

TIAGO SPEZIA DE MELO

RESTAURAÇÃO DE DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE

Influência do artifício de retenção na resistência à fratura de restaurações cerâmicas
confeccionadas pelo sistema CEREC 3

FLORIANÓPOLIS

2007

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

TIAGO SPEZIA DE MELO

RESTAURAÇÃO DE DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE

Influência do artifício de retenção na resistência à fratura de restaurações cerâmicas confeccionadas pelo sistema CEREC 3

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Élio Araújo

Co-Orientador: Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira

FLORIANÓPOLIS

2007

RESTAURAÇÃO DE DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE

Influência do artifício de retenção na resistência à fratura de restaurações cerâmicas confeccionadas pelo sistema CEREC 3

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

Florianópolis, 29 de Março de 2007.

Prof. Dr. Ricardo de Souza Vieira

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Élito Araújo

Orientador

Prof. Dr. Alfredo Meyer Filho

Membro

Prof. Dr. Walter Gomes de Miranda Jr.

Membro

Prof. Dr. Luiz Clovis Cardoso Vieira

Suplente

Para minha família

Muito obrigado por tudo que fizeram para que eu pudesse chegar até aqui.

É impossível expressar com palavras a saudade que sinto
de todos vocês, todos os dias...

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. **Élito Araújo**, pela amizade e confiança. Muito obrigado por ter acreditado que, mesmo frente às diversas dificuldades, este trabalho seria concluído. Meu respeito e minha admiração.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. **Luiz Clovis Cardoso Vieira**, que com sua singular capacidade de equilibrar elogios e críticas, incentivou a conclusão de diversas atividades da pós-graduação. Muito obrigado pelo apoio.

Ao Prof. Dr. **Luiz Narciso Baratieri**, por ter disponibilizado seu consultório particular para os procedimentos de confecção das restaurações com o sistema CEREC. Muito obrigado pela confiança e pelo apoio oferecidos ao longo dos últimos anos.

A todos os professores da disciplina de Dentística da UFSC — Prof. Dr. **Sylvio Monteiro Junior**, Prof. Dr. **Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, Prof. **João Roberto Stanford Lins**, Prof. **Cezar Alves de Andrade**, Prof. **Cléo Nunes de Souza**, Prof. Dr. **Guilherme Carpena Lopes**, Prof. Dr. **Hamilton Pires Maia**, Prof. **Luis Antônio Miguel Gil** — pelos constantes ensinamentos e pelo ótimo convívio durante as atividades da pós-graduação.

Aos professores da disciplina de Clínica Integrada, Prof. Dr. **Edson Medeiros de Araujo Junior** e Prof. Dr. **Gilberto Müller Arcari**, pela amizade e pelos valiosos ensinamentos.

Ao Prof. Dr. **Mário Vinicius Zendron**, pelo convite para exercer as atividades do estágio de docência junto à clínica de Periodontia. Muito obrigado pelo estímulo e pela confiança.

Aos colegas e amigos do mestrado em Dentística, **Fernando, Flávia, Gustavo, Jussara, Kazuza, Leandro, Lessandro, Luis e Mônica**, por terem contribuído, cada um a sua maneira, para meu crescimento e amadurecimento. Tenham a certeza de que os momentos que vivemos juntos permanecerão comigo pelo resto da vida.

Aos amigos da turma do doutorado em Dentística, **Cláudia, Fabiano Araújo, Fabiano Marson, Isana, Lizette, Luis, Mary, Naudy, Paula, Renata, Saulo e Sérgio**, pela agradável convivência e pelos momentos de descontração compartilhados na “salinha”.

A todos os **amigos e colegas da pós-graduação da UFSC**, pela ótima convivência e por tornarem mais agradáveis os longos períodos de permanência no ambiente da universidade.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, pelas oportunidades oferecidas.

À **Ana Frandalozo** e aos demais funcionários e estagiários da Pós-Graduação, pela agilidade com que sempre exerceram suas funções.

À **Dona Talita, Dona Léa** e ao **Richard**, pela presteza com que, repetidamente, se ofereceram a ajudar. Obrigado pelo carinho e pela competência com que sempre desempenharam suas atividades.

Às funcionárias da Clínica Baratieri, **Rosângela** e **Terezinha**, pela forma atenciosa com que sempre me atenderam e pelo convívio agradável.

À empresa **Ivoclar Vivadent**, representada pelo Sr. **Herbert Mendes**, por ter disponibilizado parte dos materiais empregados neste estudo.

Aos **alunos do curso de graduação da UFSC** que, mesmo sem saberem, tornaram mais agradáveis esses últimos anos.

Aos **professores do curso de odontologia da UFSM** que, direta ou indiretamente, contribuíram para que eu chegasse até aqui. Muito obrigado pela amizade e pelos exemplos de competência docente e profissional.

A todos que, de alguma forma, colaboraram para a concretização desse sonho.

Muito obrigado!

MELO, Tiago Spezia de. **Restauração de dentes tratados endodonticamente:** Influência do artifício de retenção na resistência à fratura de restaurações cerâmicas confeccionadas pelo sistema CEREC 3. 2007. 117 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) — Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi comparar o desempenho mecânico de três abordagens indicadas para restauração de dentes posteriores desvitalizados, por meio da avaliação da resistência e do padrão de fratura. Para isso, quarenta terceiros-molares hígidos foram selecionados e divididos em quatro grupos (n=10): endocrown cerâmica (G1); núcleo de preenchimento / coroa cerâmica (G2); pino fibro-resinoso / núcleo de preenchimento / coroa cerâmica (G3). Para facilitar a comparação dos resultados, também foi incluído um grupo controle, formado por dentes hígidos (G4). Nos grupos G1, G2 e G3, os dentes foram tratados endodonticamente e preparados para restaurações cerâmicas, que foram usinadas a partir de blocos CEREC ProCAD e cimentadas adesivamente a cada um dos preparos. Após a termociclagem, os corpos-de-prova foram montados em uma máquina universal de ensaios, na qual foram submetidos a uma carga de compressão até a ocorrência de fratura. A avaliação estatística identificou diferenças significantes entre os grupos, tanto em relação à resistência quanto ao padrão de fratura. A maior média de resistência foi detectada no G4 (2951,49 N), porém esse valor não foi estatisticamente diferente da média do G2 (2057,02 N). Os menores valores foram observados no G1 (1670,74 N), ao passo que o G3 (1989,59 N) ocupou posição intermediária ao G1 e G2. Em relação ao padrão de fratura, foi observado um aumento progressivo de complexidade do G4 para o G2 e G3, e destes para o G1 ($G4 < G2$ e $G3 < G1$). Esses resultados indicam que o desempenho mecânico de restaurações mistas, que associam cerâmica e compósito, é superior ao desempenho de restaurações exclusivamente cerâmicas.

Palavras-chave: RESISTÊNCIA À FRATURA. RESTAURAÇÕES CERÂMICAS. CEREC.

MELO, Tiago Spezia de. **Restoration of endodontically treated teeth:** Influence of the retention strategy on the fracture strength of ceramic restorations produced by the CEREC 3 method. 2007. 117 f. Dissertação (Mestrado em Dentística) — Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The aim of this *in vitro* study was to compare the fracture strength and fracture pattern of three restorative approaches recommended for restoring non-vital posterior teeth. Forty extracted third molars were selected and randomly assigned to four groups (n=10), according to the following outline: ceramic endocrowns (G1); composite core / ceramic crown (G2); fiber post / composite core / ceramic crown (G3); non-restored teeth (G4). Groups G1, G2 and G3 were endodontically treated and prepared for ceramic restorations, which were milled from CEREC ProCAD blocks and bonded to each prepared tooth. After thermocycling, the specimens were loaded to fracture in a universal testing machine. Statistical analysis showed significant differences between the groups, for both the fracture strength and fracture pattern. The highest resistance to fracture was detected on G4 (2951.49 N), even though this value was statistically similar to G2 (2057.02 N). The lowest average strength was detected in G1 (1670.74 N), with G3 (1989.59 N) showing values intermediate to G1 and G2. Regarding the fracture pattern, a progression of the complexity was observed from G4 to G2 and G3, and from these to G1 (G4 < G2 and G3 < G1). These results indicate that the mechanical performance of restorations that combine composite and ceramic is superior to the mechanical performance of purely ceramic restorations.

Keywords: FRACTURE STRENGTH. CERAMIC RESTORATIONS. CEREC.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	A. Limpeza de um dente com cureta periodontal B. Limpeza de um dente com pasta abrasiva	38
.....		
Figura 2	A. Mensuração vestibulo-lingual de um dos dentes selecionados B. Aspecto de um dos dentes selecionados, após a limpeza e mensuração	39
.....		
Figura 3	Representação esquemática dos quatro grupos experimentais	40
.....		
Figura 4	A. Aspecto imediatamente após a remoção do tampão oclusal na máquina Isomet B. Remoção do teto da câmara com uma ponta diamantada esférica C. Abertura endodôntica concluída D. Aspecto imediatamente após a obturação endodôntica	41
.....		
Figura 5	Vista esquemática de uma restauração tipo endocrown (G1)	43
.....		
Figura 6	A. Aplicação do ácido fosfórico a 37% a todas as paredes da câmara pulpar B. Remoção do gel de ácido fosfórico com spray de ar/água C. Aplicação do agente adesivo D. Fotoativação do compósito por 30 segundos	44
.....		
Figura 7	A. Inserção de um incremento de compósito com uma espátula metálica B. Adaptação do compósito ao assoalho da câmara pulpar C. Aspecto do assoalho da câmara pulpar recoberto pelo compósito D. Fotoativação do compósito por 20 segundos	45
.....		
Figura 8	A. Kit de pontas diamantadas utilizadas para os procedimentos de preparo B. Pontas diamantadas com três abrasividades (média, fina, extra-fina)	45

Figura 9	A. Desgaste das paredes da câmara pulpar com ponta de abrasividade média	46
	B. Vista oclusal do preparo após a realização do desgaste inicial	
	C. Desgaste na região do término, com ponta de abrasividade média	
	D. Desgaste na região do término, com ponta de abrasividade fina	
	E. Desgaste na região do término, com ponta de abrasividade extra-fina	
	F. Polimento do preparo com uma borracha abrasiva	
.....		
Figura 10	A. Vista oclusal do preparo concluído (G1)	47
	B. Representação esquemática das características dos preparos tipo endocrown	
.....		
Figura 11	Vista esquemática de uma restauração tipo núcleo + coroa (G2)	48
.....		
Figura 12	A. Condicionamento com ácido fosfórico a 37%	49
	B. Aplicação do agente adesivo	
	C. Vista oclusal da superfície, após a aplicação de duas camadas do adesivo	
	D. Fotoativação do adesivo por 30 segundos	
	E. Adaptação de um incremento de compósito ao assoalho da câmara pulpar	
	F. Inserção do compósito para reconstrução da porção coronária do núcleo	
	G. Aferição da altura do núcleo	
	H. Fotoativação do núcleo por 60 segundos	
.....		
Figura 13	A. Vista oclusal do núcleo, imediatamente após o preenchimento	50
	B. Desgaste das paredes axiais do núcleo de preenchimento	
	C. Desgaste da parede oclusal do núcleo de preenchimento	
	D. Vista oclusal do preparo concluído	
	E. Polimento do preparo com uma borracha abrasiva com forma de chama	
	F. Polimento do preparo com uma borracha abrasiva com forma de taça	
.....		
Figura 14	A. Vista oclusal do preparo concluído (G2)	51
	B. Representação esquemática das características finais dos preparos (G2)	
.....		
Figura 15	Vista esquemática de uma restauração tipo pino + núcleo + coroa (G3)	52

Figura 16	A. Vista oclusal evidenciando a qualidade da obturação endodôntica	53
	B. Remoção parcial da obturação endodôntica com broca Peeso	
	C. Detalhe da ponta ativa da broca Peeso posicionada na embocadura do conduto	
	D. Calibração do conduto com uma broca específica do kit de pinos	
	E. Posicionamento do pino no conduto, para verificar o assentamento passivo	
	F. Marcação com grafite, para orientar o desgaste do pino	
	G. Desgaste do pino com uma ponta diamantada nº 1090, sob refrigeração	
	H. Assentamento do pino após o corte	
.....		
Figura 17	A. Limpeza da superfície de pino com gel de ácido fosfórico a 37%	54
	B. Lavagem com abundantes spray de ar/água	
	C. Aplicação do agente silano à superfície do pino	
.....		
Figura 18	A. Limpeza das paredes do conduto com algodão embebido em álcool	55
	B. Condicionamento das paredes do conduto com ácido fosfórico a 37%	
	C. Vista oclusal da superfície coberta pelo gel de ácido fosfórico a 37%	
	D. Remoção dos excessos de umidade do conduto com pontas de papel	
	E. Aplicação do adesivo dual à toda a superfície dental condicionada	
	F. Vista oclusal da superfície dental coberta pelo adesivo, antes da fotoativação	
.....		
Figura 19	A. Mistura das pastas base e catalisadora do cimento resinoso	56
	B. Aplicação do cimento resinoso às paredes do canal, com uma broca Lentulo	
	C. Aplicação do agente adesivo à superfície do pino	
	D. Assentamento do pino ao conduto, realizado com firme pressão digital	
	E. Fotoativação do conjunto dente-pino	
.....		
Figura 20	A. Inserção de um incremento de compósito com uma espátula metálica	57
	B. Adaptação do compósito, ao redor do pino, com um condensador metálico	
	C. Aspecto do núcleo reconstruído, com aproximadamente 5 mm de altura	
	D. Fotoativação do núcleo de compósito	
	E. Preparo das paredes axiais do núcleo	
.....		
Figura 21	A. Vista oclusal do preparo concluído (G3)	58
	B. Representação esquemática das características finais dos preparos (G3)	
.....		
Figura 22	A. ProCAD Contrast Spray	60
	B. Representação esquemática da aplicação do ProCAD Contrast Spray ao preparo	
	C. Preparo para coroa tradicional	
	D. Preparo para coroa tradicional, pulverizado com o spray de contraste	
	E. Preparo para endocrown	
	F. Preparo para endocrown, pulverizado com o spray de contraste	

Figura 23	Aspecto de uma impressão óptica na tela do software	61
.....		
Figura 24	A. “Troquelamento” do modelo virtual B. Modelo virtual após o “troquelamento” C. Modelo virtual observado de um ângulo diferente D. Diferentes vistas de preparos para coroas tradicionais e endocrowns	62
.....		
Figura 25	A. Vista oclusal da delimitação das margens em um preparo para coroa tradicional B. Vista de viés da delimitação das margens em um preparo para endocrown	63
.....		
Figura 26	Seleção do banco de anatomias Ivoclar Vivadent	64
.....		
Figura 27	Restauração proposta pelo software, sem quaisquer correções manuais	65
.....		
Figura 28	Avaliação das linhas de contorno primárias da restauração	65
.....		
Figura 29	Modificação da mesa oclusal e do sulco central da restauração	66
.....		
Figura 30	Avaliação da espessura estimada de cerâmica na restauração virtual	66
.....		
Figura 31	Modificação anatômica localizada, restrita a uma vertente de cúspide	67
.....		
Figura 32	Aspecto de duas restaurações virtuais	67
.....		
Figura 33	Blocos cerâmicos ProCAD, empregados para a usinagem das restaurações	68
.....		
Figura 34	Pontas diamantadas da unidade de usinagem do sistema CEREC	69

Figura 35	A. Aspecto oclusal de uma restauração, previamente à usinagem B. Aspecto interno de uma restauração, previamente à usinagem	70
.....		
Figura 36	Comparação virtual de endocrowns confeccionadas nos modos endo e padrão	71
.....		
Figura 37	Vista lateral de duas endocrowns confeccionadas durante a fase piloto do estudo	71
.....		
Figura 38	A. Bloco cerâmico ProCAD, tamanho I12 B. Detalhe da unidade de usinagem CEREC Scan	72
.....		
Figura 39	Vista interna e externa de algumas restaurações, imediatamente após a usinagem	72
.....		
Figura 40	A. Condicionamento da restauração com ácido hidrófluorídrico a 9,5% B. Lavagem do ácido hidrófluorídrico com spray de ar/água C. Secagem da restauração com jatos de ar comprimido D. Aplicação do agente silano à superfície interna da restauração	74
.....		
Figura 41	A. Condicionamento das estruturas dentais com ácido fosfórico a 37% B. Lavagem do gel de ácido fosfórico com spray de ar/água C. Aplicação do agente adesivo às estruturas dentais, sem fotoativação	75
.....		
Figura 42	A. Aplicação do agente adesivo à superfície interna da restauração B. Aspecto da superfície interna da restauração, após aplicação do adesivo C. Doses iguais das pastas base e catalisadora do cimento resinoso D. Manipulação do cimento resinoso com uma espátula metálica E. Aplicação do cimento resinoso à porção interna da restauração F. Assentamento da coroa, com leve pressão digital	76
.....		
Figura 43	A. Dispositivo para padronização da pressão de assentamento B. Corpo-de-prova montado no dispositivo, a fim de manter pressão constante	77
.....		
Figura 44	Remoção dos excessos do cimento com uma espátula metálica	77

Figura 45	A. Gel de glicerina aplicado às margens da restauração B. Fotoativação por 60 segundos por oclusal C. Fotoativação por 60 segundos por vestibular D. Fotoativação por 60 segundos por lingual E. Polimento da face oclusal com uma borracha em forma de chama F. Polimento das margens e faces livres com uma borracha em forma de taça	78
.....		
Figura 46	A. Máquina Universal de Ensaios EMIC B. Corpo-de-prova posicionado na base de aço, com a esfera de aço em posição C. Vista aproximada do posicionamento da esfera de aço na face oclusal D. Representação esquemática do teste de resistência à fratura	80
.....		
Figura 47	Representação esquemática dos graus de fratura	81
.....		
Figura 48	Tensões de tração no corpo da restauração cerâmica	92
.....		
Figura 49	Variação de posição e angulação dos pinos no interior dos núcleos	96
.....		
Figura 50	Padrões de fratura característicos dos grupos restaurados	99
.....		
Figura 51	Paralisação de trincas em um dente restaurado com cerâmica e compósito	100
.....		

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
2.1 Magnitude das forças oclusais nos dentes posteriores	19
2.2 Princípios biomiméticos aplicados aos dentes posteriores	20
2.3 Restauração de dentes posteriores tratados endodonticamente	26
2.4 O sistema CEREC	32
3. PROPOSIÇÃO	37
4. MATERIAIS E MÉTODOS	38
4.1 Obtenção, seleção e armazenamento dos dentes	38
4.2 Inclusão dos dentes e divisão dos grupos	39
4.3 Preparo inicial e endodontia	40
4.4 Confecção dos preparos	42
4.4.1 GRUPO 1: ENDOCROWN (G1)	43
4.4.2 GRUPO 2: NÚCLEO + COROA (G2)	48
4.4.3 GRUPO 3: PINO + NÚCLEO + COROA (G3)	52
4.5 Confecção das restaurações cerâmicas	59
4.5.1 DEFINIÇÃO DO DENTE ADOTADO COMO REFERÊNCIA	59
4.5.2 IMPRESSÃO ÓPTICA DOS PREPAROS	59
4.5.3 PLANEJAMENTO E DESENHO DAS RESTAURAÇÕES	63
4.5.4 USINAGEM DAS RESTAURAÇÕES	68
4.5.5 AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO E DO ASSENTAMENTO DAS RESTAURAÇÕES	72
4.6 Cimentação das restaurações	73
4.7 Ciclagem térmica	79
4.8 Avaliação da resistência à fratura	79
4.9 Avaliação do padrão de fratura	81
4.10 Avaliação estatística	82
5. RESULTADOS	83
5.1 Resistência à fratura	83
5.2 Padrão de fratura	86
6. DISCUSSÃO	89
7. CONCLUSÕES	102
REFERÊNCIAS	103
ANEXOS	111
Anexo A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	112
Anexo B: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos	114
APÊNDICES	116
Apêndice A: Resistência e padrão de fratura dos corpos-de-prova	117

1. INTRODUÇÃO

A redução da velocidade de progressão da doença cárie, o desenvolvimento de materiais e técnicas adesivas e o conhecimento de que as restaurações têm uma vida útil limitada, são fatores que estimulam a realização de intervenções tão conservadoras quanto possível. Com base nessa premissa, muitos dentes antigamente fadados a receber restaurações indiretas de cobertura total, atualmente podem ser restaurados de forma direta com resinas compostas ou por meio de restaurações indiretas parciais, confeccionadas com porcelana ou resina composta. Essas modalidades restauradoras têm seu sucesso comprovado por estudos clínicos longitudinais, desde que respeitadas as indicações específicas de cada técnica.

Infelizmente, a despeito do desenvolvimento e aprimoramento dessas técnicas conservadoras, em algumas situações ainda é necessário lançar mão de modalidades restauradoras mais invasivas, como coroas totais, por exemplo. A necessidade de tais restaurações fica evidente em dentes com ampla destruição coronal associada a tratamento endodôntico, visto que estes dentes têm sua resistência significativamente reduzida e as restaurações parciais podem não ser capazes de restituí-la a níveis aceitáveis. Nessas situações, em virtude do grau de destruição, o remanescente coronal pode ser incapaz de reter a restauração, tornando necessário o estabelecimento de alguma forma de retenção adicional, para que a restauração não sofra deslocamento quando exposta às forças oclusais.

Em dentes posteriores, a primeira e mais tradicional estratégia para prover essa retenção envolve a reconstrução da porção coronária ausente com um material artificial, ancorado no interior de um ou mais canais radiculares. Após décadas de utilização de núcleos metálicos fundidos, hoje há uma clara tendência favorecendo a utilização de pinos de fibra cimentados adesivamente, em associação a núcleos de resina composta. Como os pinos fibro-resinosos apresentam módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, são capazes de

sofrer deformações e aliviar parte das tensões a que o dente é submetido durante a função, reduzindo o risco de fraturas radiculares.

É interessante notar que, embora por anos tenha se considerado que os pinos eram necessários para o reforço dos dentes, atualmente o papel atribuído a eles é limitado à retenção do material utilizado na confecção do núcleo de preenchimento. Com isso, uma segunda possível estratégia para prover retenção a dentes posteriores tratados endodonticamente envolve apenas o uso de agentes adesivos e resinas compostas. Por meio da hibridização da superfície dentinária, os sistemas adesivos são capazes de reter micromecanicamente a resina composta, mesmo à superfícies totalmente lisas e desprovidas de qualquer retenção macromecânica. Esse é o princípio básico que possibilita a realização, por exemplo, de restaurações diretas tipo classe IV sem qualquer artifício adicional de retenção. Quando se considera que essas restaurações são confeccionadas em áreas de intenso estresse e, mesmo assim, apresentam uma boa longevidade, é natural que se questione a necessidade de retenções macromecânicas em outras situações. Esse fato, associado ao conhecimento de que os pinos intra-radulares não desempenham qualquer outro papel além da ancoragem do material de núcleo, fez com que muitos clínicos passassem a dispensá-los quando da reconstrução de dentes posteriores tratados endodonticamente. Nesses casos, o núcleo é reconstruído por meio da aplicação direta da resina composta, sendo o sistema adesivo empregado como único meio de retenção.

Uma terceira estratégia, sugerida para a retenção de restaurações indiretas em dentes posteriores desvitalizados e amplamente comprometidos, é a utilização da câmara pulpar como área de retenção para a própria restauração indireta, sem a utilização de materiais de preenchimento. As restaurações desse tipo, conhecidas como “endocrowns”, contam com uma projeção que se estende até o assoalho da câmara pulpar. Usualmente, essa técnica é empregada com restaurações totalmente cerâmicas e é possível graças à excelente adesão entre a porcelana condicionada e a estrutura dental.

Curiosamente, embora essas três estratégias sejam empregadas com relativa frequência, uma busca na literatura científica não revelou a existência de estudos *in vitro* que comparassem o desempenho mecânico de dentes restaurados por cada uma delas. Embora os testes laboratoriais não sejam capazes de simular com precisão a situação clínica, eles permanecem ferramentas valiosas para comparar o comportamento de diferentes técnicas e materiais frente à cenários restauradores específicos. Além disso, o conhecimento desses dados poderia contribuir para o estabelecimento de bases científicas para indicar ou contraindicar cada uma dessas técnicas quando da reconstrução indireta de dentes posteriores tratados endodonticamente.

O presente estudo visa comparar a resistência e o padrão de fratura de restaurações cerâmicas confeccionadas por meio de cada uma das três estratégias mencionadas acima.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 MAGNITUDE DAS FORÇAS OCLUSAIS NOS DENTES POSTERIORES

Sempre que se avalia a distribuição e intensidade das forças atuantes nos dentes posteriores, é importante considerar a posição do dente na arcada. Embora não exista consenso absoluto, há fortes indícios de que os dentes sujeitos à forças mais elevadas são os primeiros e segundos molares inferiores, em virtude de sua localização mais próxima ao fulcro de fechamento da mandíbula. Exatamente por essa razão, é nesses dentes que se observa a maior incidência de fraturas, quando comparados todos os dentes posteriores (BURKE, 1992; ELLIS et al., 1999). Outro aspecto que pode influenciar na maior incidência de fraturas em molares inferiores, é o efeito de cunha exercido pelas volumosas cúspides palatais dos molares superiores, ao ocluírem na fossa central dos molares inferiores (CAMERON, 1976).

