e da parte interna do esmalte dos grupos referentes às cavidades em forma de V. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervicais está na cor laranja (10-30MPa).

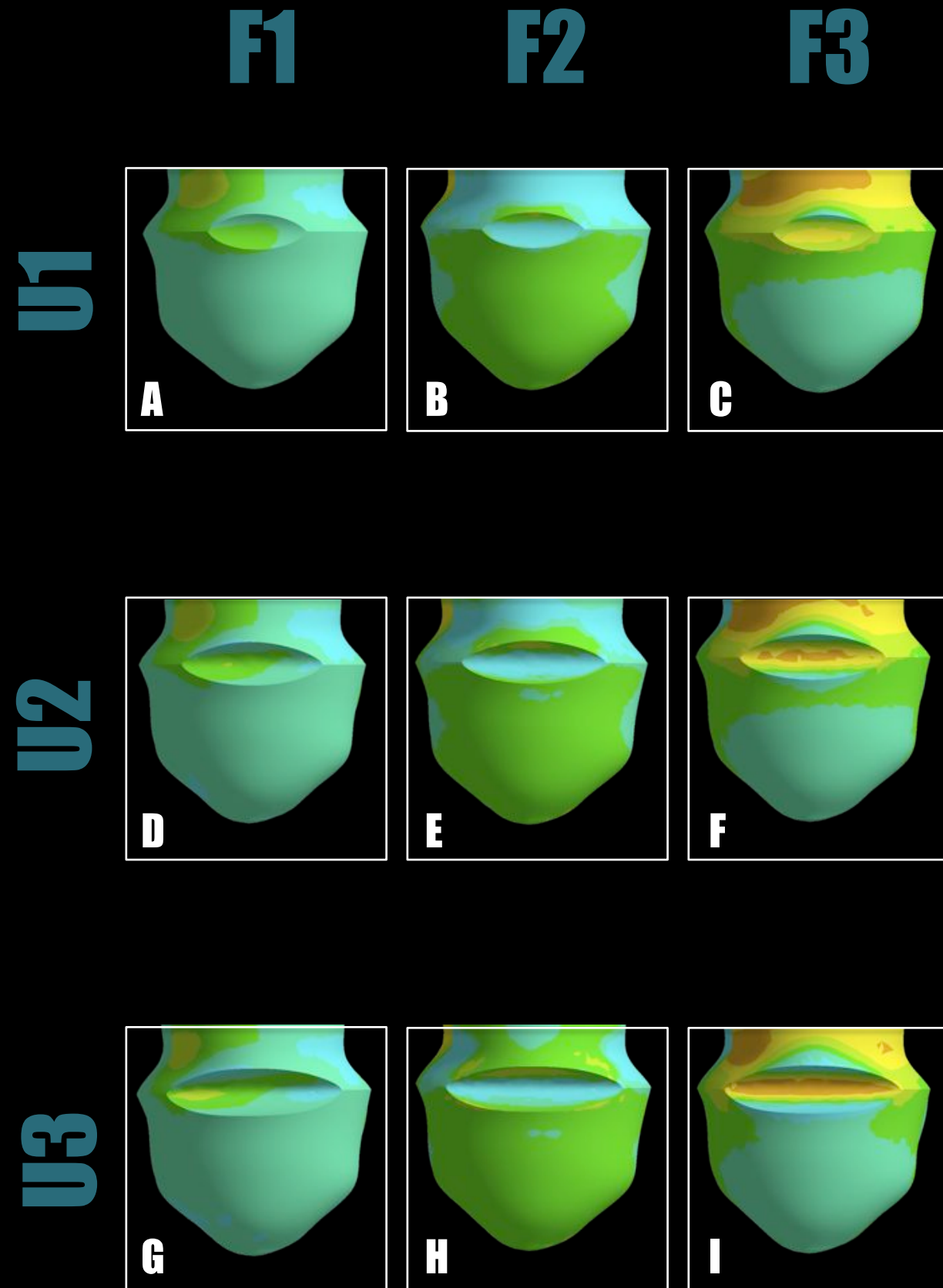


Figura 58. Vista vestibular da porção coronária da dentina dos grupos referentes às cavidades em forma de U. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervicais está na cor laranja (10-30MPa).