Dados de alguns estudos indicam que, durante as atividades funcionais e parafuncionais, os dentes posteriores são repetidamente expostos à forças de até 800 N (GIBBS et al., 1986; KILIARIDIS et al., 1993). Outros autores acreditam que essas estimativas são exageradas, e sugerem que as forças fisiológicas máximas que atuam nos dentes posteriores são da ordem de 400 a 500 N (ATT, 2003; TORBJORNER e FRANSSON, 2004b). Para efeito de comparação, 500 N é a força exercida por um quebra-nozes (ATT, 2003).

Evidentemente, os valores relatados acima não se aplicam a todos os indivíduos e situações. Há relatos de que a média das forças atuantes nos dentes posteriores oscila entre 2 e 150 N, com valores mais elevados presentes apenas esporadicamente, como durante as atividades parafuncionais, quando as forças mastigatórias podem ser elevadas em até 6 vezes (BATES et al., 1976; DE BOEVER et al., 1978). Em meio à multiplicidade de dados presentes na literatura, 50 N é

provavelmente uma referência aceitável para dentes posteriores (BEHR et al., 1999; KERN et al., 1999; MONACO et al., 2006).

Além da intensidade, é importante levar em consideração a direção das cargas. Graças a seu arranjo estrutural, o complexo amelo-dentinário é capaz de receber e dissipar as forças oclusais, desde que estas apresentem direção predominantemente vertical, paralela ao longo eixo do dente. Quando o componente horizontal da força é muito pronunciado, há concentração de tensões de tração em determinadas regiões do esmalte, podendo levar à formação de trincas, ou mesmo à ocorrência de fraturas (MAGNE e BELSER, 2002b; TORBJORNER e FRANSSON, 2004a). Felizmente, em uma oclusão fisiológica e bem balanceada, as cargas são quase exclusivamente verticais, não acarretando danos às estruturas dentais (LEE, 1998).

Mais importante que conhecer os valores médios das forças atuantes nos dentes posteriores, é saber que em determinadas situações elas podem se apresentar elevadas, multiplicando a chance de ocorrência de fraturas (BURKE, 1992; ELLIS et al., 1999). Na presença de contatos prematuros ou mal-distribuídos, por exemplo, os dentes recebem cargas várias vezes mais elevadas do que em condições oclusais normais. Da mesma forma, em indivíduos bruxômanos, o componente horizontal das forças oclusais é exacerbado, levando a padrões de estresse diferenciados. Outra situação bastante comum está relacionada à ocorrência de “acidentes mastigatórios”, expressão cunhada por ROSEN (1982) para descrever o ato de morder subitamente pequenas partículas presentes nos alimentos, cuja dureza excede a do alimento propriamente dito. Quando essas partículas são mordidas, a força resultante é concentrada em uma pequena área de um ou dois dentes, elevando significativamente o risco de ocorrência de fraturas.

2.2 PRINCÍPIOS BIOMIMÉTICOS APLICADOS AOS DENTES POSTERIORES

Os dentes naturais apresentam uma incrível capacidade de resistir às diversas forças a que são submetidos ao longo da vida, graças às propriedades

biomecânicas do complexo amelo-dentinário. Esmalte e dentina formam uma estrutura complexa e com características superiores às que cada tecido apresenta isoladamente: o esmalte, com elevado conteúdo mineral, protege a dentina subjacente do desgaste que fatalmente sofreria, se permanecesse exposta à cavidade oral; simultaneamente, a composição orgânica da dentina e da junção amelo-dentinária, permitem a absorção das forças a que o esmalte é submetido durante as atividades funcionais e parafuncionais (MAGNE e DOUGLAS, 1999).

A interação física e estrutural entre um tecido extremamente duro e outro resiliente, provê aos dentes naturais a capacidade de resistir aos estresses térmicos e mecânicos durante toda a vida. Mesmo quando múltiplas trincas são encontradas no esmalte, em zonas de estresse tensional, essas raramente se propagam ao longo do complexo amelo-dentinário (TORBJORNER e FRANSSON, 2004b).

Graças a seu excepcional comportamento biomecânico, esmalte e dentina são as referências naturais para a seleção e avaliação dos materiais restauradores. Assim, sempre que a integridade das estruturas dentais for rompida, justificando a confecção de restaurações, recomenda-se que sejam selecionados materiais com características e propriedades tão similares quanto possível às das estruturas que se destinam a substituir, desde que isso não acarrete sacrifício desnecessário de estrutura dental sadia (MAGNE e BELSER, 2002b). Essa é a base da filosofia biomimética.

Dentre os materiais restauradores modernos, as cerâmicas apresentam características físico-mecânicas — módulo de elasticidade, coeficiente de expansão térmica, resistência à fratura e dureza — bastante próximas às do esmalte. As características de dureza e resiliência da dentina, entretanto, são melhor reproduzidas com resinas compostas (MOSCOVICH et al., 1998; MAGNE e DOUGLAS, 1999; MAGNE, 2006). Evidentemente, isso não significa que as resinas compostas não possam ser empregadas para reproduzir o esmalte. Em cavidades pequenas e médias, é perfeitamente possível alcançar excelentes resultados por

meio de restaurações diretas, confeccionadas com compósitos (COTERT et al., 2001). Em um estudo *in vitro*, SHOR et al. (2003) compararam a resistência à fadiga de pré-molares restaurados por meio de resina composta direta e inlays cerâmicos, e concluíram que ambas as modalidades restauradoras foram capazes de restabelecer o comportamento biomecânico original dos dentes.

Quando as dimensões da cavidade contra-indicam a abordagem direta, o material de escolha é a cerâmica (MAGNE e DOUGLAS, 1999; MAGNE e BELSER, 2002a; MAGNE e BELSER, 2002b; MAGNE e BELSER, 2003). Em um estudo *in vitro*, MEHL et al. (2004) avaliaram a resistência à fratura e a qualidade marginal de inlays confeccionados com cerâmica e com compósito, após ciclagem térmica e mecânica. Os resultados demonstraram um melhor desempenho das restaurações cerâmicas, sob os dois parâmetros testados. Além de restituírem a resistência a valores semelhantes aos observados em dentes hígidos, os inlays cerâmicos foram menos afetados pela ciclagem térmica e mecânica. Nas restaurações confeccionadas com compósitos, a qualidade marginal foi drasticamente reduzida pelo protocolo de ciclagem, indicando que a resina composta foi incapaz de estabilizar e impedir a flexão da estrutura dental fragilizada.

Embora a seleção de materiais com características biomecânicas adequadas seja, obviamente, importante, diversos estudos demonstram que a resistência à fratura dos dentes posteriores, está diretamente relacionada à quantidade e qualidade da estrutura dental remanescente — dentes com amplas lesões de cárie ou restaurações extensas, por exemplo, apresentam risco de fratura significativamente mais elevado do que dentes hígidos (REEH et al., 1989a; BURKE, 1992; ELLIS et al., 1999; ST-GEORGES et al., 2003; TORBJORNER e FRANSSON, 2004b; TORBJORNER e FRANSSON, 2004a). CARON et al. (1996), em um estudo *in vitro*, compararam a resistência à fratura de pré-molares com diferentes tipos de preparos, e concluíram que todas as variedades testadas promoveram redução na resistência final, em comparação aos dentes hígidos. Os autores também observaram que os preparos mais conservadores foram acompanhados de fraturas mais facilmente restauráveis, do que as que ocorreram em associação aos preparos mais invasivos.

Em outro estudo, verificou-se que a simples confecção de preparos MOD, reduz a resistência dos dentes em 60% (ST-GEORGES et al., 2003). Com base nesses achados, é possível afirmar que a conservação de estrutura dental é, de fato, um importante fator para o prognóstico biomecânico de uma restauração. Assim, mesmo ao optar pela confecção de restaurações indiretas, é vantajoso lançar mão de resinas compostas, previamente ao preparo cavitário, a fim de preencher retenções e dar suporte à estrutura dental fragilizada, permitindo sua manutenção.

Na prática clínica diária, entretanto, os profissionais freqüentemente optam por restaurações cerâmicas com desenho simplificado, sem a utilização prévia de compósitos. Em tal situação, toda a estrutura dental sem suporte é removida, a fim de estabelecer expulsividade adequada. Embora os possíveis efeitos deletérios dessa abordagem simplificada ainda não sejam perfeitamente conhecidos, há indícios de que ela pode alterar o comportamento biomecânico do conjunto dente-restauração, modificando os padrões de distribuição de forças e, teoricamente, os padrões de fratura (MOSCOVICH et al., 1998).

Dentro de certos limites e sob determinadas condições, é esperado que o aumento de espessura de cerâmica promova o aumento de resistência da restauração (TSAI et al., 1998; HARRINGTON et al., 2003). Isso não significa, evidentemente, que maiores espessuras de cerâmica sempre acarretem maior resistência, conforme demonstrado em um estudo que submeteu à fratura, coroas cerâmicas com 2 e 3 mm de redução oclusal, e não indicou diferença significativa nos valores de resistência (BURKE, 1996).

Além da ausência de evidências científicas mais sólidas, o aumento de espessura das restaurações cerâmicas é limitado, clinicamente, pela necessidade de conservação de estrutura dental, que é, conforme mencionado anteriormente, o fator mais importante para o prognóstico biomecânico de um dente restaurado.

Visto que a estrutura dental é insubstituível e não faz sentido removê-la simplesmente para dar espaço a um material restaurador, a única alternativa lógica para o aumento da espessura de cerâmica, seria a redução ou

não-utilização de um material de preenchimento. Entretanto, há evidências de que a resistência à fratura de dentes restaurados com cerâmicas é dependente do módulo de elasticidade do material de suporte, sendo as restaurações associadas aos materiais com módulo mais elevado acompanhadas de maiores valores de resistência (SCHERRER e DE RIJK, 1993; BANDITMAHAKUN et al., 2006). Esses dados indicam que, além dos benefícios relacionados à conservação de estrutura dental, os materiais de preenchimento podem otimizar a performance biomecânica das restaurações cerâmicas, desde que apresentem propriedades adequadas.

Em outro interessante estudo, MOSCOVICH et al. (1998) avaliaram a resistência à fratura de combinações de resina composta e cerâmica, com diferentes espessuras, e concluíram que os maiores valores de resistência foram encontrados justamente em associação às menores espessuras cerâmicas. De acordo com os autores, isso se explica pela modificação das forças atuantes na interface cerâmica-compósito, quando as espessuras dos materiais são alteradas. Assim, em restaurações mais finas, a superfície interna da cerâmica fica sujeita à tensões predominantemente compressivas, enquanto nas restaurações mais espessas, a mesma região é exposta à tensões de tração, extremamente deletérias à estrutura das cerâmicas — materiais friáveis e com baixa resistência à tração (VAN NOORT, 2004).

A relevância clínica dos estudos citados acima, ainda não está definida. No entanto, os resultados preliminares de um estudo clínico prospectivo, em que dentes amplamente comprometidos — vitais e não-vitais — foram restaurados com coroas cerâmicas, sem a realização prévia de qualquer tipo de preenchimento ou reconstrução, não indicaram quaisquer falhas mecânicas, em um ano de acompanhamento (OTTO, 2004). Em outro estudo clínico, BINDL et al. (2005) avaliaram por até sete anos (55 ± 15 meses), o desempenho de coroas posteriores com desenhos internos distintos, e não detectaram diferença nos índices de sucesso, quando comparadas as coroas tradicionais àquelas com munhão reduzido ou irregular. Uma vez que nas restaurações confeccionadas sobre os preparos reduzidos, a espessura de cerâmica é, inevitavelmente maior,

conclui-se que a espessura aumentada não prejudicou o desempenho biomecânico das restaurações cerâmicas, ao menos para as combinações de materiais testadas.

Não há dúvida de que as cerâmicas apresentam indiscutível potencial biomimético. A chave para o sucesso de uma restauração totalmente cerâmica, entretanto, é sua integração adesiva ao dente (BURKE e WATTS, 1998). De maneira análoga à junção amelo-dentinária, que une a dentina ao esmalte, transmitindo e dissipando as forças a que este é submetido, os agentes cimentantes adesivos provêm suporte à cerâmica, permitindo que o conjunto dente-restauração resista às deformações e tensões transmitidas através do material (VAN NOORT, 2004). De fato, um grande corpo de evidências clínicas e laboratoriais suporta o melhor desempenho das restaurações cerâmicas, quando cimentadas adesivamente (BURKE e WATTS, 1994; BURKE, 1995; MÖRMANN et al., 1998; BURKE et al., 2002; BEHR et al., 2003; PROOS et al., 2003; BINDL et al., 2006).

A importância da cimentação adesiva no desempenho biomecânico das restaurações cerâmicas foi demonstrada experimentalmente por MÖRMANN et al. (1998), que avaliaram a resistência à fratura de coroas CEREC, sob três diferentes condições: não-cimentadas, cimentadas com fosfato de zinco, e cimentadas adesivamente. A cimentação adesiva elevou significativamente os valores de resistência, em relação às demais condições. Em preparos clássicos, por exemplo, a resistência à fratura das restaurações não-cimentadas foi de aproximadamente 745 N; nas coroas cimentadas com fosfato de zinco, esse valor subiu para 1680 N; quando a cimentação foi realizada adesivamente, entretanto, o valor foi elevado à 3132 N — quatro vezes maior que nas coroas não-cimentadas e quase duas vezes superior às coroas cimentadas com fosfato de zinco. Resultados semelhantes foram relatados por BINDL et al. (2006), ao comparar a resistência e o padrão de fratura de restaurações confeccionadas com diferentes materiais cerâmicos, incluindo sistemas de cerâmica reforçada.

Outra evidência de que a cimentação adesiva é, efetivamente, capaz de reforçar a estrutura das cerâmicas, foi apresentada por BINDL e MÖRMANN (2004), ao compararem o desempenho clínico de coroas anteriores fabricadas com dois diferentes sistemas — InCeram Spinell e Vita Mark II. Ao longo dos 5 anos de acompanhamento relatados na pesquisa, as taxas de sucesso foram estatisticamente semelhantes, a despeito da resistência flexural mais elevada do InCeram Spinell (283 MPa) em relação ao Vita Mark II (121 MPa), que, teoricamente, favoreceria o desempenho do InCeram. Os autores atribuem os resultados, aos mecanismos de reforço que a cimentação adesiva apresenta sobre as restaurações, que seriam capazes de compensar pelas diferenças mecânicas inerentes aos materiais.

A principal limitação relacionada às restaurações adesivas é, provavelmente, a dificuldade em estabelecer ligações efetivas e simultâneas entre materiais e tecidos tão distintos — esmalte, dentina, primer, agente adesivo, cimento resinoso, cerâmica. Essa dificuldade foi ilustrada de forma brilhante por GWINNETT (1995), ao comparar a adesão a uma corrente, tão forte quanto o mais fraco de seus elos. Se apenas uma das interações envolvidas não for bem sucedida, não haverá integração biomimética entre o dente e o material restaurador, o que pode significar, em restaurações cerâmicas, que as cargas a que o conjunto dente-restauração é submetido, não mais serão transmitidas e dissipadas pela estrutura dental circundante. Em tal situação, o potencial para ocorrência de falhas mecânicas é imenso.

2.3 RESTAURAÇÃO DE DENTES POSTERIORES TRATADOS ENDODONTICAMENTE

Ao término do tratamento endodôntico, todos os dentes necessitam de algum tipo de restauração. Dependendo da quantidade e qualidade da estrutura dental remanescente, diferentes materiais e técnicas restauradoras podem ser empregados, com variados graus de sucesso e previsibilidade. Em situações mais simples, em que a perda de estrutura dental está restrita à cavidade de acesso endodôntico, é possível alcançar excelentes resultados por meio da aplicação

direta de compósitos. Contudo, quando existe grande perda de estrutura em um dente tratado endodonticamente, seja em virtude de cárie, fraturas, ou restaurações prévias, faz-se necessário o uso de materiais e técnicas capazes de restituir a resistência perdida. Entretanto, antes de discutir as modalidades restauradoras específicas para dentes tratados endodonticamente, é necessário responder a um questionamento: serão os dentes desvitalizados tão diferentes dos dentes vitais, que realmente necessitem de considerações restauradoras especiais?

À primeira vista, a resposta é sim; os dentes desvitalizados são diferentes dos dentes vitais. Inúmeros estudos, além de décadas de observação clínica, indicam que dentes com tratamento endodôntico apresentam risco de fratura mais elevado que dentes vitais. A explicação clássica para esse fenômeno relaciona as fraturas à desidratação e friabilização sofridas pela dentina quando da remoção do tecido pulpar. (BATTISTONE e BURNETT, 1956; HIRSCHFELD e STERN, 1972; HELFER et al., 1972; GUTMANN, 1992; MANNING et al., 1995).

Embora a ocorrência de desidratação já tenha sido demonstrada experimentalmente (BATTISTONE e BURNETT, 1956; HELFER et al., 1972), é improvável que a redução no conteúdo de água da dentina não-vital, em torno de 9%, seja suficiente para explicar a alta incidência de falhas mecânicas em dentes com tratamento endodôntico. De fato, inúmeros autores afirmam que a simples remoção da polpa dental não altera de forma significativa as características biomecânicas da dentina (JOHNSON et al., 1976; ROSS, 1980; SOKOL, 1984; SEDGLEY e MESSER, 1992). Em um desses estudos, foram comparadas a resiliência, resistência ao cisalhamento, resistência à fratura e microdureza de dentes vitais e não-vitais, não tendo sido encontradas diferenças significativas nas três primeiras propriedades, enquanto a microdureza foi reduzida em 3,5% (SEDGLEY e MESSER, 1992). Tal similaridade biomecânica sugere que outros fatores, como a perda de estrutura dental antes e durante o tratamento endodôntico, e o tipo de material restaurador selecionado, podem ser mais críticos para a ocorrência de fraturas dentais, do que a simples presença ou ausência de endodontia (REEH et al., 1989b).

De fato, a literatura recente indica que a quantidade e a qualidade da estrutura dental remanescente são os aspectos realmente determinantes da resistência do dente à fratura (ELLIS et al., 1999; TORBJORNER e FRANSSON, 2004b; TORBJORNER e FRANSSON, 2004a). REEH et al. (1989a), em um estudo in vitro, avaliaram a contribuição de diferentes procedimentos restauradores e endodônticos, no aumento da flexão dental. Os resultados indicam que a endodontia, por si só, é responsável por uma redução de não mais que 5% na rigidez do dente. Para efeito de comparação, um preparo de cavidade MOD diminui a rigidez em mais de 60%, em virtude do envolvimento das cristas marginais, importantes estruturas de reforço. Esses dados sugerem que o tratamento endodôntico não é, necessariamente, o fator determinante da redução de resistência.

No que diz respeito à quantidade e qualidade da estrutura dental em dentes tratados endodonticamente, as características radiculares são tão importantes quanto as características coronárias do remanescente dental. A terapia endodôntica envolve procedimentos de limpeza, modelagem e preparo dos canais, que acarretam aumento do diâmetro do conduto e diminuição da espessura das paredes radiculares, podendo, inclusive, levar à perfuração e fratura radicular (GUTMANN, 1992; MANNING et al., 1995).

Outro aspecto que pode contribuir para a maior ocorrência de fraturas em dentes não-vitais é a redução da resposta proprioceptiva, que acompanha a remoção do tecido pulpar. Devido ao comprometimento dos reflexos neurológicos que normalmente protegem as estruturas dentais e periodontais, os dentes desvitalizados ficam sujeitos a forças até 60% mais elevadas do que as que ocorrem nos dentes vitais (LOEWENSTEIN e RATHKAMP, 1955; SEDGLEY e MESSER, 1992). A redução da capacidade proprioceptiva é especialmente importante quando se considera a possibilidade de ocorrência de acidentes mastigatórios, mencionados anteriormente (ROSEN, 1982).

Feitas essas considerações, conclui-se que os dentes desvitalizados não são tão diferentes dos dentes vitais, ao menos no que tange às suas características

mecânicas intrínsecas. As principais diferenças — e grandes responsáveis pelo comprometimento biomecânico — são a resposta proprioceptiva alterada e, especialmente, a menor quantidade de estrutura dental remanescente.

As conclusões acima justificam a máxima conservação de estrutura dental sadia, ao restaurar dentes desvitalizados. Entretanto, em determinadas circunstâncias, as restaurações parciais podem não ser capazes de proteger a estrutura dental remanescente, de forma que grande parte dos dentes posteriores desvitalizados necessita de restaurações com cobertura total da estrutura coronária ou, ao menos, com a proteção de todas as cúspides (FUZZI e RAPPELLI, 1999; COTERT et al., 2001; MAGNE e BELSER, 2003; YAMADA et al., 2004; FENNIS et al., 2004; NAGASIRI e CHITMONGKOLSUK, 2005). Em tais situações, dependendo do grau de comprometimento coronal, o remanescente pode não ser capaz de reter a restauração, sendo recomendada a adoção de meios acessórios de retenção (FERNANDES e DESSAI, 2001; HEYDECKE et al., 2002; YAMADA et al., 2004; CREUGERS et al., 2005).

Em dentes desvitalizados e amplamente destruídos, a estratégia clássica para prover retenção à restauração, baseia-se na reconstrução da porção coronária ausente com um material artificial, ancorado no interior de um ou mais canais radiculares (HEYDECKE e PETERS, 2002). Durante décadas, os materiais mais utilizados para este fim foram as ligas metálicas, levando à popularização das técnicas de confecção de núcleos metálicos fundidos. Sob uma perspectiva biomimética, no entanto, a substituição da estrutura dental por materiais metálicos não parece uma estratégia coerente, uma vez que as propriedades físicas e mecânicas das ligas são extremamente diferentes das propriedades do esmalte e dentina, o que leva à modificação dos padrões de distribuição de forças no elemento dental (ASSIF et al., 1989; MARTINEZ-INSUA et al., 1998).

Quando um sistema com componentes de rigidez muito diferente é submetido a uma carga, a estrutura mais rígida resiste às forças, sem se deformar, enquanto o componente menos rígido falha, liberando o estresse (FERNANDES e DESSAI, 2001).

Isso explica a alta incidência de fraturas radiculares, em dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos — situação em que quase sempre os dentes são condenados, devido à impossibilidade de confeccionar restaurações adequadas (MARTINEZ-INSUA et al., 1998; TORBJORNER e FRANSSON, 2004a).

Em virtude das limitações citadas, há, atualmente, uma clara tendência favorecendo a utilização de pinos fibro-resinosos associados à núcleos de compósito, em detrimento de pinos metálicos (FERRARI et al., 2000b; FERRARI et al., 2000a; MANNOCCI et al., 2002). Uma vez que o módulo de elasticidade dos materiais à base de fibras é mais próximo ao módulo da dentina, e que a cimentação é realizada adesivamente, os pinos fibro-resinosos são capazes de dissipar parte das tensões a que o dente é submetido, minimizando o risco de ocorrência de fraturas radiculares (DRUMMOND, 2000; FERRARI et al., 2000b; FERRARI et al., 2000a; MANNOCCI et al., 2002).

É interessante ressaltar que, no que tange à rigidez, não são apenas as ligas metálicas que apresentam valores excessivos, conforme demonstrado por MACCARI et al. (2003), ao compararem a resistência final de dentes tratados endodonticamente e restaurados com três diferentes sistemas de pinos pré-fabricados — um pino cerâmico, um pino de fibra de vidro, e um pino de fibra de carbono recoberto por quartzo. Os resultados demonstraram que os dentes restaurados com pinos cerâmicos — mais rígidos que os fibro-resinosos — apresentaram resistência à fratura significativamente inferior, e padrão de fratura consideravelmente mais desfavorável, que os dentes restaurados com materiais à base de fibras.

Apesar do desenvolvimento de novos e melhores materiais, o papel desempenhado pelos pinos na reabilitação biomecânica dos dentes desvitalizados é questionável. Embora por muitos anos, tenha se considerado que os pinos eram necessários para reforçar a estrutura dental comprometida, atualmente aceita-se que seu papel é limitado a auxiliar na retenção do material de preenchimento (FERRARI et al., 2000b; FERRARI et al., 2000a; MANNOCCI et al., 2002; NAGASIRI e

CHITMONGKOLSUK, 2005; KREJCI et al., 2003). Essa constatação, associada à evolução dos sistemas adesivos e resinas compostas, fez com que se passasse a confeccionar núcleos em que a retenção do material de preenchimento é totalmente mediada pela hibridização dos tecidos dentais, sem qualquer artifício macromecânico adicional.

Dentre as inúmeras classes de materiais disponíveis para confecção de núcleos diretos, as resinas compostas apresentam a melhor combinação de propriedades mecânicas e características de manipulação (COMBE et al., 1999; IBBETSON, 2002). Além disso, conforme já discutido anteriormente, há indícios de que a associação de resinas compostas e cerâmicas proporciona benefícios biomecânicos ao conjunto dente-restauração (SCHERRER e DE RIJK, 1993; MOSCOVICH et al., 1998).

Além das vantagens relacionadas à simplificação dos procedimentos operatórios, o grande benefício relacionado à não utilização de pinos é a conservação de estrutura dental radicular. Mesmo com os materiais e técnicas mais conservadores, o desgaste de estrutura dental sadia durante o preparo de um dente para inserção de um pino é praticamente inevitável (MANNING et al., 1995).

Outra possibilidade, especialmente quando se planeja uma restauração totalmente cerâmica, é abrir mão da utilização prévia de pinos e materiais de preenchimento, substituindo toda a estrutura dental perdida pelo material restaurador da coroa. Nesse tipo de restauração, comumente descrita na literatura como “endocrown”, a coroa apresenta uma projeção interna, de forma a preencher todo o espaço da câmara pulpar (BINDL e MÖRMANN, 1999; BURKE e CROOKS, 1999). A grande vantagem dessa abordagem, em relação às citadas anteriormente, é a simplificação dos procedimentos operatórios.

Um dos raros estudos *in vitro* que avaliou o desempenho mecânico de restaurações tipo endocrown, foi conduzido por MÖRMANN et al. (1998), que compararam a resistência à fratura de coroas CEREC com diferentes desenhos de preparo. Os resultados demonstraram que, em relação às coroas fabricadas sobre preparos clássicos, as endocrowns mostraram maiores valores de resistência à

fratura, levando os autores a concluir que o aumento de espessura da cerâmica é benéfico para a restauração, ao menos no que tange ao desempenho mecânico. Vale lembrar, entretanto, que outros estudos, já discutidos, não observaram tal relação (BURKE, 1996; MOSCOVICH et al., 1998).

A despeito da controvérsia acerca da relação entre resistência e espessura, o fato é que as endocrowns apresentam elevadas taxas de sucesso clínico (BINDL e MÖRMANN, 1999; OTTO, 2004; BINDL e MÖRMANN, 2004). Nos resultados preliminares de uma avaliação clínica em curso, não foram observadas quaisquer falhas mecânicas, em um ano de acompanhamento (OTTO, 2004).

Em outro estudo, BINDL et al. (2005) acompanharam por até 7 anos (55 ± 15 meses), o desempenho de coroas confeccionadas em preparos com retenção macromecânica reduzida, sendo os dentes não-vitais restaurados por meio de endocrowns. Os resultados demonstram que a taxa de sucesso em dentes restaurados com endocrowns é maior em molares (87,1%) do que em pré-molares (68,8%) — fato que provavelmente se deve à maior área da câmara pulpar e à maior base de apoio das restaurações confeccionadas em molares. Também se observou que o índice de sucesso em molares foi semelhante ao atingido com as demais modalidades de preparo avaliadas (94,6% em preparos clássicos, 92,1% em preparos reduzidos), porém, em pré-molares as endocrowns apresentaram taxa de sucesso significativamente inferior às outras modalidades (94,6% em preparos clássicos, 92,1% em preparos reduzidos).

Apesar das elevadas taxas de sucesso relatadas acima, as restaurações tipo endocrown não desfrutam de tanta popularidade, quando comparadas às restaurações envolvendo pino e/ou núcleo.

2.4 O SISTEMA CEREC

Atualmente em sua terceira geração, o sistema CEREC é um dos mais populares representantes das tecnologias de CAD/CAM na odontologia. Embora a primeira

geração do sistema fosse limitada à confecção de inlays e onlays, a evolução do hardware e software permitiram que as indicações fossem estendidas à facetas e coroas parciais e totais, além de subestruturas para coroas e pontes.

A confecção de uma restauração cerâmica pelo método CEREC inicia com a obtenção de imagens bidimensionais do preparo, por meio de um processo conhecido como moldagem óptica. Uma vez capturadas, as imagens são interpretadas por um software, permitindo a criação de um modelo tridimensional virtual, sobre o qual a restauração é desenhada. Na seqüência, os dados são enviados a uma unidade de usinagem, na qual a restauração é produzida, por meio da redução de blocos cerâmicos pré-fabricados (PALIN e BURKE, 2005).

Há, atualmente, inúmeras opções de blocos cerâmicos disponíveis no mercado, atendendo às diversas indicações do sistema CEREC. Para coroas totais em dentes posteriores, os dois materiais mais populares são o Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Alemanha) e o ProCAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), embora este tenha sido substituído, recentemente, pelo EmpressCAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). O material dos blocos Vita Mark II é uma porcelana feldspática, com estrutura homogênea e partículas de aproximadamente 4 μm , enquanto os blocos ProCAD são formados por uma cerâmica reforçada por leucita, estruturalmente semelhante ao IPS Empress (FASBINDER, 2002). De acordo com dados fornecidos pelos fabricantes, a resistência flexural do ProCAD (200 MPa) é superior à resistência do Vita Mark II (140 MPa), porém o módulo de elasticidade é praticamente o mesmo — 65 GPa para o ProCAD e 63 GPa para o Vita Mark II (ATTIA e KERN, 2004).

A despeito das diferenças químicas e estruturais, o desempenho clínico dos dois materiais CEREC é bastante semelhante, de acordo com ATTIA e KERN (2004), indicando que não existe uma relação direta entre as propriedades do material e o desempenho clínico. Os autores avaliaram a resistência à fratura de dentes restaurados com três diferentes sistemas de coroas cerâmicas — CEREC Vita Mark II, CEREC ProCAD, e Duceram-LFC, uma cerâmica de baixa fusão. Os valores de resistência à fratura de ambas as coroas CEREC (ProCAD e Vita Mark II), foram

estatisticamente semelhantes entre si e aos dentes hígidos, e superiores aos obtidos nas restaurações produzidas com cerâmica de baixa fusão.

Os resultados acima, contrastam com os relatados por CHEN et al. (1999) em um interessante estudo, que avaliou a influência de diferentes variáveis sobre a resistência à fratura de coroas cerâmicas produzidas com três diferentes materiais — CEREC ProCAD, CEREC Vita Mark II, e IPS Empress. Dentre as conclusões mais importantes do estudo, podemos destacar:

- *As coroas confeccionadas com ProCAD apresentaram maior resistência à fratura do que as coroas fabricadas com Vita Mark II;*
- *As coroas IPS Empress demonstraram menor resistência à fadiga e maior probabilidade de falha do que as coroas ProCAD;*
- *As propriedades mecânicas do IPS Empress são tão dependentes das variáveis de processamento, que restaurações confeccionadas por dois laboratórios distintos apresentaram valores de resistência à fratura significativamente diferentes;*
- *A ciclagem mecânica reduziu de forma significativa a resistência à fratura de todos os materiais, porém esse efeito foi menos pronunciado nas restaurações CEREC do que nas coroas IPS Empress, em virtude, provavelmente, da estrutura mais homogênea dos blocos pré-fabricados.*

Esses dados revelam uma das mais importantes vantagens das restaurações cerâmicas fabricadas pelo método CEREC: a transferência da crítica etapa de processamento da cerâmica e, conseqüentemente, da responsabilidade por seu controle estrutural, do laboratório de prótese para o fabricante do material (KELLY et al., 1996). Enquanto em uma restauração cerâmica produzida de forma convencional, as características estruturais são dependentes da habilidade e diligência do técnico de laboratório, nos blocos pré-fabricados a cerâmica sempre apresenta alta qualidade e homogeneidade, características que, teoricamente, acarretam melhor desempenho mecânico (BARAN et al., 2001).

Embora as características intrínsecas do material sejam importantes para seu desempenho mecânico, as falhas observadas clinicamente, em associação à restaurações cerâmicas, são, na maioria das vezes, relacionadas à propagação de

trincas superficiais. Assim, uma etapa crítica para melhorar o desempenho biomecânico de restaurações produzidas pelo sistema CEREC, é o polimento superficial. Uma vez que a usinagem é decorrente da ação abrasiva de pontas diamantadas com partículas de 64 μm (PALIN e BURKE, 2005), ao término do processo a superfície cerâmica sempre apresenta uma certa rugosidade. Felizmente, as partículas finas dos materiais cerâmicos disponíveis atualmente, permitem que o polimento das restaurações seja realizado apenas com o uso de pontas, discos e pastas específicas (POTICNY, 2004).

Alternativamente, é possível substituir o polimento manual pelo glazeamento. Esse procedimento, embora exija equipamentos e materiais adicionais, tem o potencial de melhorar o desempenho mecânico das restaurações, de acordo com o estudo de CHEN et al. (1999), discutido anteriormente. Na comparação de coroas CEREC ProCAD, glazeadas e polidas, os resultados indicaram maior resistência à fratura e à fadiga quando as restaurações foram glazeadas, embora as diferenças somente tenham sido estatisticamente significantes quando os testes foram precedidos de ciclagem mecânica. Uma vez que a ciclagem simula, com relativa eficiência, os mecanismos de fadiga que as restaurações sofrem clinicamente, é possível que restaurações CEREC glazeadas apresentem melhor desempenho clínico do que restaurações polidas manualmente, porém não há evidências suficientes para confirmar essa hipótese, ao menos no que tange às restaurações CEREC confeccionadas com os materiais ProCAD e Vita Mark II.

A realidade é que, graças às excelentes características dos materiais e ao invejável desempenho mecânico, as restaurações CEREC desfrutam de elevadas taxas de sucesso clínico, em suas diversas aplicações (MARTIN e JEDYNAKIEWICZ, 1999; OTTO e DE NISCO, 2002; OTTO, 2004; SJOGREN et al., 2004; BINDL e MÖRMANN, 2004; BINDL et al., 2005). Em uma avaliação clínica prospectiva, com 10 anos de acompanhamento, o índice de sucesso foi igual a 90,4%, para restaurações tipo inlay e onlay (OTTO e DE NISCO, 2002). Em uma avaliação conduzida por outros pesquisadores, 89% dos inlays continuavam satisfatórios após 10 anos (SJOGREN et al., 2004).

O desempenho clínico de coroas confeccionadas pelo método CEREC também é excelente, embora não existam avaliações longitudinais com tempo de acompanhamento comparável às avaliações de inlays e onlays, citadas anteriormente. BINDL e MÖRMANN (2004), em um estudo clínico prospectivo, acompanharam por cinco anos o desempenho de coroas anteriores confeccionadas pelo método CEREC, observando taxas de sucesso superiores a 90%, em ambos os materiais avaliados (91,7% com CEREC InCeram Spinell e 94,4% com CEREC Vita Mark II). No segmento posterior, pelo menos dois estudos também relatam taxas de sucesso próximas a 90% (OTTO, 2004; BINDL et al., 2005). No estudo de OTTO (2004), todas as restaurações foram confeccionadas em dentes — vitais e não-vitais — desprovidos de retenção macromecânica. Após um ano de acompanhamento, não foram observadas quaisquer falhas mecânicas ou perda de restaurações por problemas adesivos. Um detalhe interessante é que nenhuma das restaurações avaliadas foi glazeada — todas foram polidas manualmente, após a cimentação.

A performance de coroas CEREC em preparos com retenção macromecânica reduzida, também foi avaliada por BINDL et al. (2005), que observaram, em até sete anos de avaliação (55 ± 15 meses), taxas de sucesso próximas a 90% em restaurações de molares. O desempenho das coroas cimentadas em pré-molares, diferentemente, foi dependente da modalidade de preparo — preparos tipo endo foram acompanhados de taxas de sucesso inferiores a 70%, enquanto preparos convencionais apresentaram 97% de sucesso. Entretanto, tão ou mais importante que o percentual de sucesso, é o padrão de ocorrência das falhas. Nesse estudo, a maioria das falhas envolveu a fratura da restauração em dois fragmentos, um dos quais geralmente permaneceu aderido ao remanescente dental. Outra falha observada com relativa freqüência foi a fratura vertical da restauração, associada à fratura radicular — situação em que o dente é, geralmente, condenado. Um terceiro tipo de falha, observado especialmente em restaurações tipo endocrown, foi o completo deslocamento da restauração, em virtude de falha adesiva na interface cimento-dentina.

3. PROPOSIÇÃO

Este estudo *in vitro* tem por objetivo comparar a resistência à fratura de dentes posteriores desvitalizados e restaurados por meio de três abordagens restauradoras distintas:

- *Núcleo de resina composta + Coroa cerâmica ProCAD;*
- *Pino fibro-resinoso + Núcleo de resina composta + Coroa cerâmica ProCAD;*
- *Endocrown cerâmica ProCAD.*

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 OBTENÇÃO, SELEÇÃO E ARMAZENAMENTO DOS DENTES

Para a presente pesquisa, foram selecionados quarenta terceiros molares humanos hígidos, obtidos por doação através de termo de consentimento livre e esclarecido (anexo A), após a aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (anexo B), da Universidade Federal de Santa Catarina (nº 378/05).

Para minimizar a variação nas dimensões da câmara pulpar e canais radiculares, apenas dentes com formação radicular completa foram selecionados. Após a extração, realizada por motivos alheios à pesquisa, os dentes foram limpos e armazenados em água a 4°C, por período não superior a 60 dias até o início dos procedimentos laboratoriais (FIG. 1).

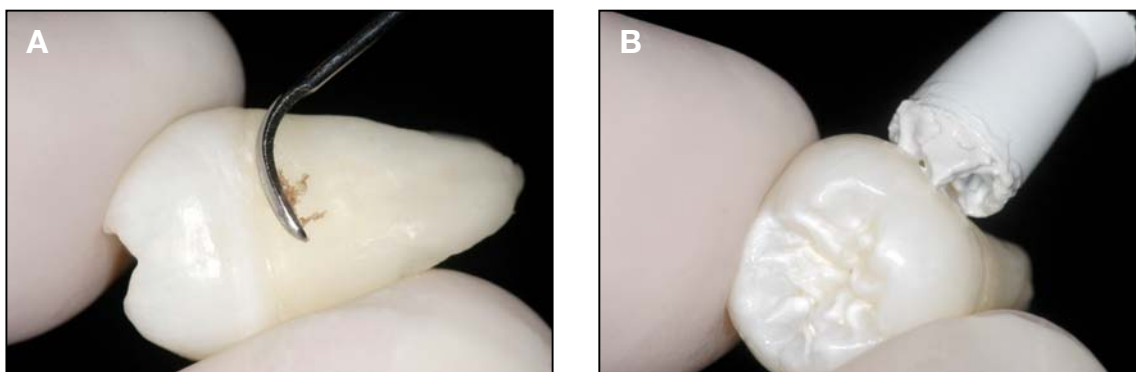


Figura 1: Limpeza dos dentes com cureta periodontal (A) e taça de borracha com pasta abrasiva (B).

Todos os dentes foram inspecionados com lupa estereoscópica Zeiss 475200-9901 (Carl Zeiss, Alemanha) em aumento de 10x, para permitir a identificação e o descarte de todos aqueles que apresentassem trincas e outras alterações estruturais. Também foi realizada mensuração das dimensões vestibulo-lingual e méso-distal de cada um dos dentes, por meio de um paquímetro digital Digimess

100.174BL (Digimess Ltda., China). Essa mensuração permitiu a eliminação de dentes com dimensões discrepantes em relação aos demais, seguida por sua substituição por outros com dimensões semelhantes (FIG. 2).

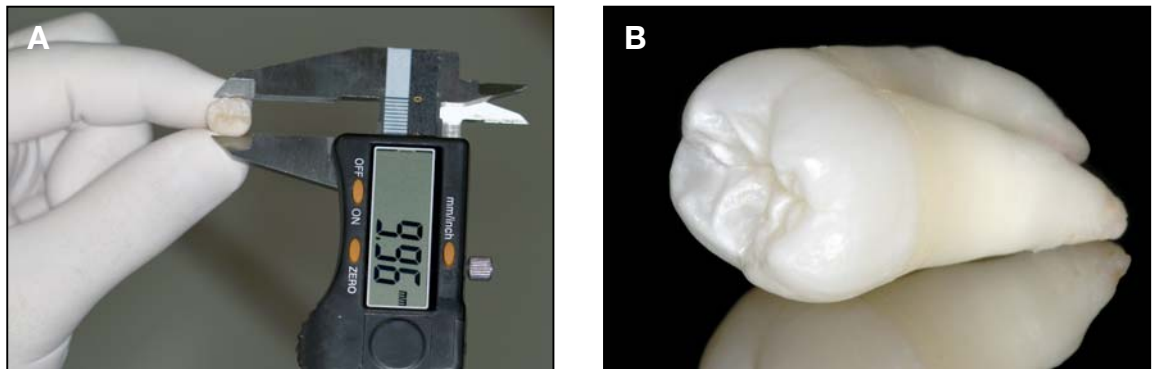


Figura 2: Mensuração vestibulo-lingual (A) e aspecto de um dos dentes selecionados (B).

4.2 INCLUSÃO DOS DENTES E DIVISÃO DOS GRUPOS

Para facilitar a manipulação e realização dos procedimentos experimentais, os dentes foram individualmente fixados em anéis de PVC (Tigre S.A., Brasil) com 17 mm de diâmetro interno e 20 mm de altura. Cada anel foi preenchido com resina acrílica auto-polimerizável (Jet Clássico, Brasil) e os dentes foram incluídos até a distância de 2 mm aquém do limite amelo-cementário, antes da polimerização da resina acrílica. 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.

Após a polimerização da resina acrílica, os espécimes foram aleatoriamente distribuídos em quatro grupos (n=10), de forma a contemplar as três estratégias restauradoras testadas e permitir um grupo controle, no qual não foi realizado qualquer tipo de preparo ou restauração (FIG. 3).

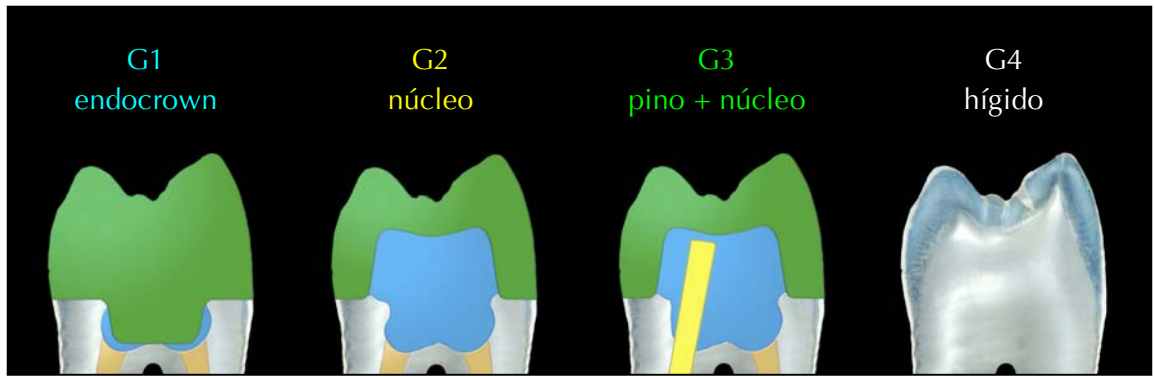


Figura 3: Representação esquemática dos grupos experimentais.

Realizada a divisão dos grupos, os dentes passaram a ser armazenados em soro fisiológico, a uma temperatura de 37 °C, a fim de simular o ambiente úmido e a temperatura da cavidade bucal. Essa condição de armazenamento continuou sendo utilizada durante toda a fase laboratorial da pesquisa.

4.3 PREPARO INICIAL E ENDODONTIA

Nos grupos experimentais, o preparo dos espécimes iniciou pela remoção da porção coronária com um disco diamantado dupla face (Buehler, EUA), com 102 mm de diâmetro e 0,3 mm de espessura. O disco foi montado em uma máquina de cortes ISOMET 1000 (Buehler, EUA) e utilizado em velocidade de 250 RPM, sob refrigeração com água. Os cortes foram executados de forma perpendicular ao longo eixo do dente, cerca de 3 mm aquém da junção amelo-cementária, de forma a separar cada dente em uma porção coronária e uma porção radicular presa ao cilindro de PVC.

Realizado o corte, a porção coronária do dente foi descartada e a porção radicular foi submetida a tratamento endodôntico. Após a abertura da câmara pulpar, os condutos foram modelados por meio de instrumentação manual com limas K-Flexofile (Dentsply Maillefer, EUA). Entre as trocas de limas, os condutos

foram abundantemente irrigados com solução de hipoclorito de sódio a 1% (Biodinâmica, Brasil), a fim de remover resíduos provenientes da instrumentação. Realizados os procedimentos de modelagem, os condutos foram secados com pontas de papel absorvente (Dentsply Maillefer, EUA) e uma cânula de sucção, e os canais foram obturados com cones de guta-percha (Dentsply Maillefer, EUA) e cimento de óxido de zinco e eugenol Endofill (Herpo Dentsply, Brasil), pela técnica de condensação lateral (FIG. 4).

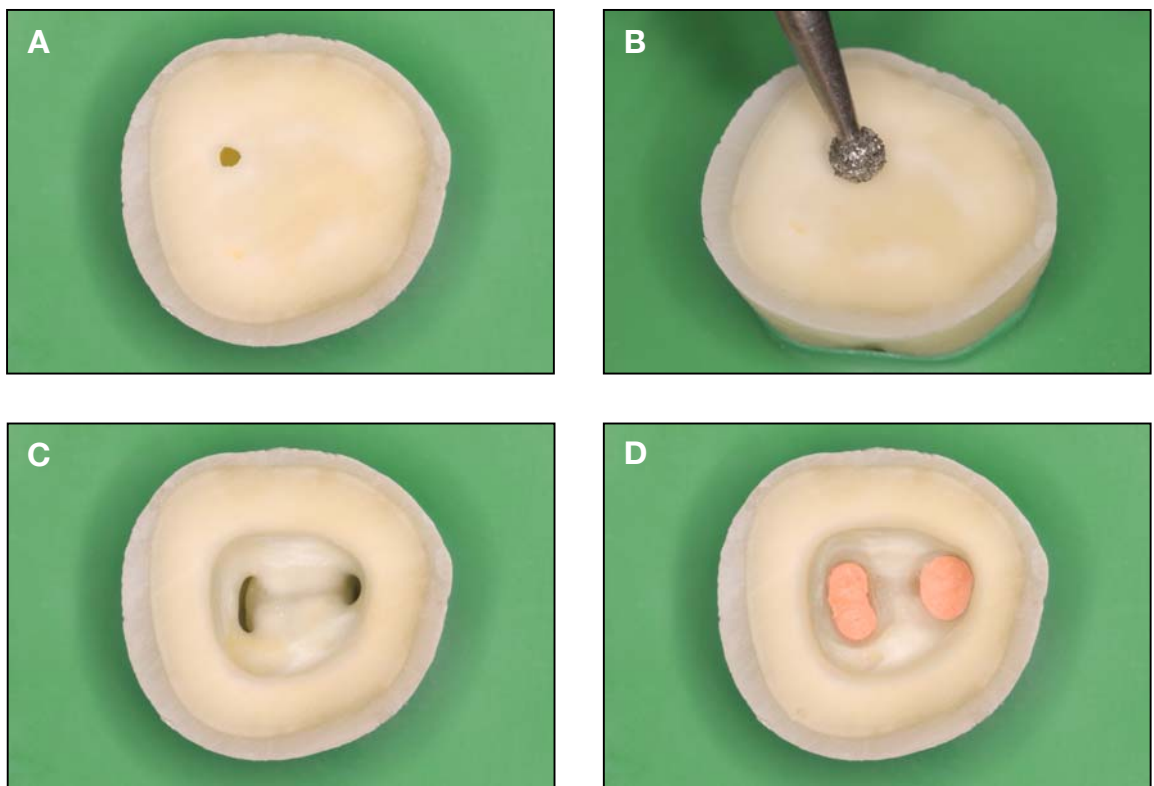


Figura 4: Imediatamente após a remoção do tampão oclusal (A), uma ponta diamantada esférica foi empregada para desgastar o teto da câmara pulpar (B e C), de forma a oferecer acesso para instrumentação e obturação dos canais (D).

Concluída a terapia endodôntica, os dentes foram selados com cimento restaurador temporário Cimpat (Septodont, França) e novamente armazenados em soro fisiológico, por um período mínimo de 3 dias, para obtenção de presa total do material obturador.

4.4 CONFEÇÃO DOS PREPAROS

Após a remoção do cimento restaurador temporário, foram realizados os procedimentos de preparo, por meio de uma combinação de preenchimento com compósitos e desgaste com instrumentos diamantados. Essa etapa teve por objetivo eliminar retenções e padronizar as características geométricas dos preparos, conforme descrito no quadro abaixo:

GRUPO	DESCRIÇÃO
G1	Os dentes foram preparados para restaurações tipo “endocrown”, com preenchimento da câmara pulpar pela própria porcelana da coroa. A utilização de compósitos previamente ao preparo foi limitada ao preenchimento de retenções existentes no remanescente.
G2	Os dentes receberam coroas de porcelana com desenho convencional. Previamente ao preparo, o remanescente dental foi inteiramente reconstruído com compósitos.
G3	Assim como no grupo 2, os dentes receberam coroas de porcelana com desenho tradicional. Entretanto, previamente ao preenchimento e reconstrução do remanescente, foi cimentado um pino de fibra de vidro em um dos canais.