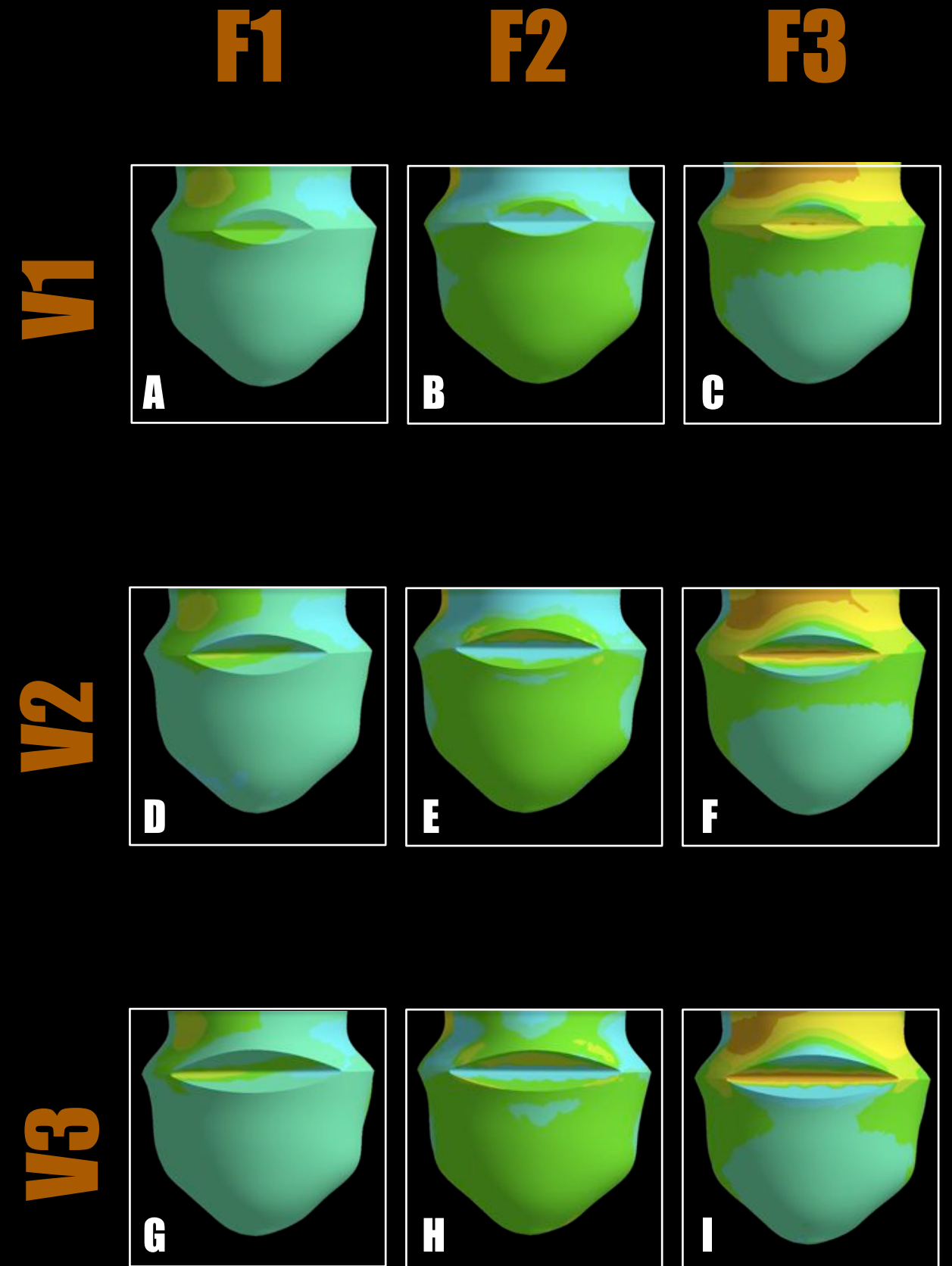


Figura 59. Vista vestibular da porção coronária da dentina dos grupos referentes às cavidades em forma de V. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado na região das cavidades cervicais está na cor laranja (10-30MPa).