4.4.1 GRUPO 1: ENDOCROWN (G1)

Previamente ao preparo propriamente dito, foi realizado o preenchimento de áreas retentivas e o selamento da embocadura dos condutos (FIG. 5).

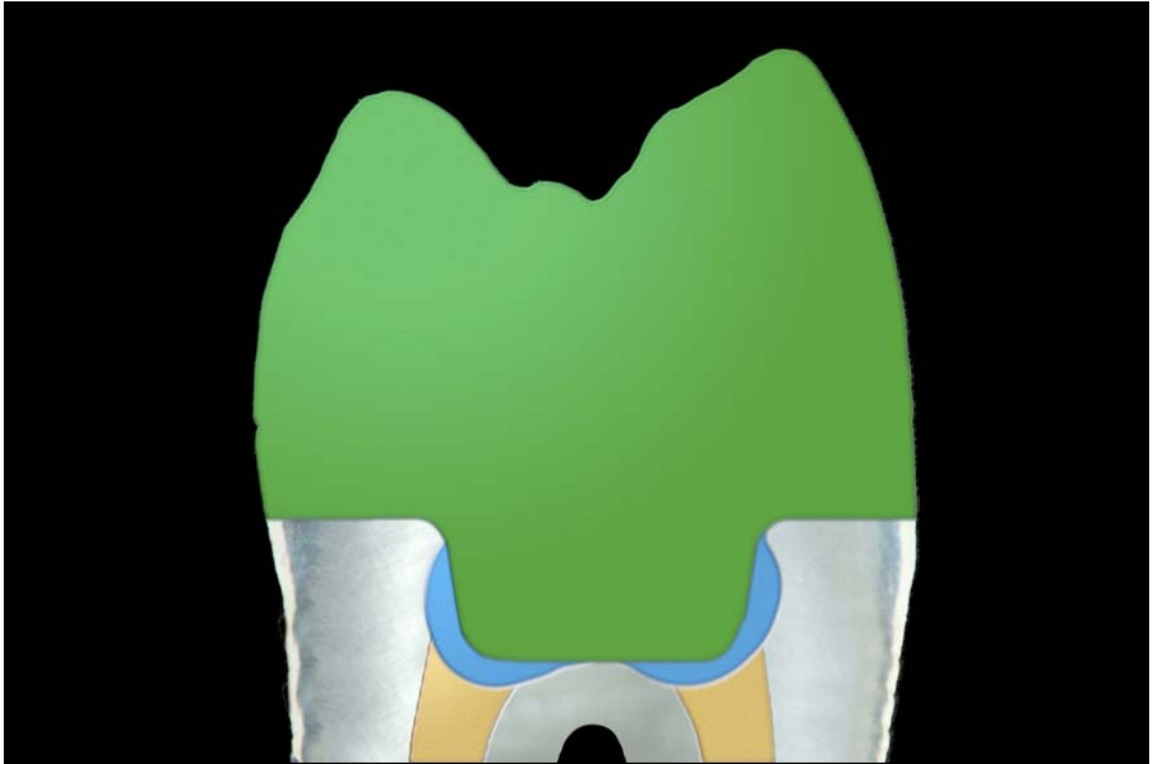


Figura 5: Representação esquemática de uma restauração tipo endocrown, em que fica evidente o grande volume de cerâmica e a presença de compósito na embocadura dos condutos.

Para a realização do preenchimento, as paredes dentinárias foram condicionadas por 15 segundos com gel de ácido fosfórico a 37% Total Etch (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Após o condicionamento, a superfície foi lavada com água e mantida úmida por meio de secagem com bolinhas de algodão e jatos de ar. Em seguida, duas camadas do agente adesivo Excite (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foram aplicadas com um pincel descartável Microbrush (Microbrush, EUA) e a superfície foi fotoativada (FIG. 6).

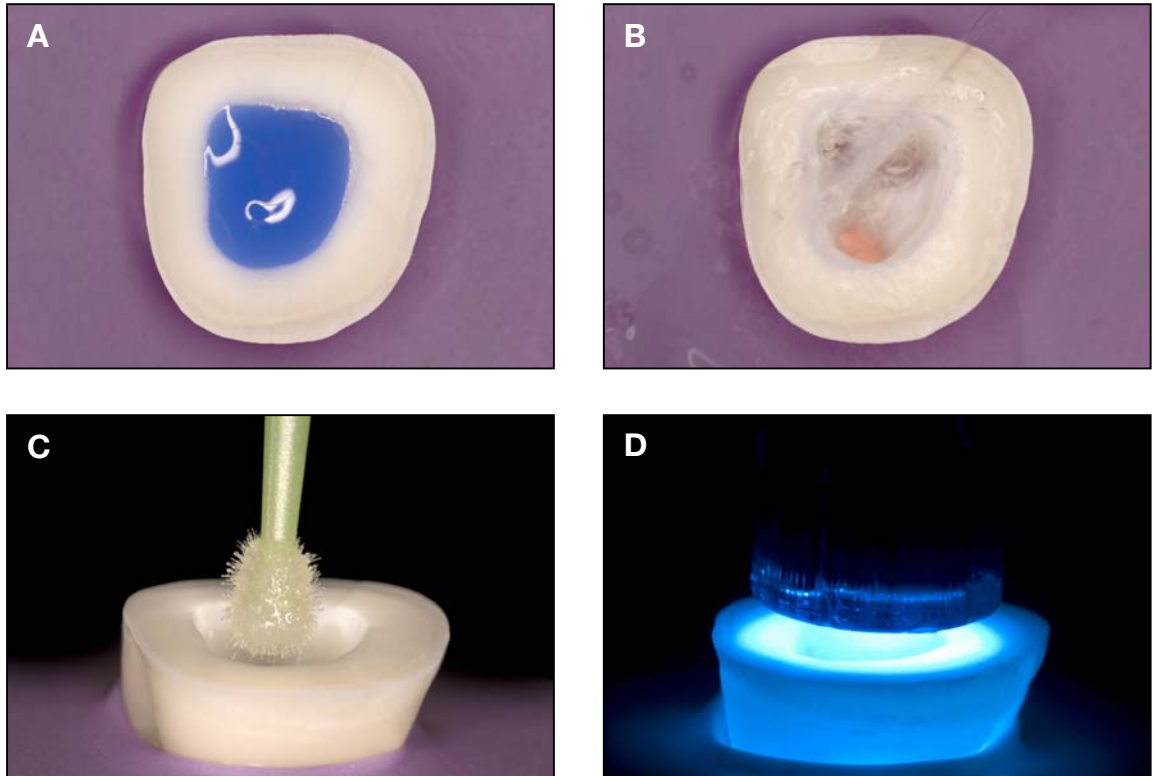


Figura 6: Seqüência dos procedimentos adesivos realizados previamente à aplicação do compósito: aplicação do ácido fosfórico (A); lavagem (B); aplicação do adesivo (C); fotoativação da superfície por 30 segundos (D).

Imediatamente após os procedimentos adesivos, pequenos incrementos do compósito Tetric Ceram A2 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foram aplicados, a fim de bloquear as retenções existentes e padronizar a profundidade da cavidade. Cada incremento foi fotoativado por 20 segundos por meio de um aparelho fotopolimerizador V.I.P. (Bisco, EUA), calibrado em 600 mW/cm^2 (FIG. 7).

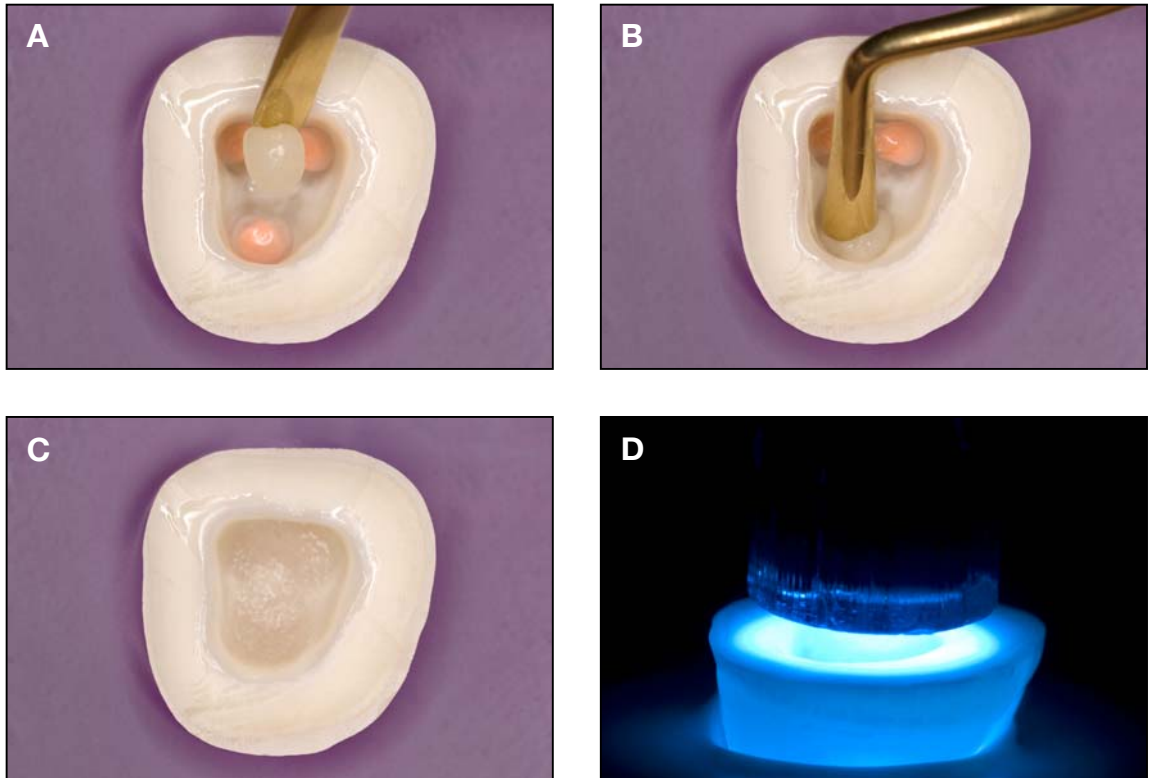


Figura 7: Adaptação do compósito ao assoalho da câmara pulpar (A e B), a fim de bloquear as áreas retentivas e as embocaduras dos condutos (C). Na seqüência, o compósito foi fotoativado por 20 segundos (D).

Os preparos foram confeccionados imediatamente após o preenchimento, com um kit de pontas diamantadas específicas para restaurações cerâmicas em dentes posteriores (KG Sorensen, Brasil). Este kit é composto por pontas com diferentes formatos e graus de abrasividade — média, fina, extra-fina (FIG. 8). Cada kit foi empregado em cinco preparos sendo, então, substituído.

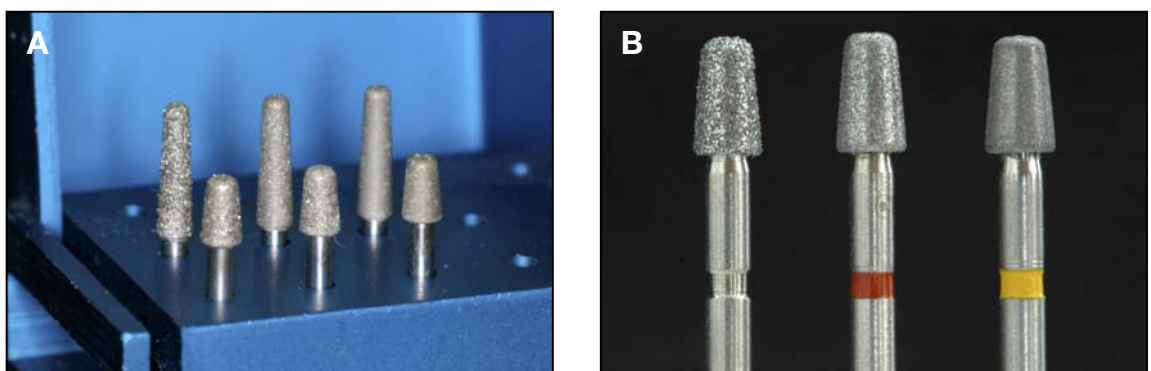


Figura 8: Pontas diamantadas utilizadas (A) e suas diferentes abrasividades (B).

Os procedimentos de preparo foram realizados sob refrigeração constante, com as pontas diamantadas de granulação média, em alta-rotação. A partir do momento em que o preparo apresentava características satisfatórias, no que tange ao grau de desgaste e expulsividade, foram empregadas as pontas de granulação fina e extra-fina. Na seqüência, os preparos foram polidos com borrachas abrasivas Astropol (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), empregadas em ordem decrescente de abrasividade (FIG. 9).

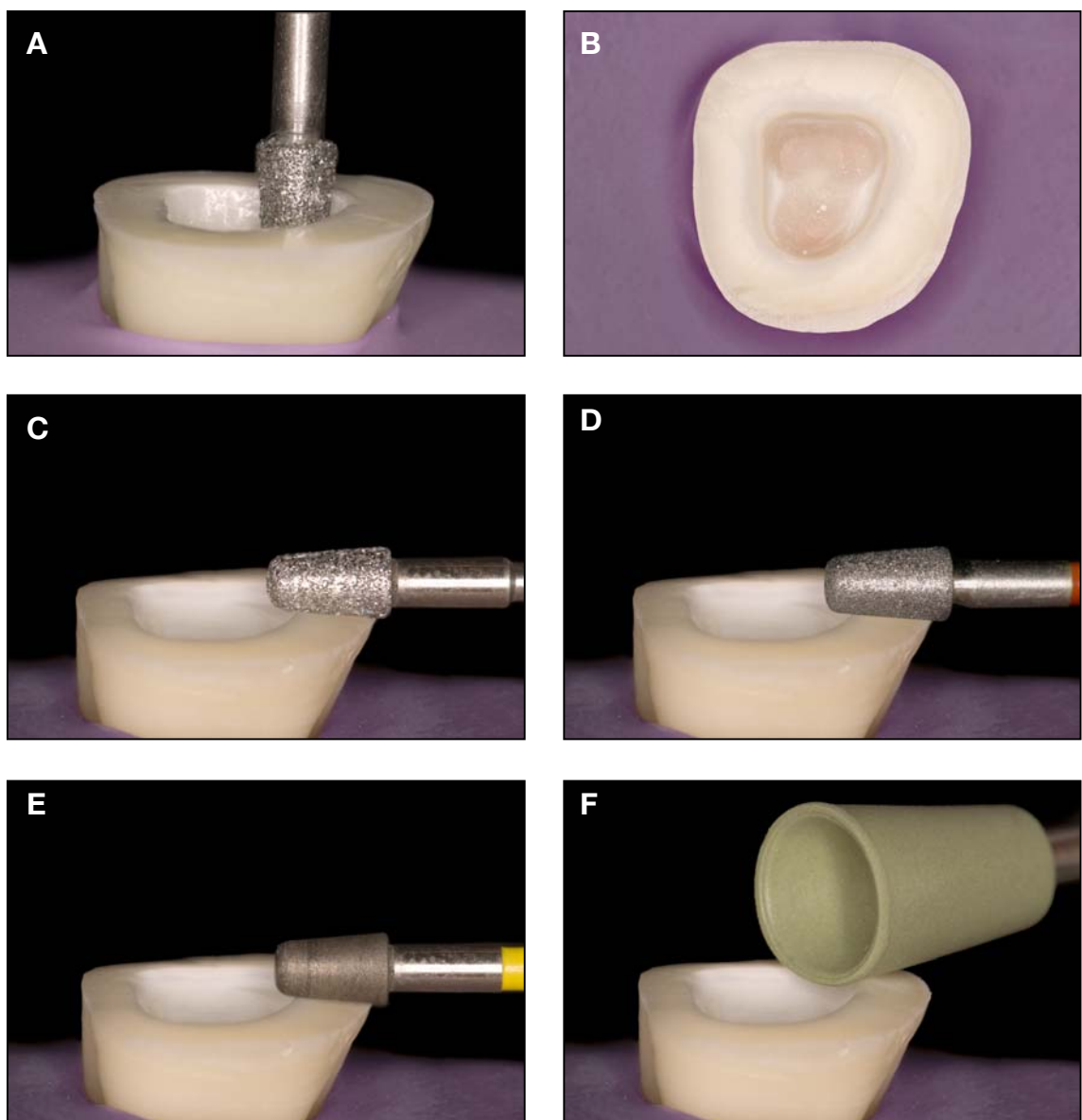


Figura 9: Procedimentos de preparo para restaurações tipo endocrown. Os objetivos básicos, nessa etapa, foram a padronização da profundidade da câmara pulpar e a definição de expulsividade (A e B). Feito isso, os preparos foram acabados e polidos com pontas diamantadas, empregadas em ordem decrescente de abrasividade (C, D, E). A seguir, os preparos foram polidos com borrachas abrasivas (F).

As características finais do preparo são demonstradas abaixo (FIG. 10).

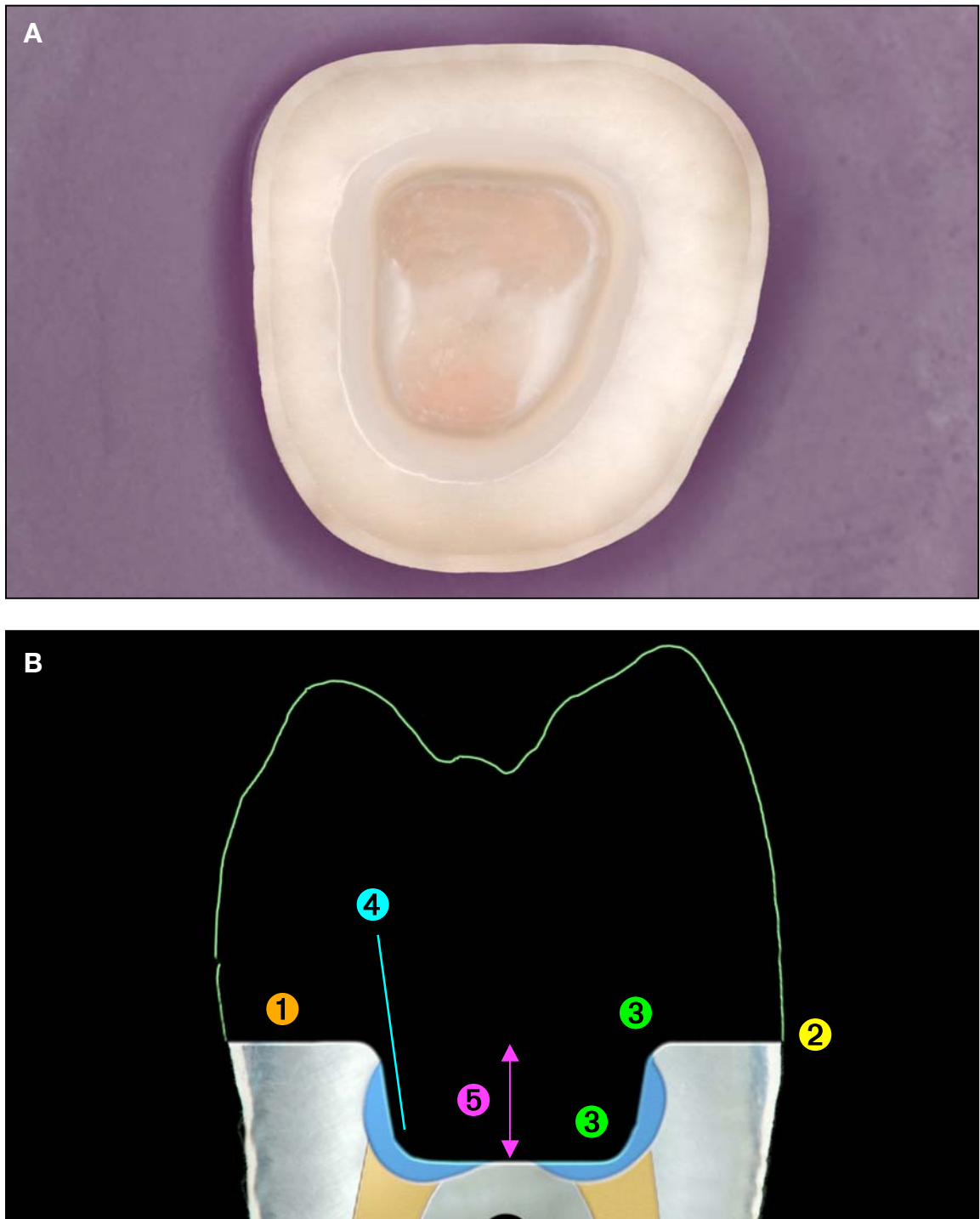


Figura 10: Vista oclusal do preparo concluído (A) e representação esquemática de suas características (B): ① margens planas e localizadas em esmalte; ② ângulo cavo-superficial em aproximadamente 90° com a superfície externa; ③ ângulos internos arredondados; ④ expulsividade de aproximadamente 8-10°; ⑤ 3 mm de profundidade, da margem ao assoalho da câmara pulpar. A espessura do término foi variável, em função das dimensões da câmara pulpar.

4.4.2 GRUPO 2: NÚCLEO + COROA (G2)

Os dentes foram parcialmente reconstruídos com resina composta, a fim de permitir a confecção de preparos para coroas totais (FIG. 11).

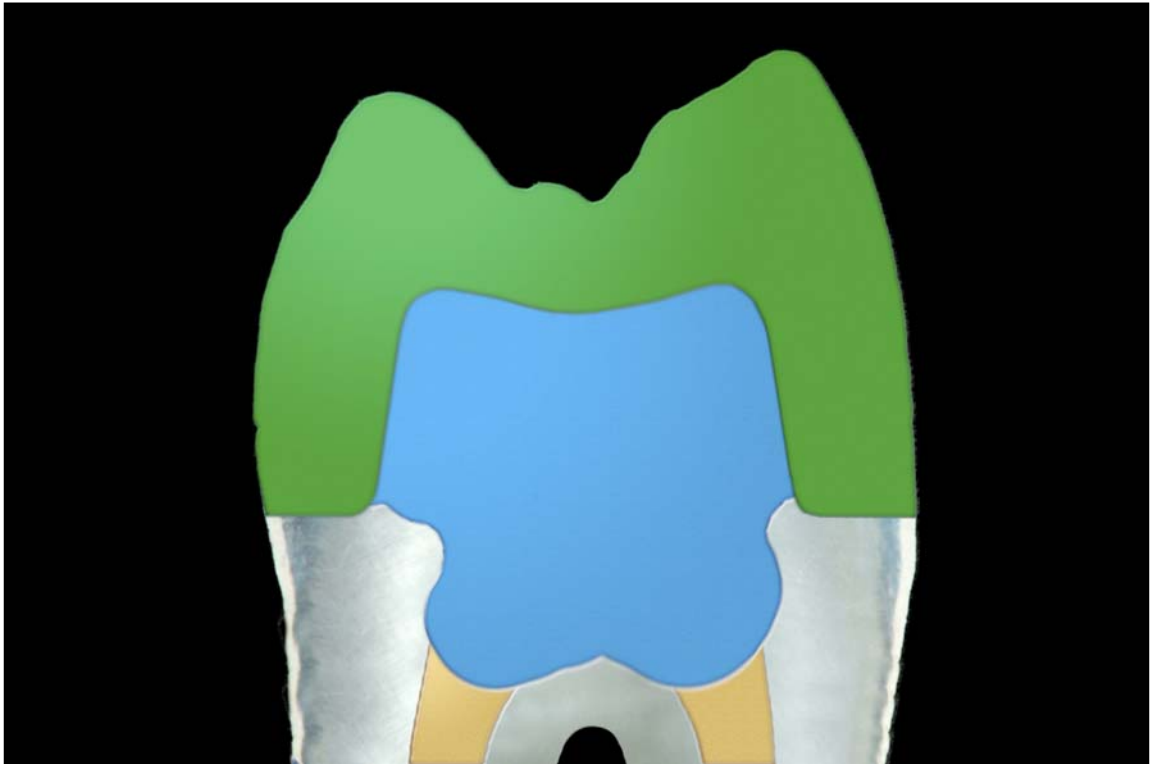


Figura 11: Vista esquemática de uma coroa confeccionada sobre um núcleo de compósito, evidenciando o grande volume de resina composta empregada em substituição à dentina.

Para a realização do preenchimento, a superfície dentinária foi submetida aos mesmos procedimentos adesivos descritos no grupo 1. Na seqüência, pequenos incrementos de compósito foram aplicados e individualmente fotoativados por 20 segundos, até que a porção coronária do núcleo apresentasse aproximadamente 5 mm de altura (FIG. 12).

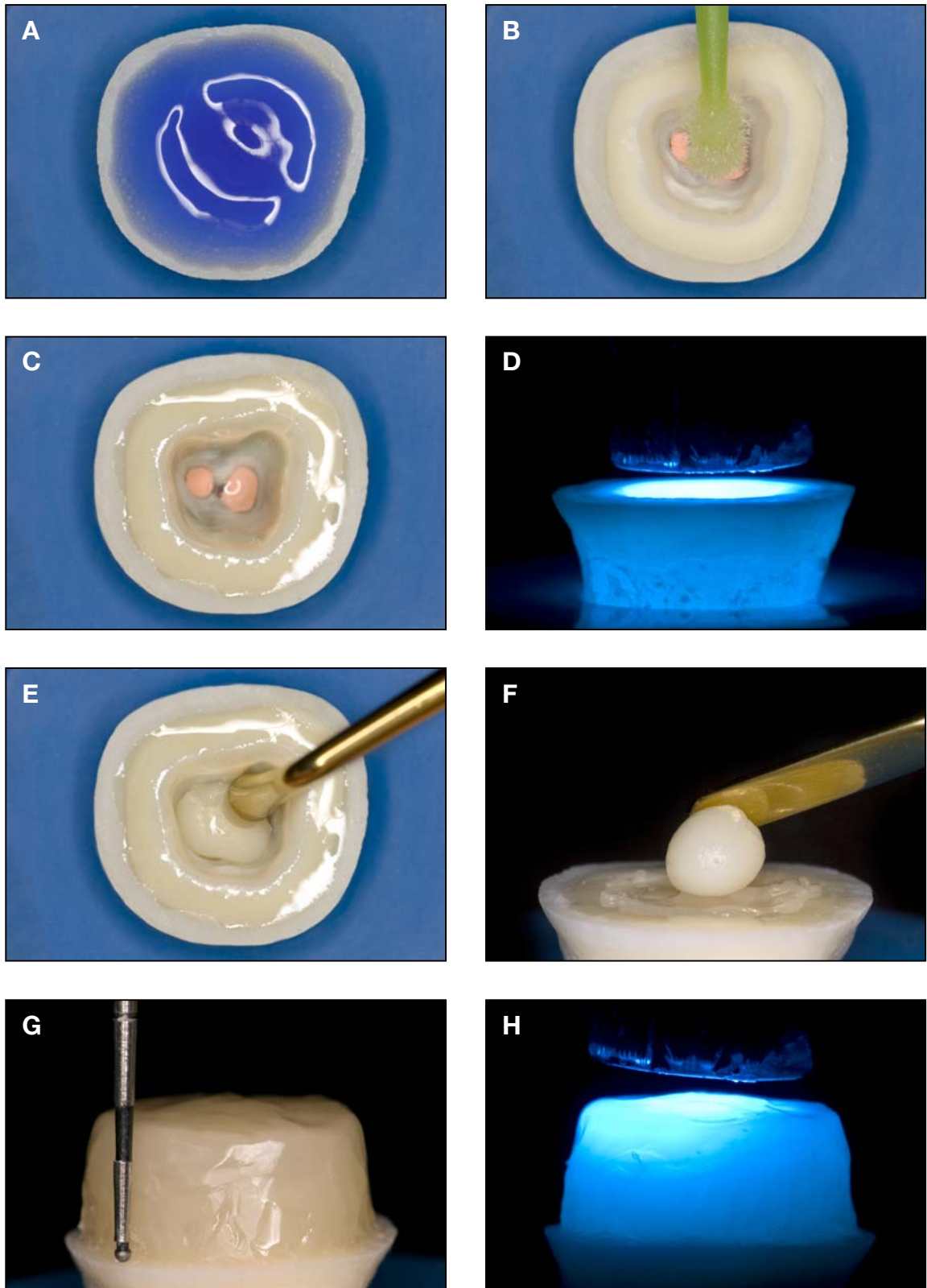


Figura 12: Procedimentos adesivos e inserção do compósito. Inicialmente, a superfície dentinária foi condicionada com um gel de ácido fosfórico a 37% (A). Na seqüência, duas camadas do agente adesivo foram aplicadas (B e C) e a superfície foi fotoativada (D). Pequenos incrementos de compósito foram, então, inseridos (E e F) e individualmente fotoativados, até que o núcleo apresentasse 5 mm de altura (G). A fotoativação final foi realizada por 60 segundos por oclusal (H), 60 segundos por vestibular e 60 segundos por lingual.

Imediatamente após a confecção do núcleo de preenchimento, os dentes foram preparados, com o mesmo conjunto de pontas diamantadas e borrachas abrasivas empregado no grupo 1 (FIG. 13).

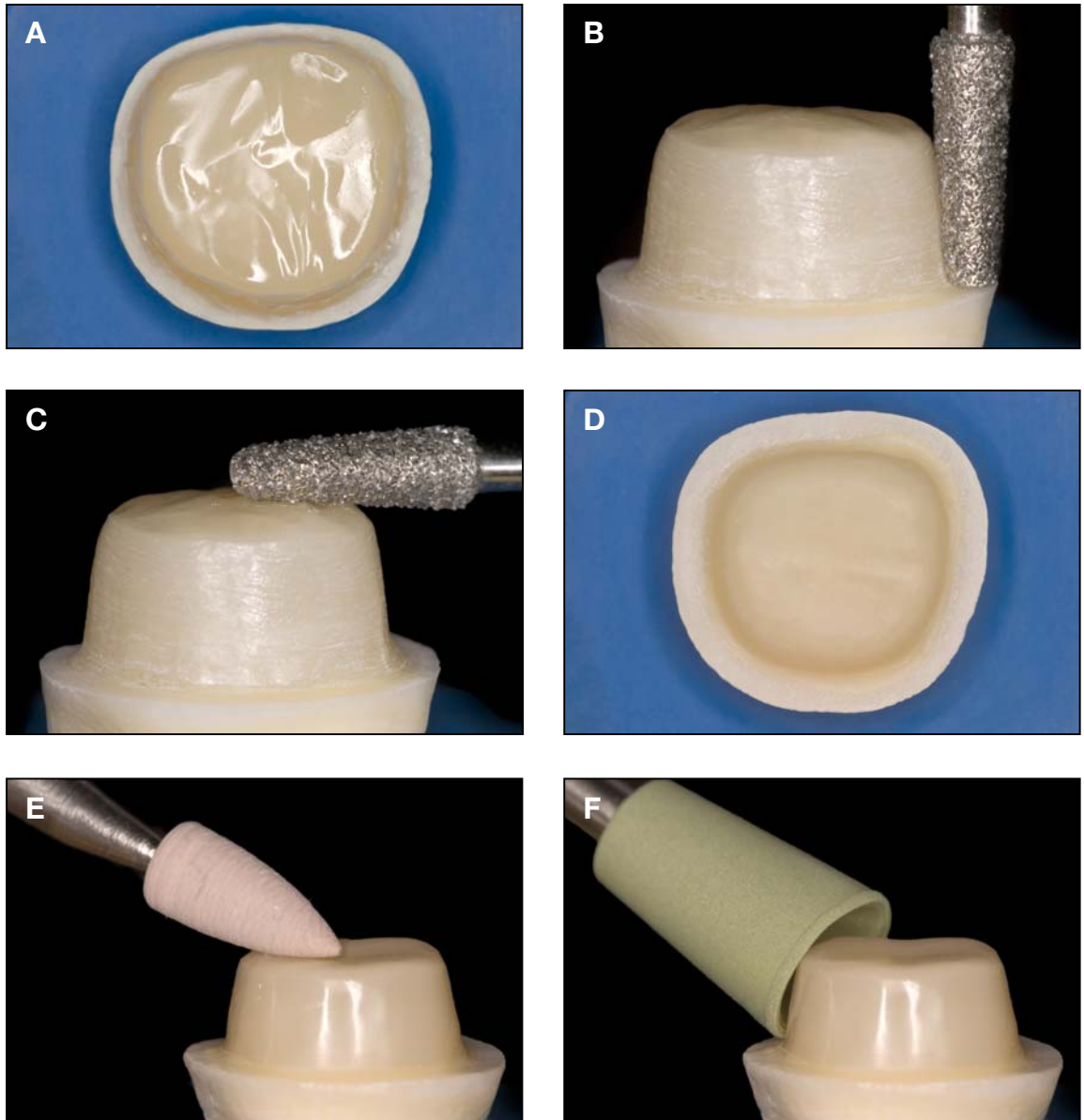


Figura 13: Procedimentos de preparo para coroas cerâmicas confeccionadas sobre núcleos de preenchimento. Em virtude do grande volume de compósito (A), o desgaste foi realizado, quase exclusivamente, às expensas do material de preenchimento (B e C) — apenas a região do término envolveu desgaste de estrutura dental. Uma vista do preparo, imediatamente antes do polimento, demonstra a espessura uniforme do término e a presença de uma sutil concavidade na parede oclusal (D). Os procedimentos de acabamento e polimento foram executados com borrachas abrasivas com diferentes formatos e graus de abrasividade (E e F).

As características finais dos preparos são demonstradas abaixo (FIG. 14):

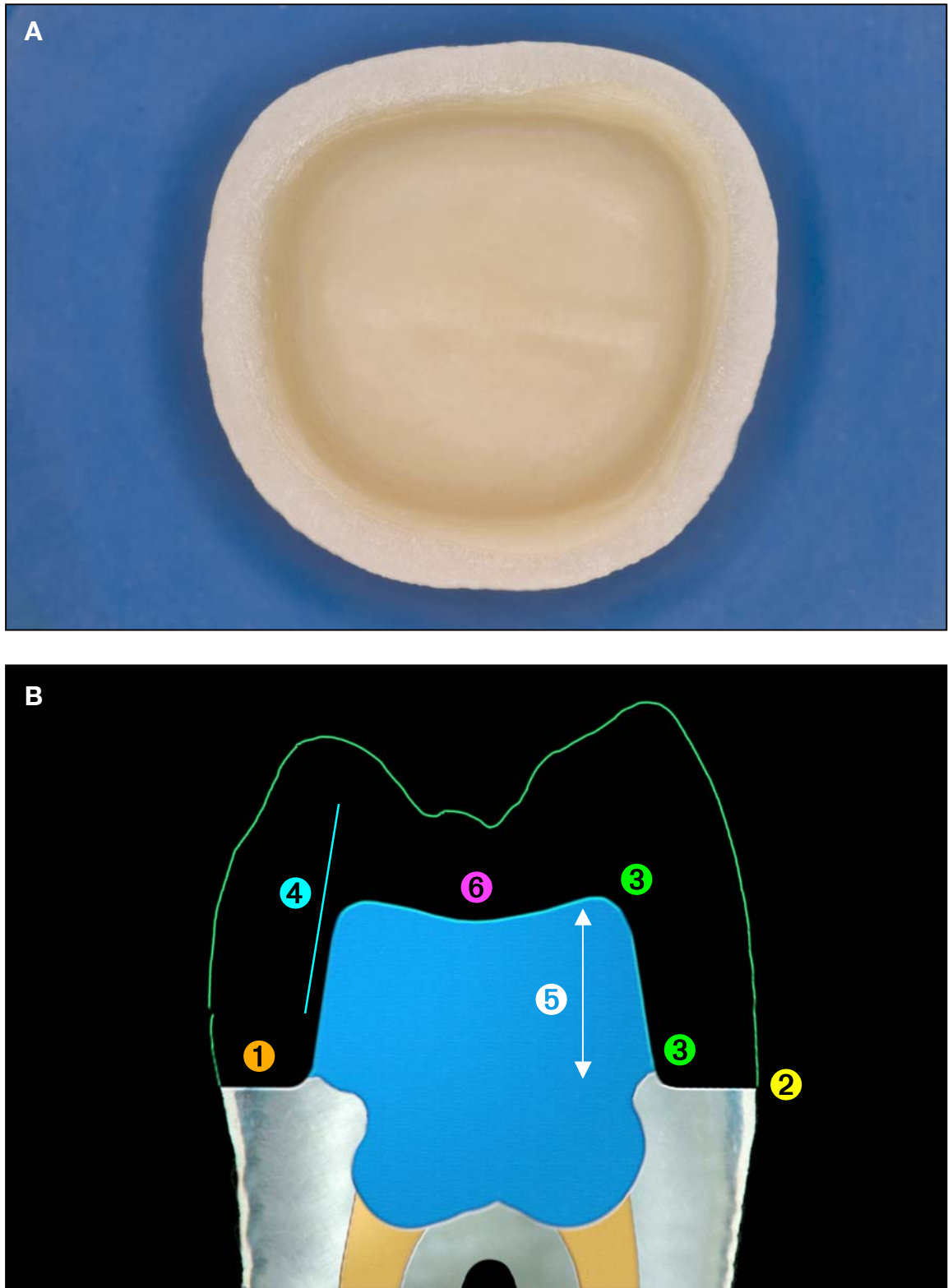


Figura 14: Vista oclusal do preparo concluído (A) e representação esquemática de suas características finais (B): ① ombro plano e uniforme, com 1,5 mm de espessura; ② ângulo cavo-superficial em 90° com a superfície externa; ③ ângulos internos arredondados; ④ aproximadamente 8-10° de expulsividade; ⑤ 4 mm de altura, da margem ao assoalho da câmara pulpar; ⑥ parede oclusal ligeiramente côncava.

4.4.3 GRUPO 3: PINO + NÚCLEO + COROA (G3)

Nesse grupo, o compósito foi ancorado ao remanescente por meio de um pino de fibra de vidro FRC Postec Plus nº 1 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), cimentado adesivamente a um dos canais radiculares (FIG. 15).

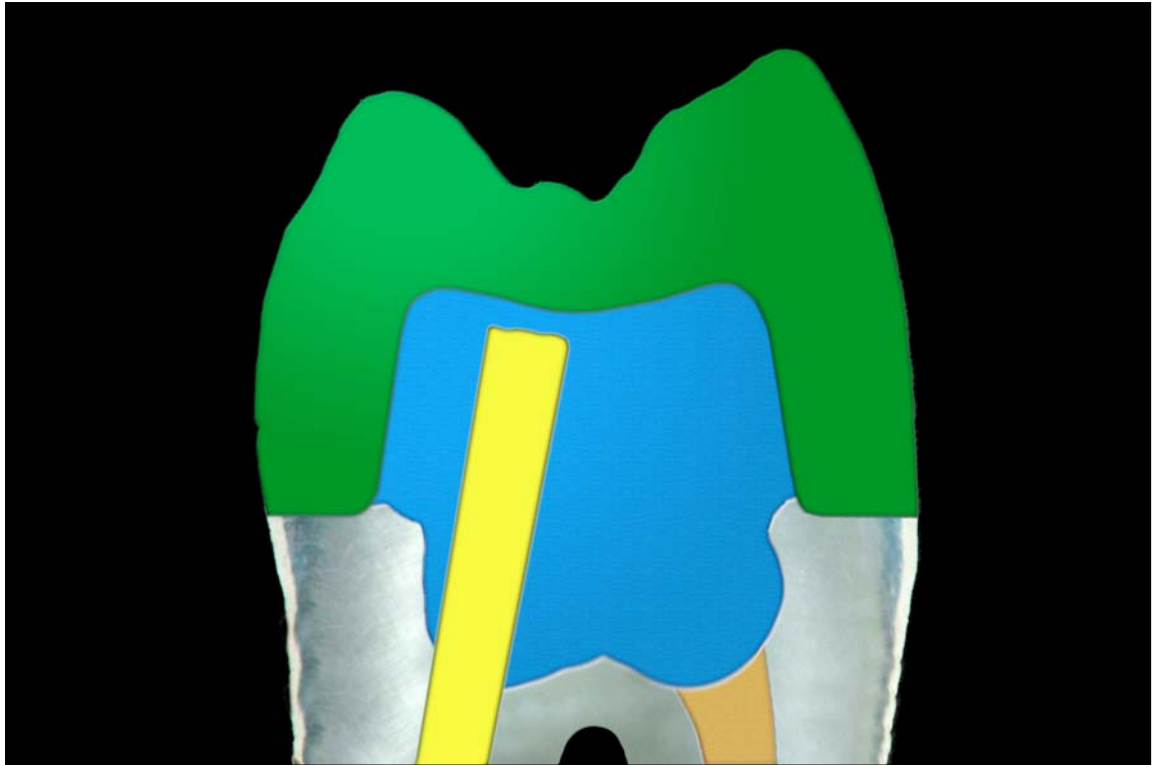


Figura 15: Vista esquemática de uma coroa em que o núcleo foi confeccionado sobre um pino.

O preparo do conduto iniciou com a remoção parcial da guta-percha com uma broca Peeso nº 1 (Dentsply Maillefer, EUA), seguida pela ampliação e calibragem do conduto com as brocas específicas do sistema de pinos. A seguir, o assentamento do pino foi testado, para assegurar a ocorrência de travamento na região apical do canal. Com o pino devidamente assentado, foi realizada uma marcação com grafite, aproximadamente 4 mm acima da margem gengival. Essa marcação serviu para orientar o corte do pino, realizado com uma ponta diamantada cilíndrica nº 1090 (KG Sorensen, Brasil), em alta-rotação e sob abundante refrigeração (FIG. 16).

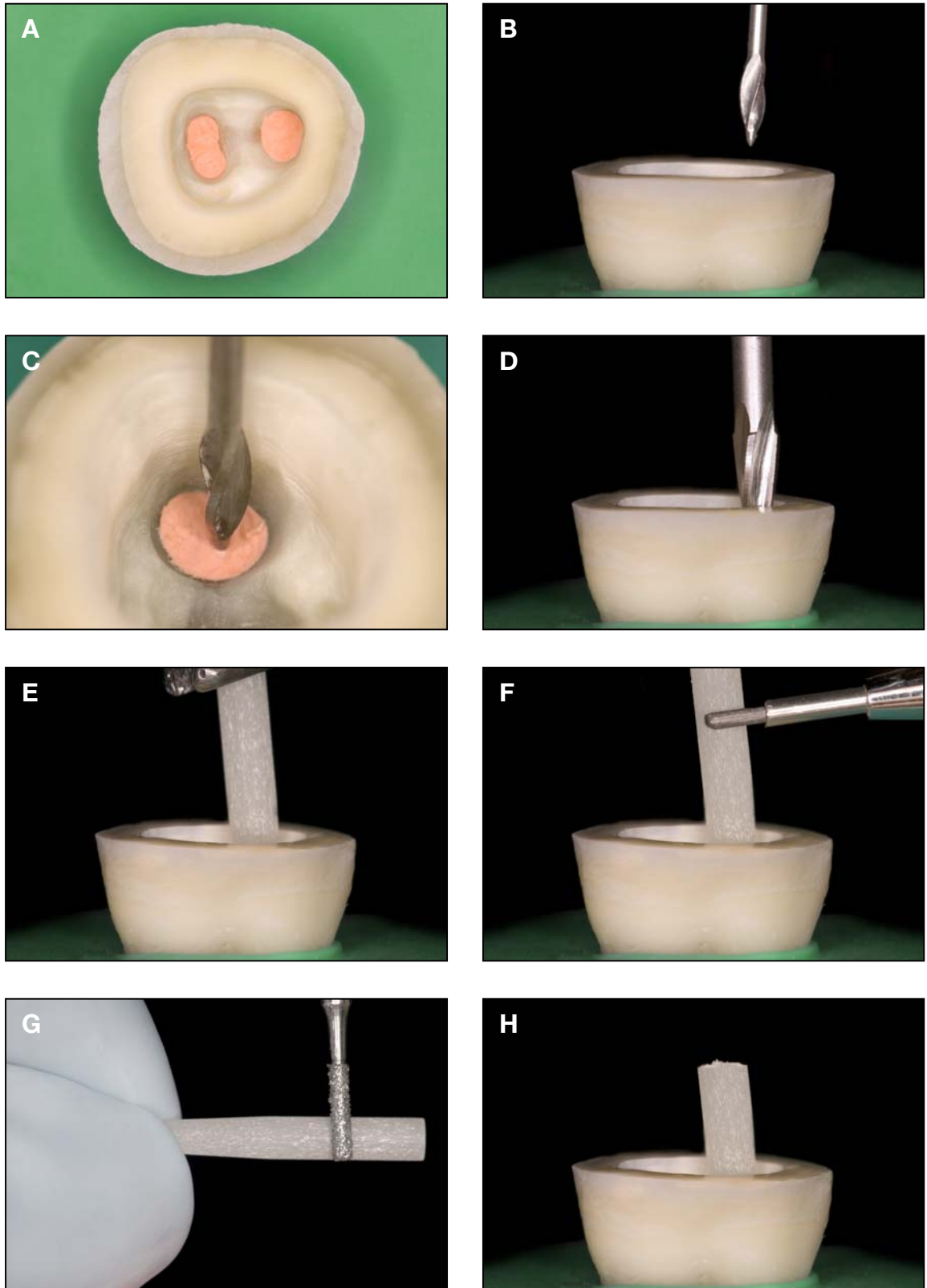


Figura 16: Procedimentos de preparo do conduto. Vista oclusal demonstrando as características da obturação endodôntica (A). A remoção da guta-percha foi realizada com uma broca Peeso, em baixa rotação (B e C). A seguir, o canal foi calibrado com as brocas específicas do sistema de pinos (D), a fim de assegurar excelente adaptação do pino às paredes do conduto. Após a confirmação do assentamento (E), foi realizada uma marcação com grafite (F), para orientar o corte do pino (G). Após o corte, o pino foi novamente assentado, para confirmar a existência de espaço para o compósito de preenchimento (H).

Os procedimentos de cimentação foram iniciados com o preparo da superfície do pino para adesão. Inicialmente, o pino foi limpo com ácido fosfórico a 37% por 60 segundos. A seguir, o ácido foi abundantemente lavado com spray de ar / água e a superfície do pino foi secada com jatos de ar. Duas camadas do agente silano Monobond S (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foram, então, aplicadas sobre o pino (FIG. 17). A partir desse momento, o pino não foi mais manipulado, para evitar contaminação da superfície de adesão.

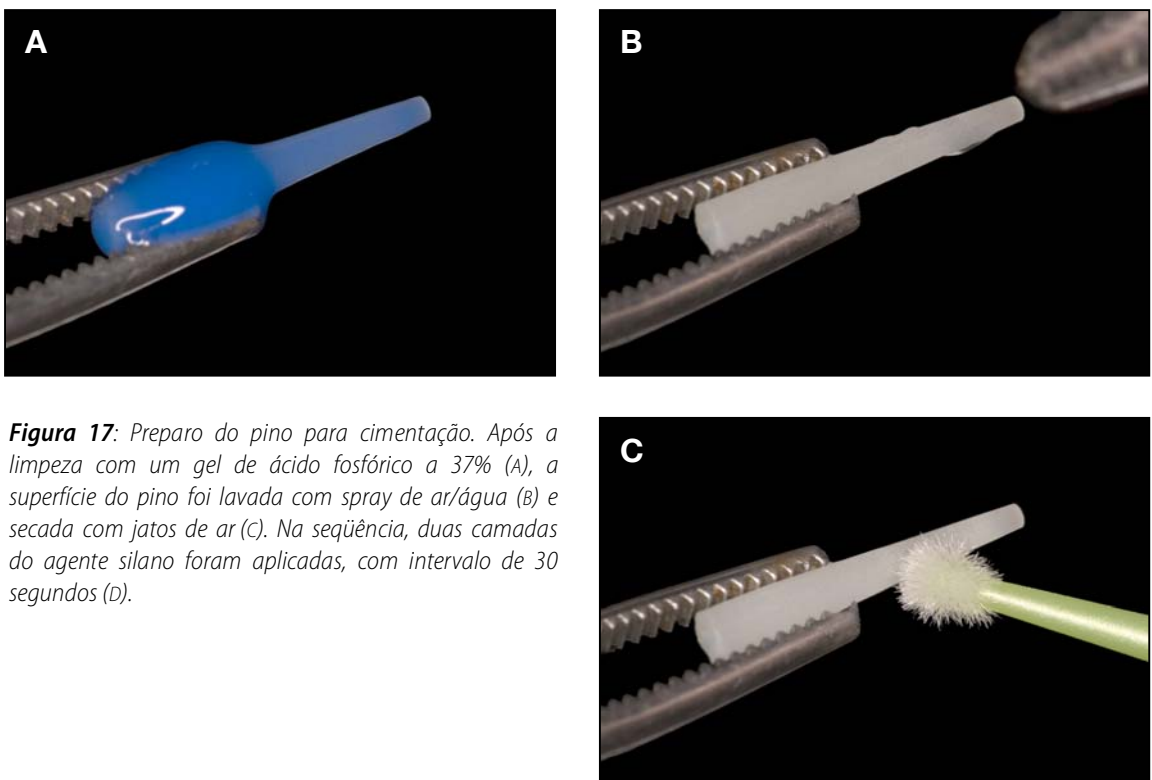


Figura 17: Preparo do pino para cimentação. Após a limpeza com um gel de ácido fosfórico a 37% (A), a superfície do pino foi lavada com spray de ar/água (B) e secada com jatos de ar (C). Na seqüência, duas camadas do agente silano foram aplicadas, com intervalo de 30 segundos (D).