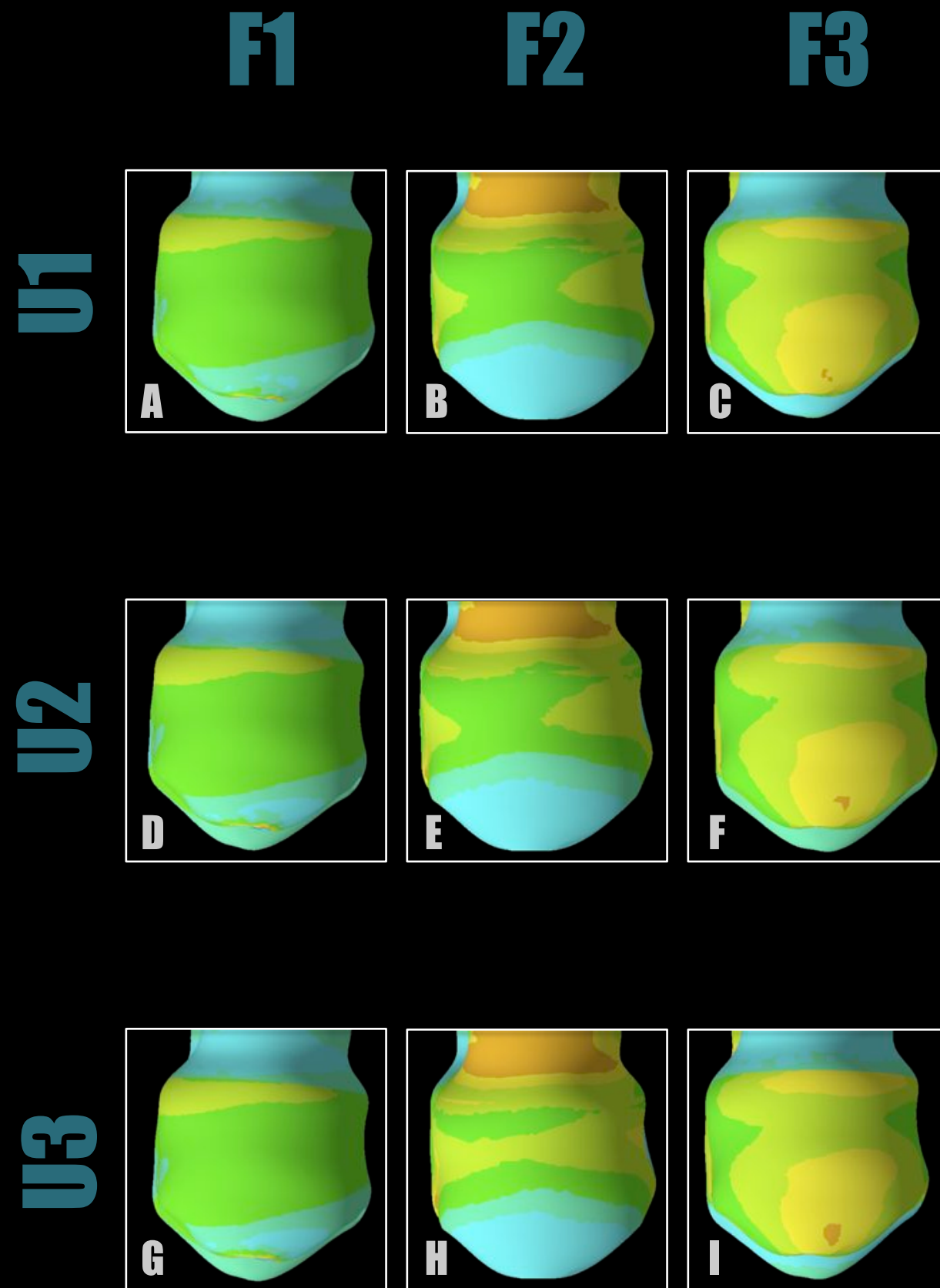


Figura 60. Vista palatal da porção coronária dos grupos referentes às cavidades em forma de U. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado nessa face está na cor laranja (10-30MPa) e na cor amarela (6-10MPa).

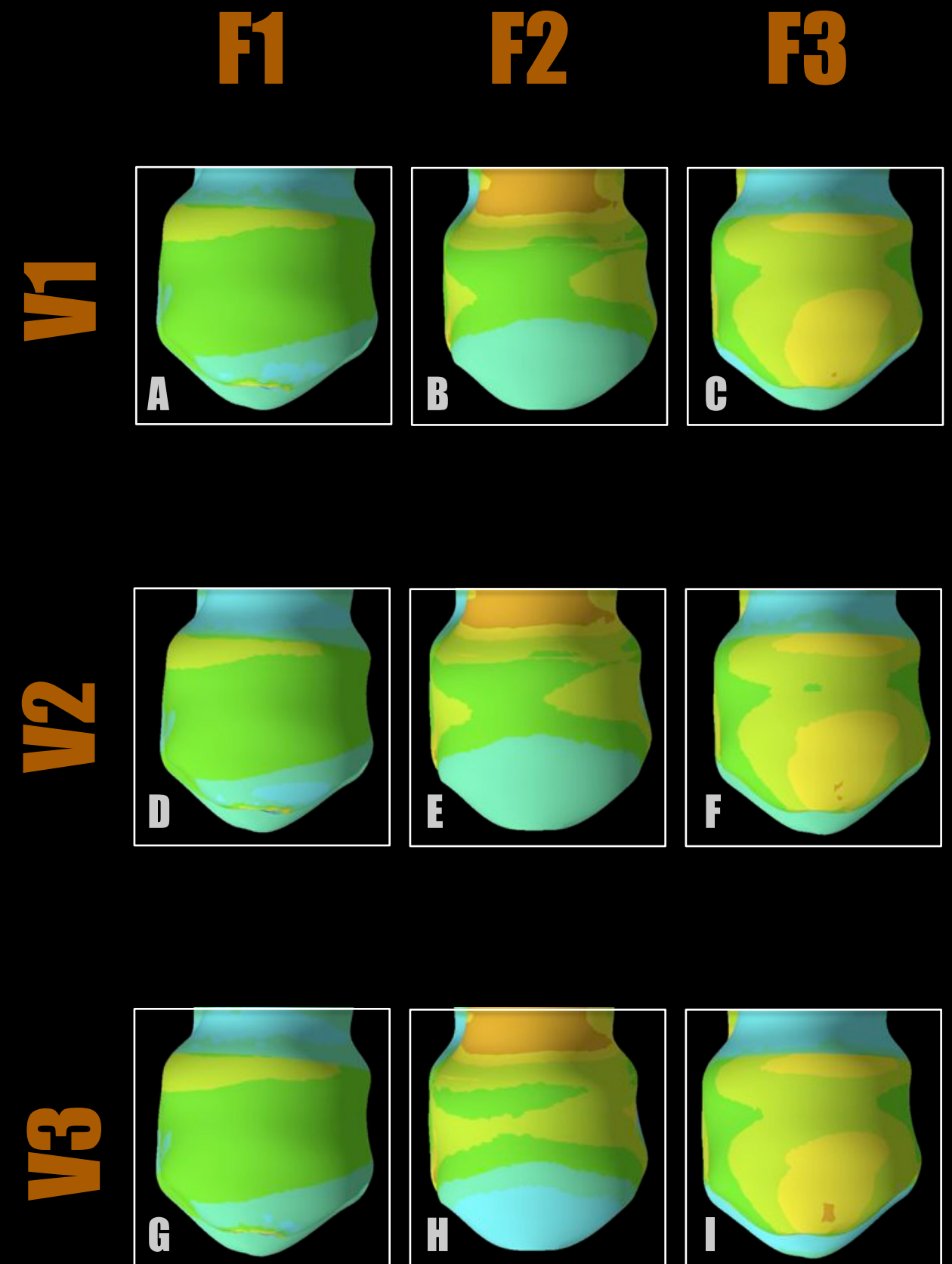


Figura 61. Vista palatal da porção coronária dos grupos referentes às cavidades em forma de V. Nota-se que o maior intervalo de tensão de tração registrado nessa face está na cor laranja (10-30MPa) e na cor amarela (6-10MPa).