Após as etapas acima, passou-se à execução dos procedimentos adesivos na estrutura dental. Inicialmente, as paredes do conduto foram limpas, de forma manual, com o auxílio de uma broca Peeso envolta em algodão embebido em álcool. Na seqüência, o conduto foi lavado e secado com pontas de papel absorventes e um gel de ácido fosfórico a 37% foi aplicado sobre toda a superfície dentinária (incluindo o conduto) por 15 segundos. A seguir, a superfície foi lavada com água, com especial cuidado para remover todos os resíduos de ácido

presentes no conduto. Bolinhas de algodão e pontas de papel absorvente foram, então, empregadas para remover o excesso de umidade e em seguida, duas camadas do agente adesivo dual Excite DSC (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foram aplicadas sobre toda a superfície dentinária, com especial atenção dedicada às paredes do conduto (FIG. 18).

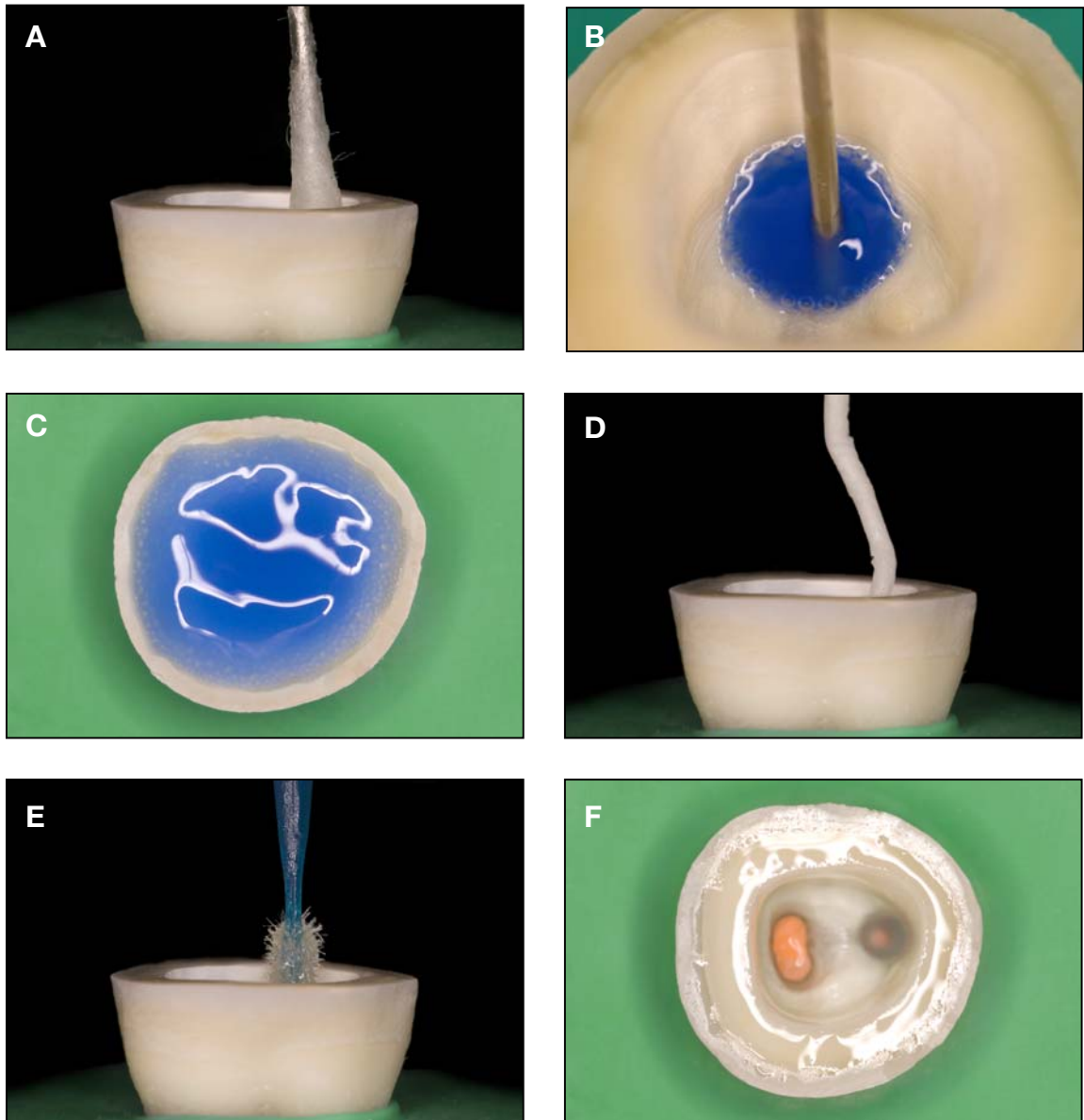


Figura 18: Preparo do dente para cimentação do pino. Após a limpeza do conduto (A), a estrutura dental foi condicionada com um gel de ácido fosfórico a 37% (B e C). Na sequência, o gel foi removido por meio de lavagem com sprays de ar/água e o excesso de umidade foi removido com bolinhas de algodão e pontas de papel absorvente (D). Duas camadas do agente adesivo foram, então, aplicadas, porém, não polimerizadas (E e F).

Uma pequena dose das pastas base e catalisadora do cimento resinoso Variolink II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foi manipulada na proporção de 1:1, por 10 segundos, e inserida no conduto por meio de uma broca Lentulo (Dentsply Maillefer, EUA), empregada em baixa velocidade. A seguir, uma camada de adesivo foi aplicada na superfície do pino e o mesmo foi inserido no conduto com firme pressão digital, permitindo o refluxo de excessos de cimento presentes no canal. Esses excessos foram, então, cuidadosamente removidos com espátulas e pincéis e o conjunto dente-pino foi fotoativado por 60 segundos (FIG. 19).

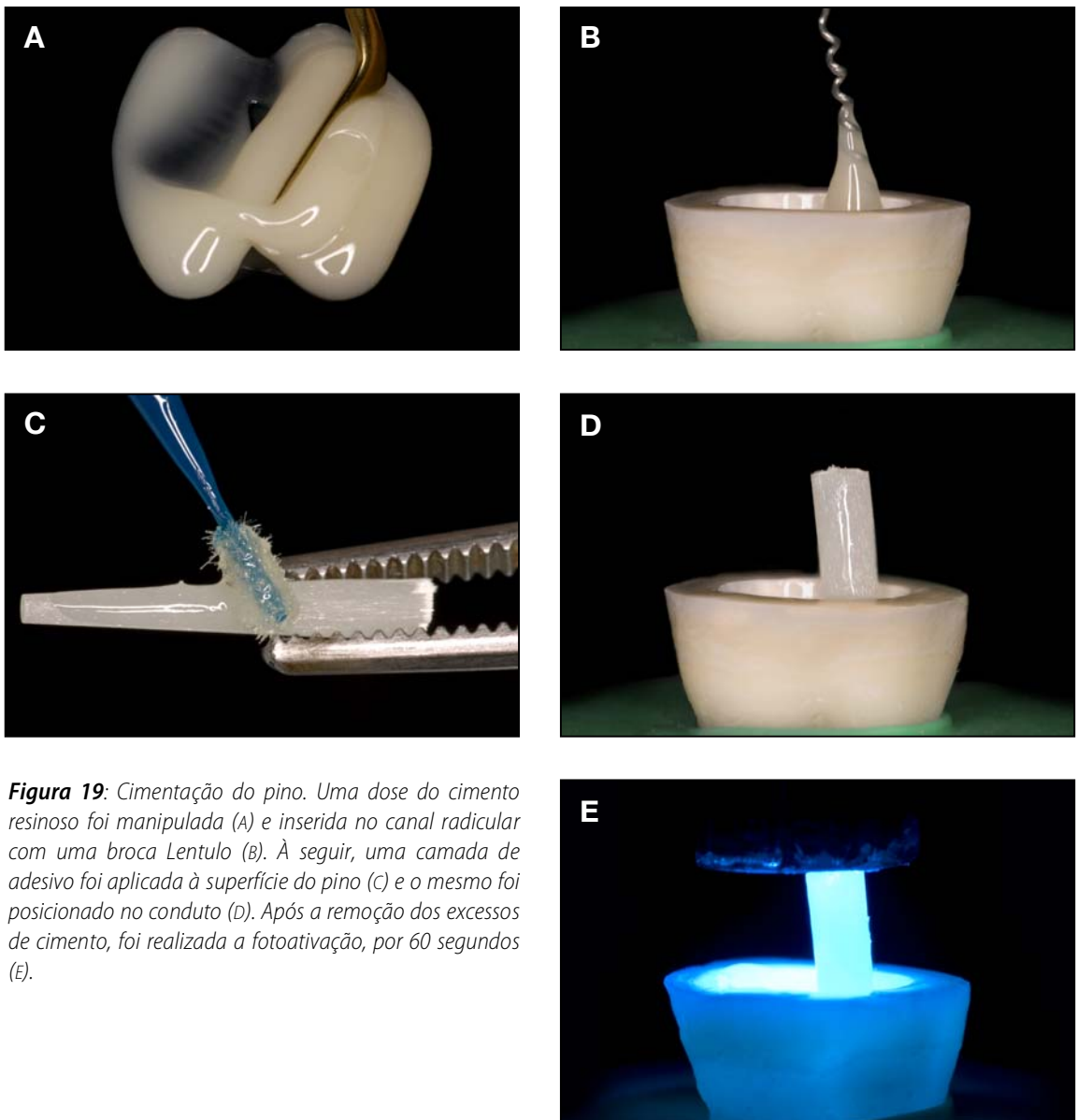


Figura 19: Cimentação do pino. Uma dose do cimento resinoso foi manipulada (A) e inserida no canal radicular com uma broca Lentulo (B). À seguir, uma camada de adesivo foi aplicada à superfície do pino (C) e o mesmo foi posicionado no conduto (D). Após a remoção dos excessos de cimento, foi realizada a fotoativação, por 60 segundos (E).

Após a cimentação do pino, o núcleo foi construído, incrementalmente, com o mesmo compósito empregado nos demais grupos. A seguir, foram realizados os procedimentos de preparo para coroas totais (FIG. 20).

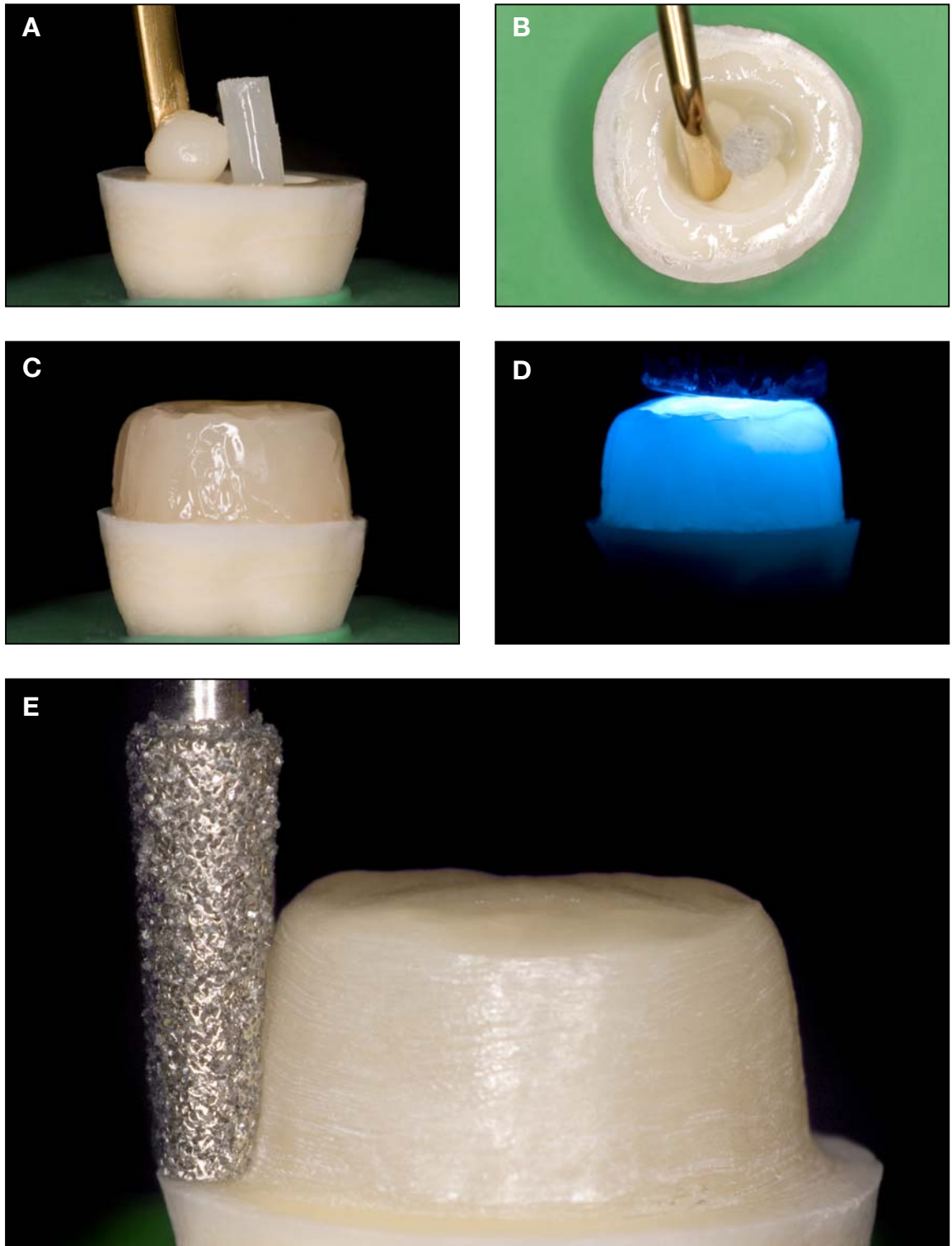


Figura 20: O compósito foi inserido, de forma incremental, até que o núcleo apresentasse 5 mm de altura (A a D). Na seqüência, os dentes foram preparados e polidos, de forma idêntica à descrita no grupo 2 (E).

As características finais dos preparos podem ser observadas abaixo (FIG. 21):

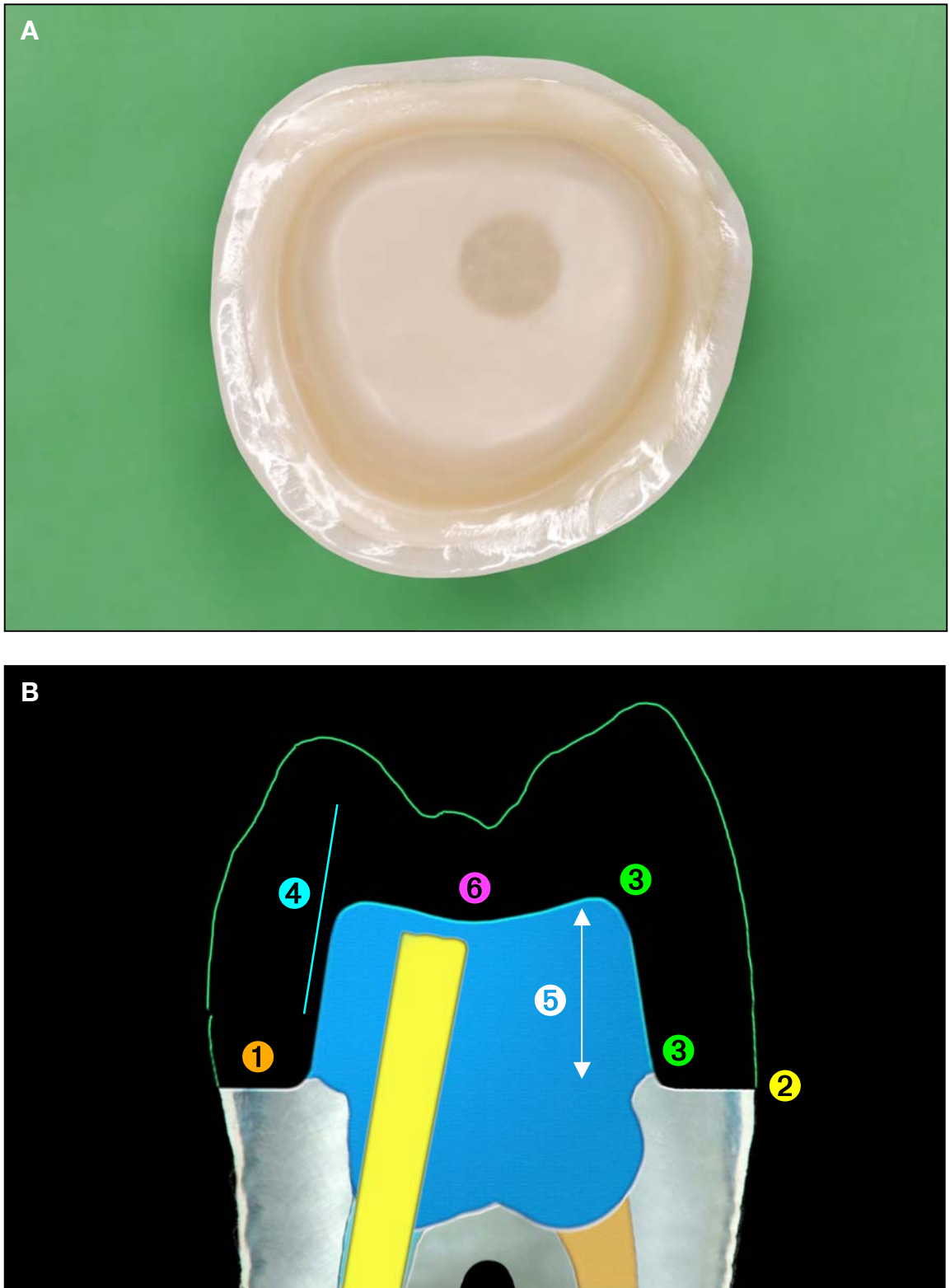


Figura 21: Vista oclusal do preparo concluído (A) e representação esquemática de suas características finais (B): ① ombro plano e uniforme, com 1,5 mm de espessura; ② ângulo cavo-superficial em 90° com a superfície externa; ③ ângulos internos arredondados; ④ aproximadamente 8-10° de expulsividade; ⑤ 4 mm de altura, da margem ao assoalho da câmara pulpar; ⑥ parede oclusal ligeiramente côncava.

Realizados os procedimentos de preenchimento e preparo em cada um dos três grupos, os espécimes foram novamente armazenados em soro fisiológico, a uma temperatura de 37°C.

4.5 CONFEÇÃO DAS RESTAURAÇÕES CERÂMICAS

Todos os procedimentos envolvidos na confecção das restaurações, por meio do sistema CEREC 3 (Sirona Dental Systems, EUA), foram realizados por um único operador, de acordo com a seqüência descrita abaixo:

4.5.1 DEFINIÇÃO DO DENTE ADOTADO COMO REFERÊNCIA

O primeiro passo na confecção das restaurações dos grupos 1 a 3, foi a definição de que todos os dentes seriam reconstruídos como 2^{os} molares inferiores direitos (dente 47). A escolha por esse dente foi baseada em sua anatomia relativamente simples, com quatro cúspides e sulcos cruciformes. Esse padrão anatômico, além de facilmente adaptável a cada um dos dentes, facilita a confecção de restaurações com distribuição uniforme de forças.

4.5.2 IMPRESSÃO ÓPTICA DOS PREPAROS

A confecção de cada uma das restaurações foi iniciada com a obtenção das imagens empregadas na criação dos modelos virtuais. Para isso, os dentes foram secados com leves jatos de ar e uma fina camada de ProCAD Contrast Spray (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foi pulverizada sobre a superfície, com cuidado para assegurar a presença de uma camada uniforme e sem excessos, especialmente na região das margens (FIG. 22). Nos casos em que foi detectada distribuição não-uniforme do pó, a superfície foi abundantemente lavada e a pulverização foi repetida.



Figura 22: Aplicação do ProCAD Contrast Spray (A), previamente à realização da impressão óptica (B). Na seqüência, exemplo de preparo tipo coroa, antes (C) e após (D) o recobrimento da superfície, e preparo tipo endocrown, antes (E) e após (F) o recobrimento.

Com a superfície preparada, foi realizada a impressão óptica dos preparos com a unidade de captura de imagem CEREC 3 (Sirona Dental Systems, EUA) e as imagens foram transferidas para um computador (FIG. 23).

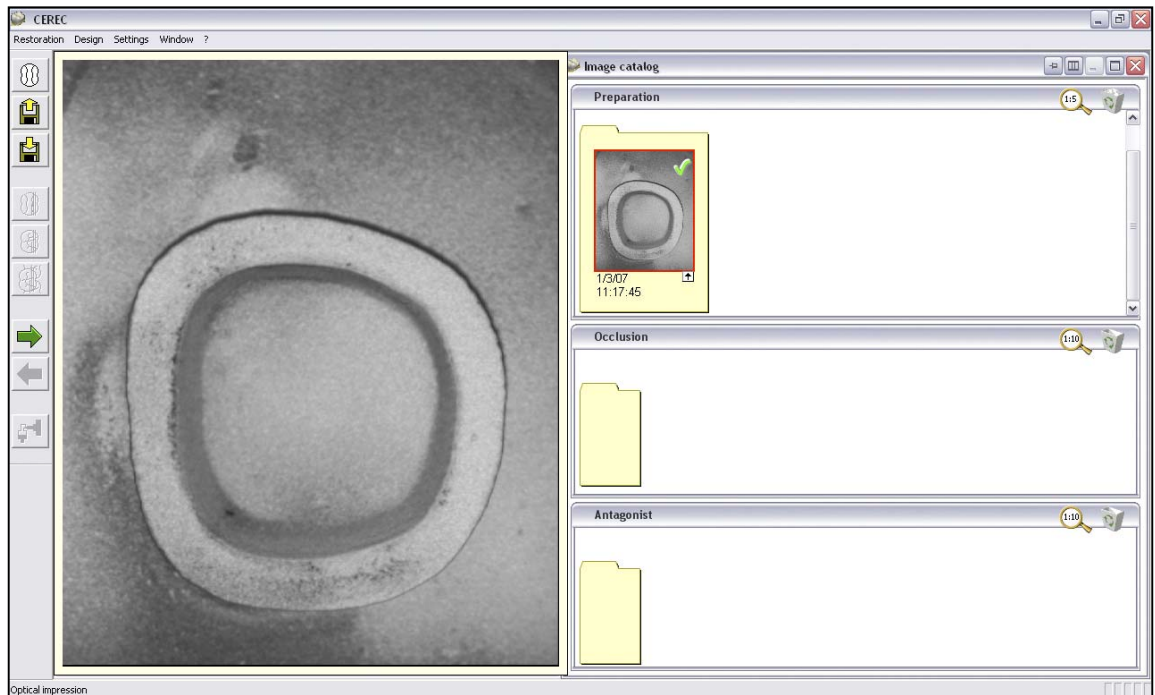


Figura 23: Aspecto da impressão óptica na tela do software (A).

Após interpretação pelo software, as imagens permitiram a criação de um modelo tridimensional virtual, que foi “troquelado” e observado de múltiplos ângulos, para assegurar a correta reprodução do preparo (FIG. 24). Em caso de detecção de falhas no modelo, os procedimentos de impressão óptica foram repetidos.

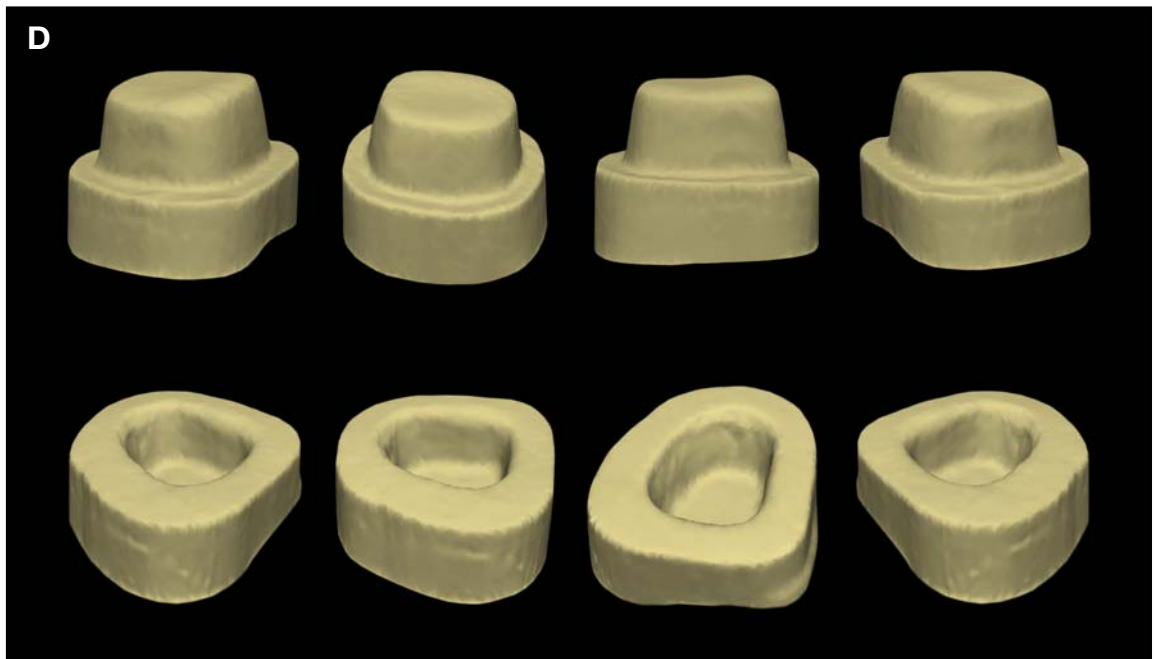
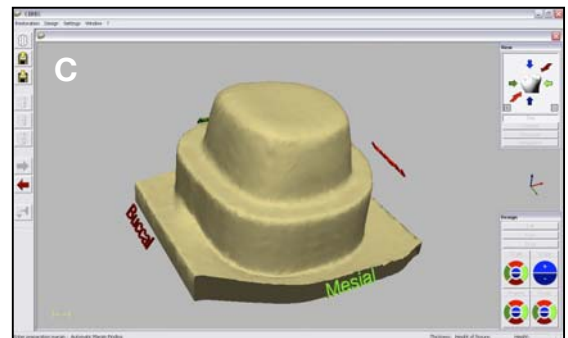
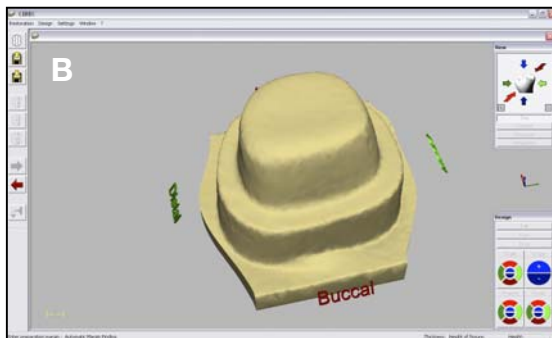
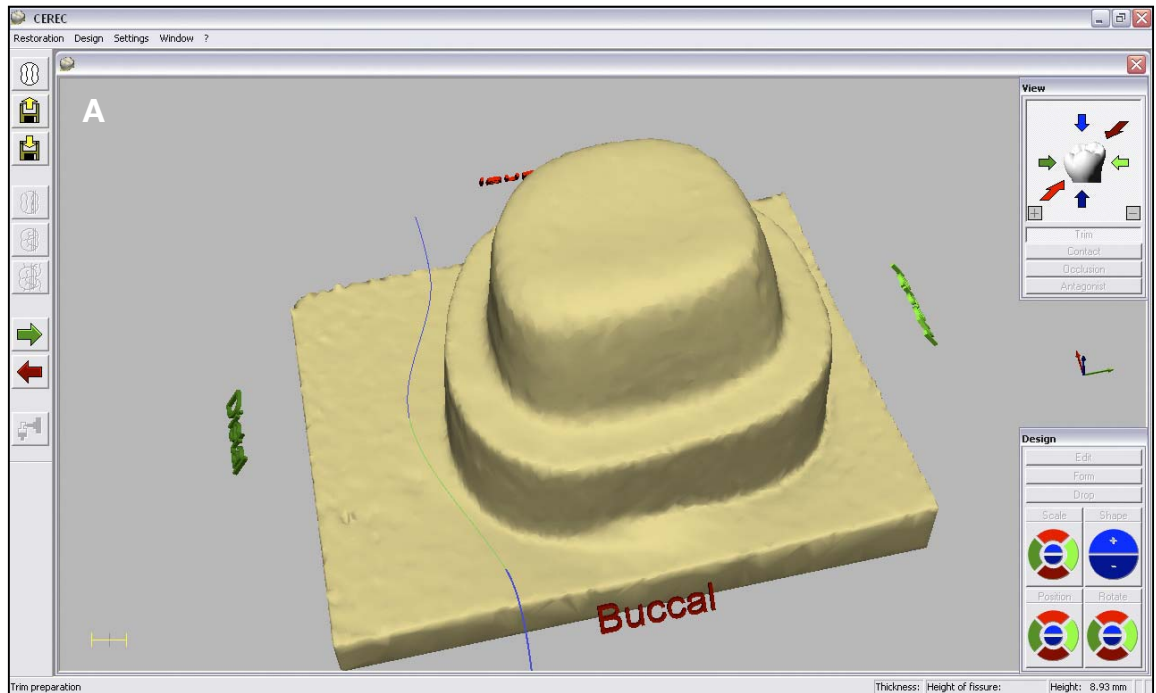


Figura 24: Após o “troquelamento” (A e B), o modelo foi girado e observado de outros ângulos (C), para assegurar a correta reprodução dos preparos. Na figura 24D, são mostradas diferentes vistas de preparos para coroa total e para endocrown.

4.5.3 PLANEJAMENTO E DESENHO DAS RESTAURAÇÕES

As margens do preparo foram definidas automaticamente pelo software, sob supervisão do operador (FIG. 25). Em caso de discrepância entre as margens detectadas e as margens reais, foram realizadas correções manuais.

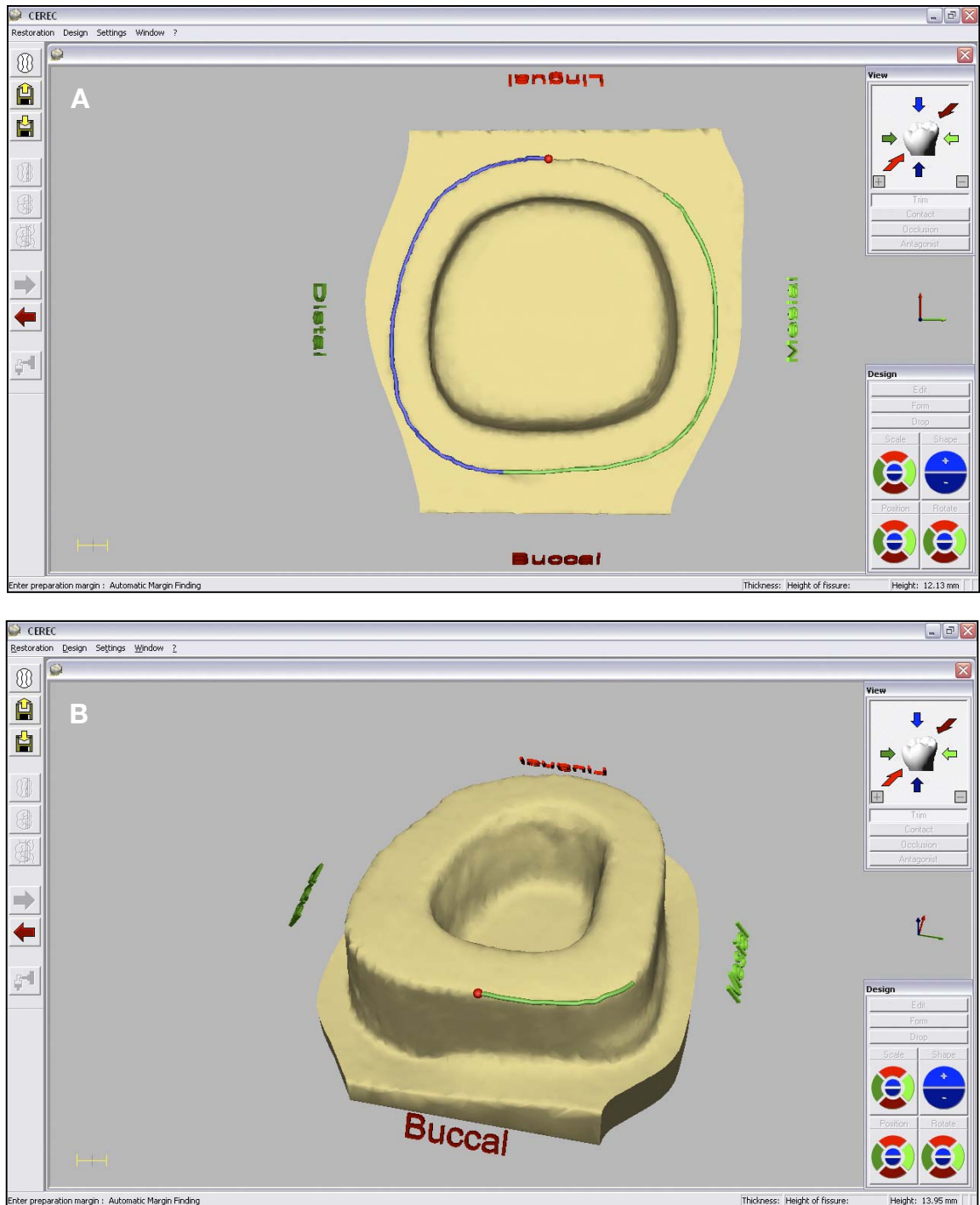


Figura 25: Delimitação das margens em um preparo para coroa convencional (A) e em um preparo para endocrown (B), em que fica evidente a correta identificação dos limites do preparo pelo software.

Após a definição das margens, foi selecionado um banco de anatomias dentais, a partir do qual o software desenhou as restaurações, adaptando a anatomia padrão às particularidades de cada dente. Todas as coroas foram fabricadas com base na mesma anatomia, incluída no banco Ivoclar Vivadent (FIG. 26).

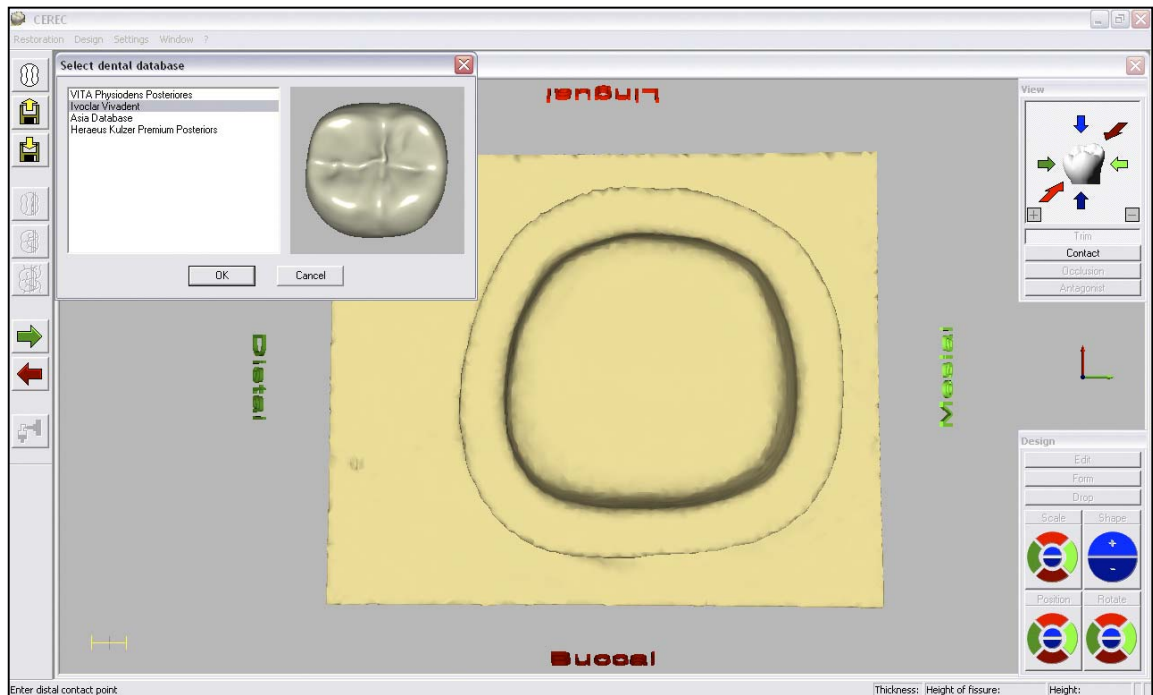


Figura 26: Seleção do banco de anatomias Ivoclar Vivadent.

Com a restauração proposta pelo software posicionada no modelo virtual, diversas medidas foram realizadas em diferentes pontos da coroa (pontas de cúspide, sulcos, cristas), para aferir a espessura de material restaurador nas diferentes regiões (FIG. 27). Quando necessário, correções manuais e alterações no contorno foram feitas, para assegurar que todas as restaurações apresentassem características finais semelhantes (FIG. 28 e 29).

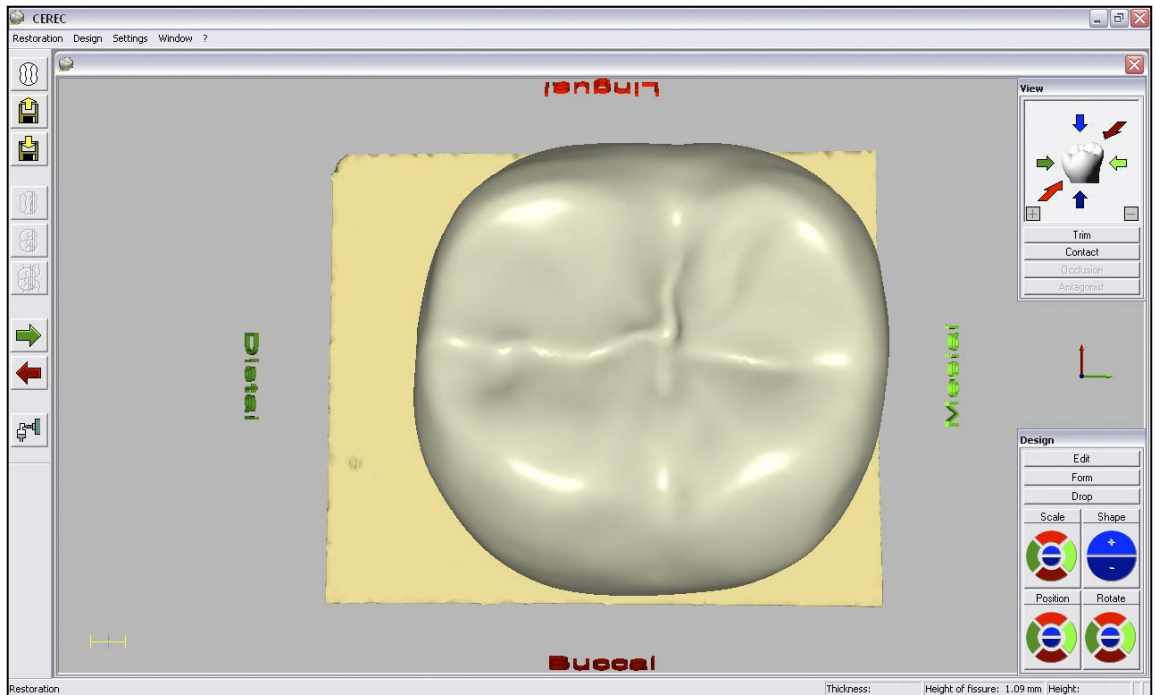


Figura 27: Restauração proposta pelo software, sem qualquer modificação manual.

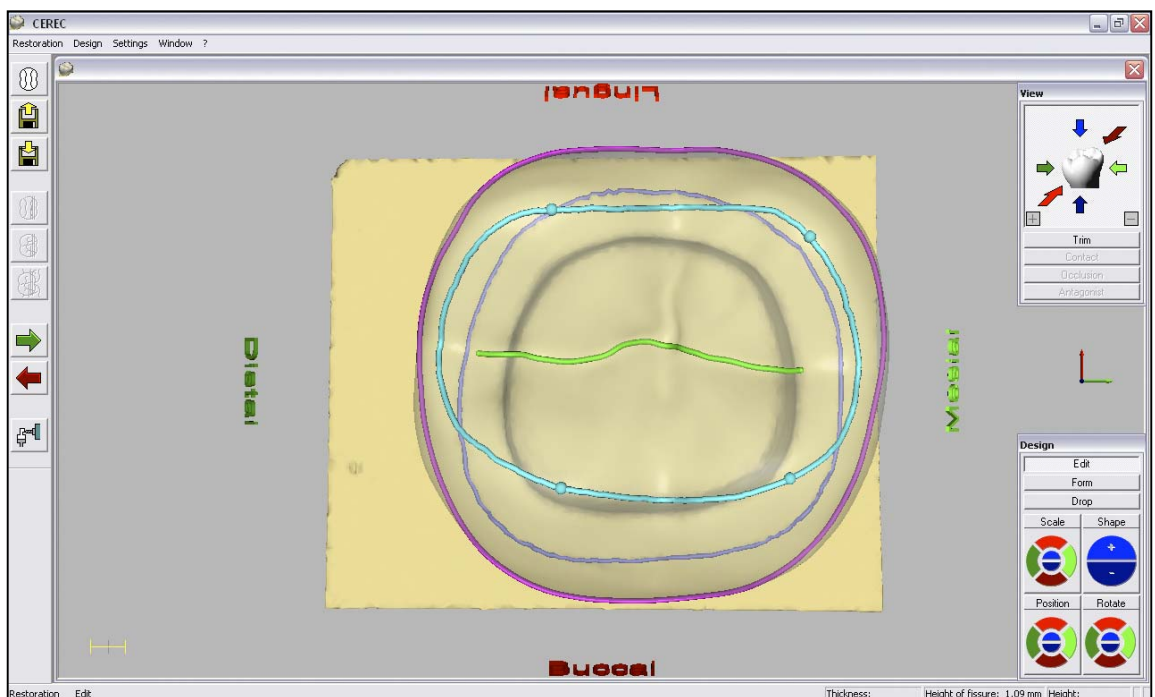


Figura 28: Avaliação das linhas de contorno primárias da restauração. O sulco central aparece evidenciado em verde; o equador dentário está delimitado pela linha rosa; e a mesa oclusal aparece contornada pela linha de cor ciano. A margem do preparo aparece ao fundo, em azul escuro. As correções realizadas envolveram pequenas modificações nas posições das linhas primárias, a fim de permitir uma distribuição mais uniforme da espessura de cerâmica nas diferentes regiões da restauração. A linha do término não foi modificada.

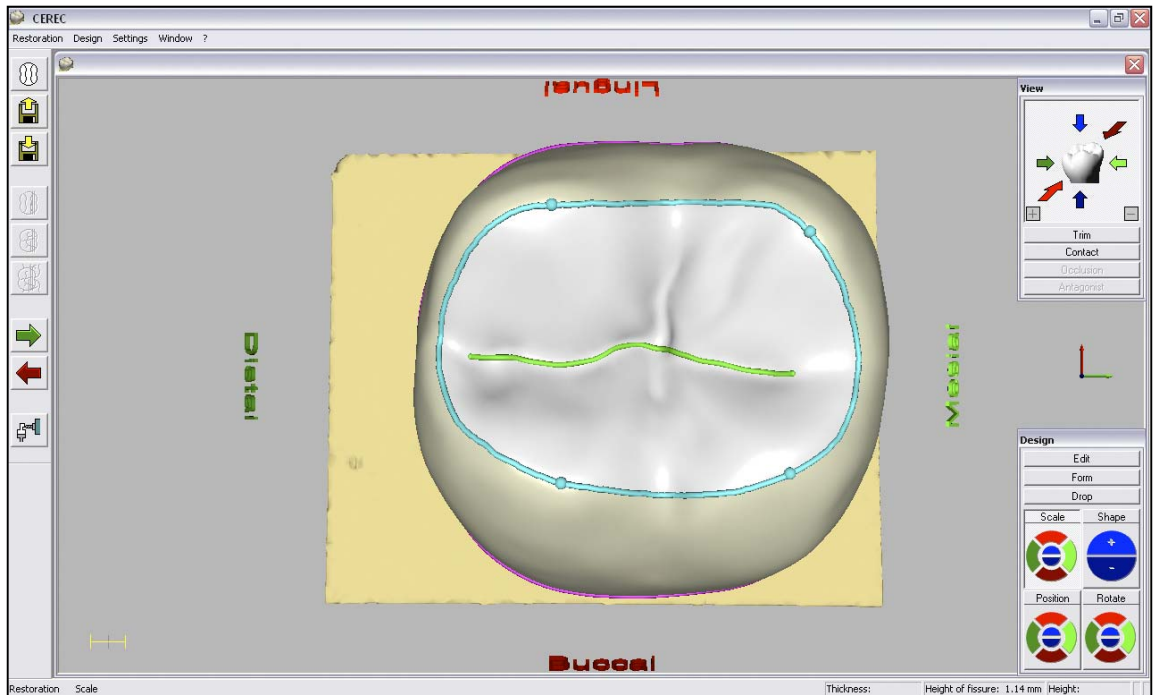


Figura 29: Modificação da mesa oclusal e do sulco central, a fim de tornar mais uniforme a distribuição da carga que será aplicada no teste de resistência à fratura.

Após as correções globais descritas acima, as restaurações foram reavaliadas e, caso necessário, foram realizadas modificações localizadas (FIG. 30 a 32).

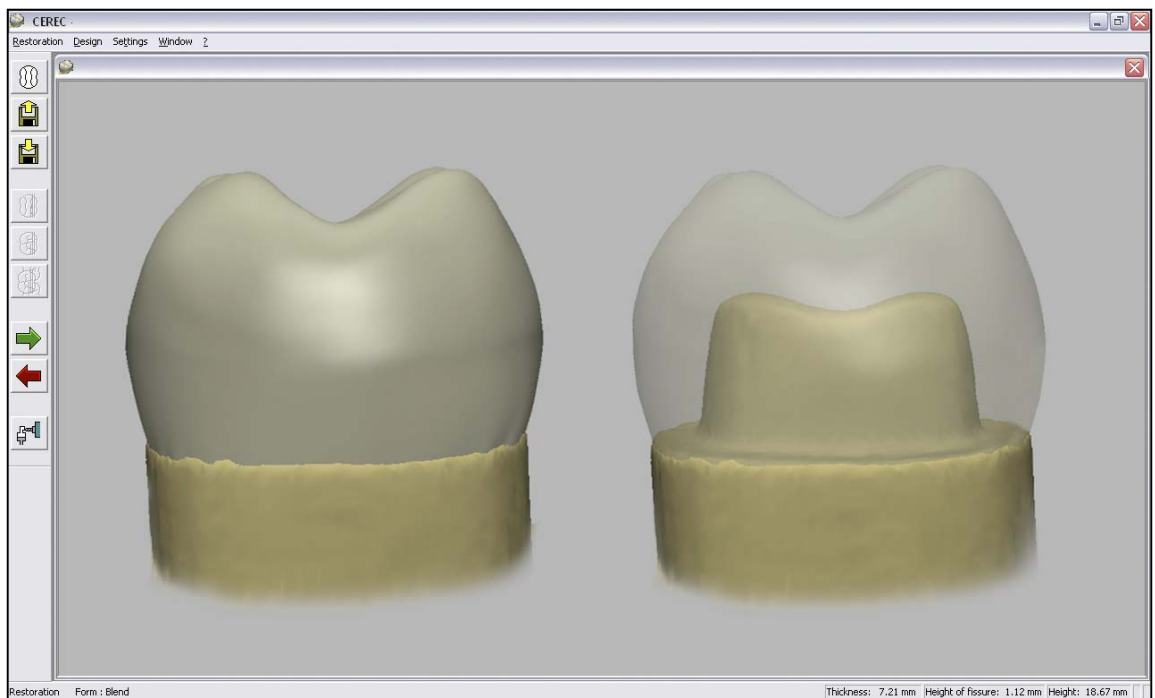


Figura 30: Avaliação visual da espessura da restauração em diferentes regiões do dente.

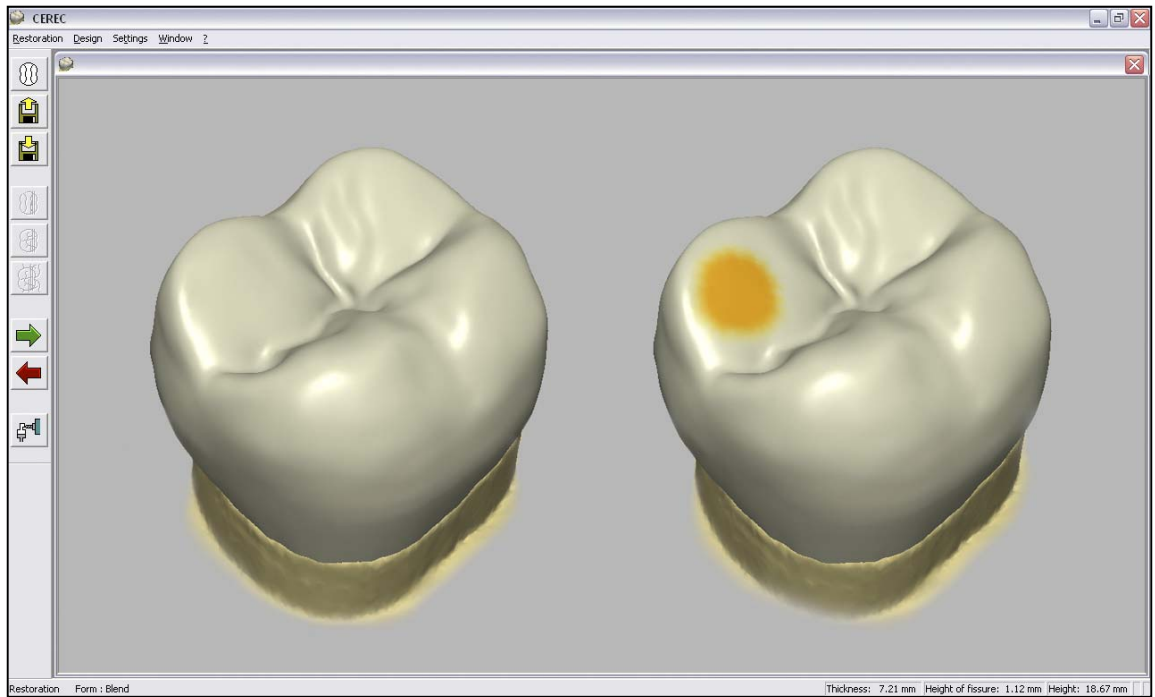


Figura 31: Modelagem localizada, restrita a uma vertente de cúspide, para assegurar espessura uniforme de cerâmica na restauração.

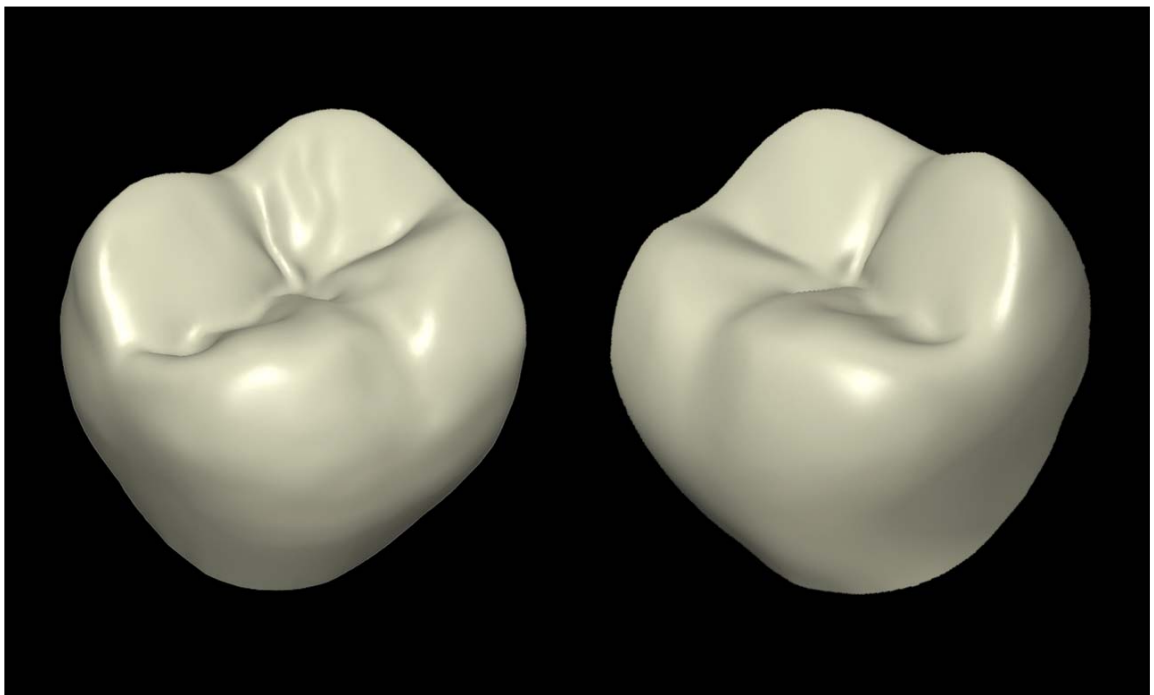


Figura 32: Aspecto de duas restaurações modeladas.

Ao término dos procedimentos de modelagem, as restaurações apresentavam as seguintes características:

- *Quatro cúspides com dimensões semelhantes;*
- *Sulcos rasos e com arranjo cruciforme;*
- *Contornos levemente convexos;*
- *Aproximadamente 6 mm de altura — definida como a distância da margem da restauração às pontas de cúspides;*
- *As restaurações tipo endocrown (G1) apresentavam 7 mm de espessura na região da fossa central; nas restaurações tipo coroa (G2 e G3) essa espessura foi 1,5 mm.*

4.5.4 USINAGEM DAS RESTAURAÇÕES

Para a usinagem, foram empregados blocos cerâmicos ProCAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), de tamanho I12 e cor 300 (FIG. 33).

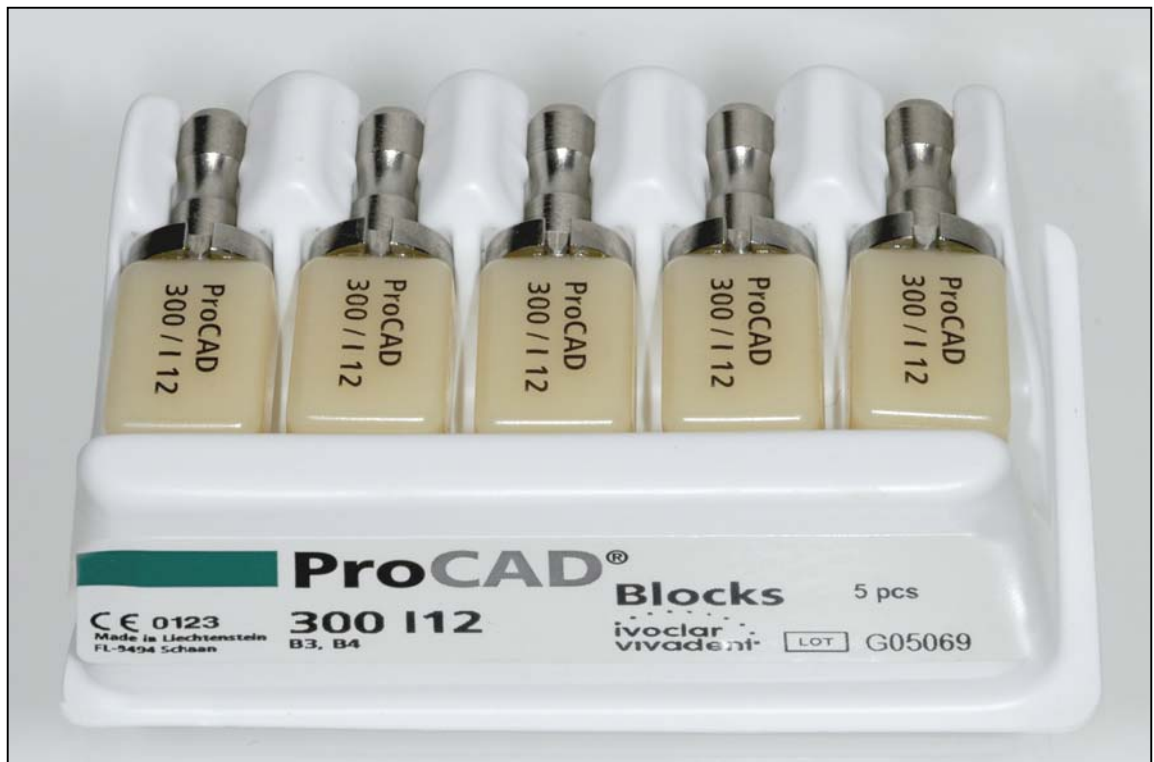


Figura 33: Blocos cerâmicos empregados na confecção das restaurações deste estudo.

Previamente à usinagem, alguns parâmetros foram definidos no software:

- **Espaçamento interno:** esse parâmetro tem efeito análogo ao do espaçador utilizado na confecção de uma restauração cerâmica tradicional. No presente estudo foi empregado o valor de $30\ \mu\text{m}$, o qual, de acordo com uma pesquisa recente (NAKAMURA et al., 2003), permite a obtenção de excelente adaptação interna ($\pm 130\ \mu\text{m}$) e marginal ($\pm 60\ \mu\text{m}$). É importante notar que esse parâmetro afeta apenas o espaçamento interno, não interferindo na adaptação da restauração às margens.
- **Seleção e substituição das pontas diamantadas:** todas as restaurações foram usinadas com as pontas tronco-cônica e cilíndrica de 1,6 mm (FIG. 34);
- **Posição do sprue:** via de regra, o sprue foi posicionado na face mesial. Entretanto, para permitir a usinagem de todas as restaurações com os blocos tamanho I12, em algumas restaurações a posição do sprue foi modificada;
- **Modo de usinagem:** as restaurações tipo endocrown foram confeccionadas no modo endo, em que toda a superfície interna é desgastada com a ponta diamantada tronco-cônica. Nas restaurações tipo coroa a usinagem foi realizada no modo padrão, em que a superfície interna é desgastada com a ponta diamantada cilíndrica (FIG. 35 e 36). A decisão de utilizar modos de usinagem diferentes entre os grupos — modo endo no grupo 1 e modo padrão nos grupos 2 e 3 — foi tomada com base nas instruções do fabricante, nas recomendações existentes na literatura e nos resultados de um estudo piloto (FIG. 37).



Figura 34: Pontas diamantadas empregadas na usinagem das restaurações. A substituição das mesmas foi realizada sempre que solicitada pelo software.

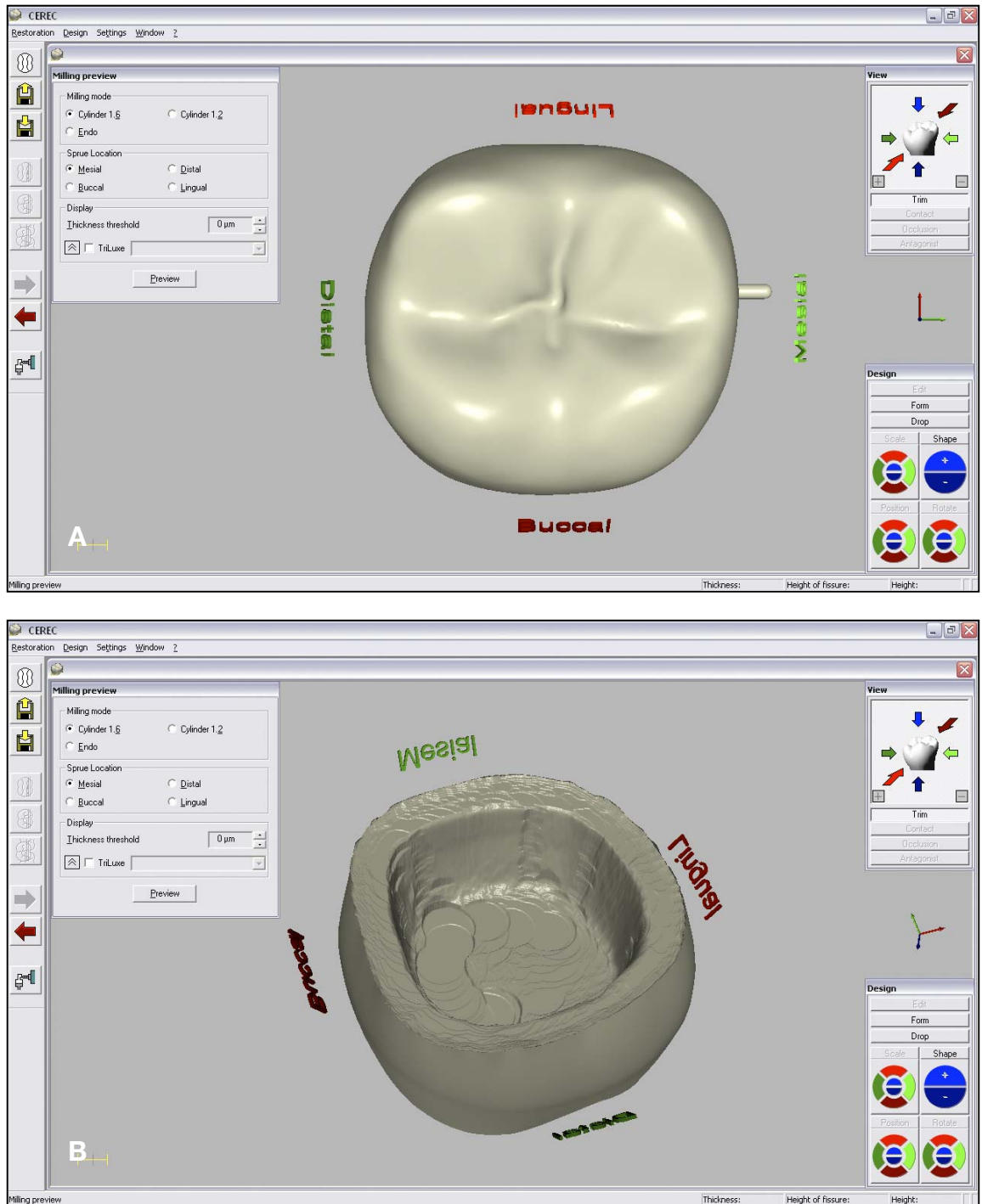


Figura 35: Aspecto oclusal (A) e interno (B) de uma das coroas modeladas. Na janela "Milling preview" podem ser definidos alguns dos parâmetros mencionados anteriormente. Na figura 35B fica evidente o padrão de desgaste característico da usinagem realizada no modo padrão, em que as paredes internas da restauração apresentam menor grau de detalhamento, quando comparadas ao término.

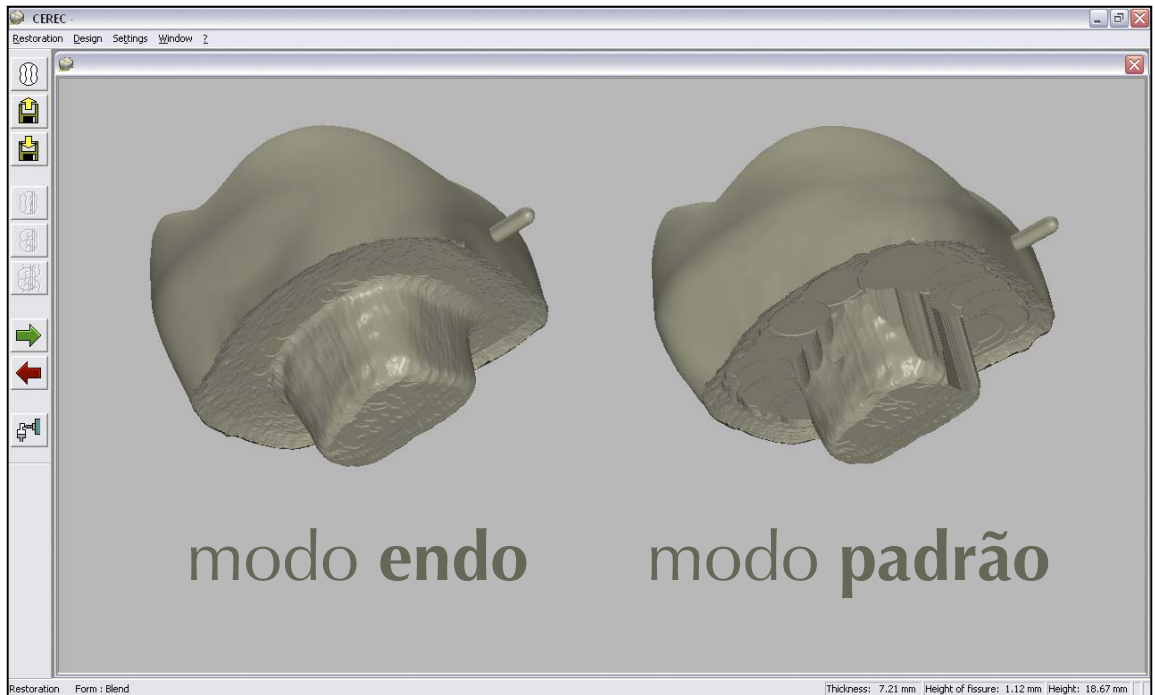


Figura 36: As restaurações tipo endocrown foram usinadas no modo endo, uma vez que a usinagem no modo padrão acarretaria total ausência de estabilidade da restauração ao preparo. A comparação das duas restaurações acima deixa evidente o maior desgaste que acompanha a usinagem no modo padrão.



Figura 37: As restaurações acima, referentes ao mesmo dente, foram fabricadas durante a fase piloto do estudo. A única variação de uma restauração para outra foi o modo de usinagem. Na restauração da direita, usinada em modo PADRÃO, é evidente o menor volume de cerâmica na região correspondente à câmara pulpar. Na restauração da esquerda, usinada em modo ENDO, a mesma região reproduz corretamente o contorno do preparo.

Definidos esses parâmetros, os blocos foram inseridos, individualmente, na unidade CEREC Scan, para a usinagem das restaurações (FIG. 38 e 39).

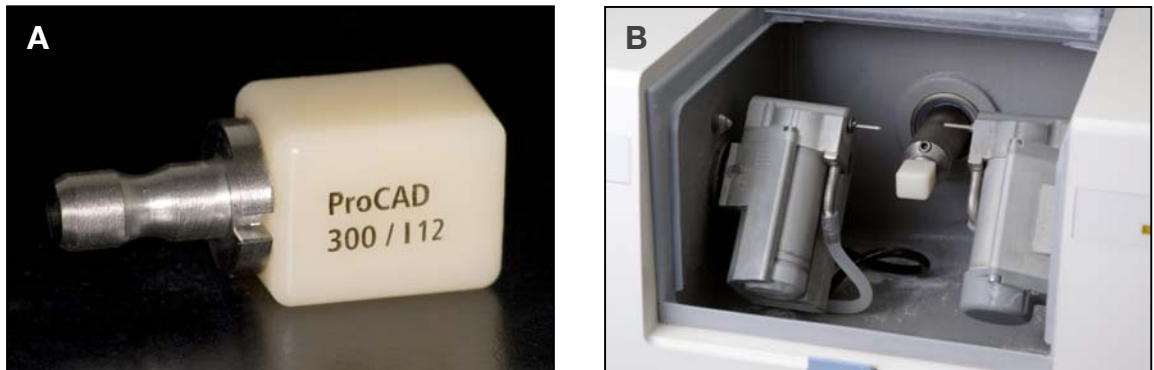


Figura 38: Bloco cerâmico ProCAD 112 (A) e aspecto da unidade de usinagem CEREC Scan (B).



Figura 39: Aspectos externos e internos das restaurações concluídas, previamente à realização de qualquer tipo de acabamento e polimento.

4.5.5 AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO E DO ASSENTAMENTO DAS RESTAURAÇÕES

Imediatamente após a usinagem, as restaurações foram avaliadas quanto à adaptação e ao assentamento sobre o dente. Para isso, os preparos foram limpos com jato de bicarbonato de sódio Prophyflex (Kavo, Alemanha) e lavados com spray de ar/água, para assegurar a remoção de resíduos que pudessem

permanecer sobre o dente. A seguir, as restaurações foram assentadas sob leve pressão digital e a adaptação foi checada visualmente. Nos casos em que a adaptação ou o assentamento não foram considerados excelentes, foram realizados ajustes por meio de leves desgastes na restauração e/ou no dente, até que se julgasse que a restauração estava perfeitamente assentada e adaptada. Caso, mesmo após os ajustes, a restauração continuasse com adaptação ou assentamento deficientes, todos os procedimentos de confecção seriam repetidos.

4.6 CIMENTAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES

As restaurações foram cimentadas com o mesmo cimento resinoso de polimerização dual empregado na cimentação dos pinos fibro-resinosos. A seqüência adesiva envolveu etapas específicas para a restauração e etapas específicas para a superfície dental. A fim de simular a seqüência em que os procedimentos seriam realizados em uma situação clínica, inicialmente foram executadas as etapas referentes à superfície interna da restauração. Para facilitar o manuseio durante a seqüência de procedimentos adesivos, as restaurações foram apreendidas com um dispositivo com ponta adesiva Vivastick (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), posicionado na face oclusal.

As etapas adesivas referentes ao preparo da superfície interna da restauração foram conduzidas de acordo com as instruções de uso do cimento resinoso Variolink II (FIG. 40):

- *Aplicação de um gel de ácido hidrófluorídrico a 9,5% (Dentsply, EUA), mantido em posição por 60 segundos;*
- *Remoção do ácido com spray de ar / água, por 20 segundos;*
- *Secagem da superfície com leves jatos de ar;*
- *Aplicação de duas camadas do agente silano Monobond S, com intervalo de 30 segundos entre as camadas;*
- *Manutenção do silano na superfície por 60 segundos;*
- *Secagem da superfície silanizada com leves jatos de ar.*

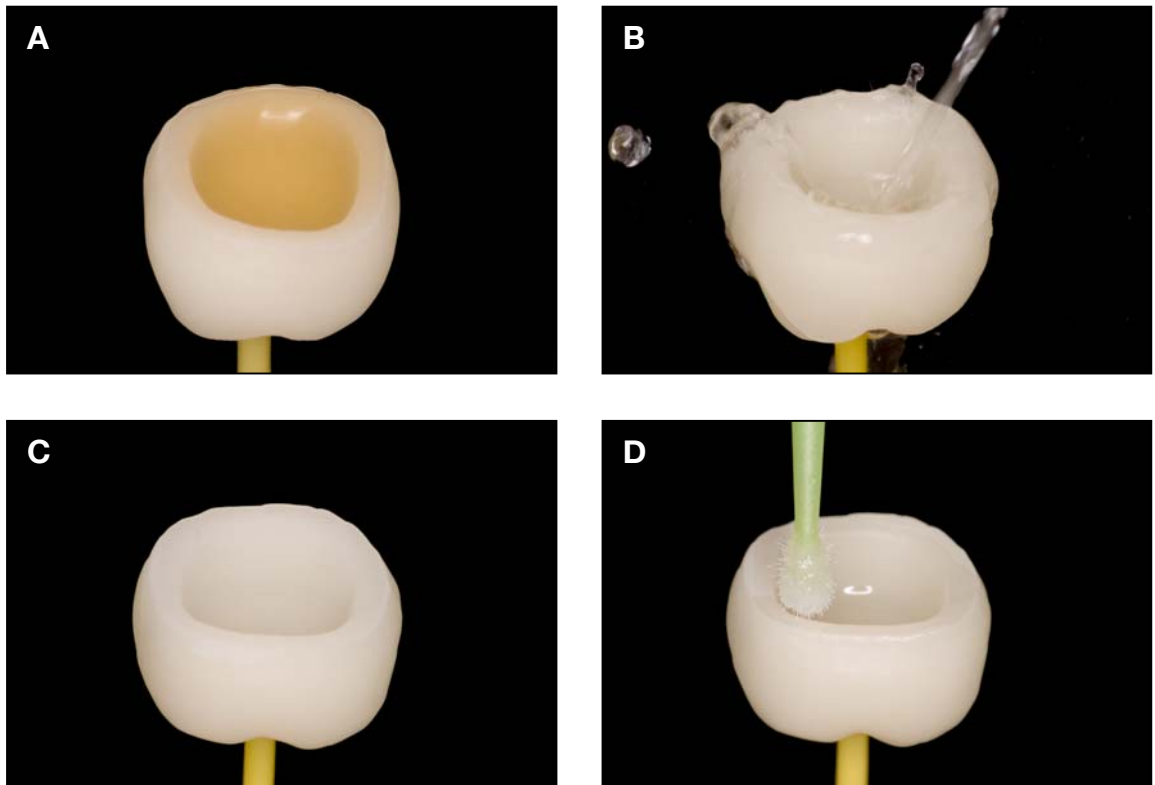


Figura 40: Seqüência de procedimentos adesivos realizados na restauração. Inicialmente o ácido hidrófluídrico foi aplicado por 60 segundos à superfície interna da restauração (A). Após esse período, a superfície foi abundantemente lavada com spray de ar/ água (B) e secada com jatos de ar (C). Na seqüência, duas camadas do agente silano foram aplicadas (D) e secadas com leves jatos de ar.

Concluídas as etapas adesivas específicas da restauração, foram executados os procedimentos referentes ao preparo da superfície dental para a cimentação da coroa (FIG. 41):

- *Condicionamento do preparo com um gel de ácido fosfórico a 37% por 15 a 30 segundos em esmalte e 15 segundos em dentina;*
- *Lavagem da superfície dental com spray de ar / água por 60 segundos;*
- *Secagem da superfície com bolinhas de algodão e leves jatos de ar, mantendo um leve grau de umidade na dentina;*
- *Aplicação do agente adesivo de polimerização dual Excite DSC em duas camadas sucessivas, sem fotoativação.*

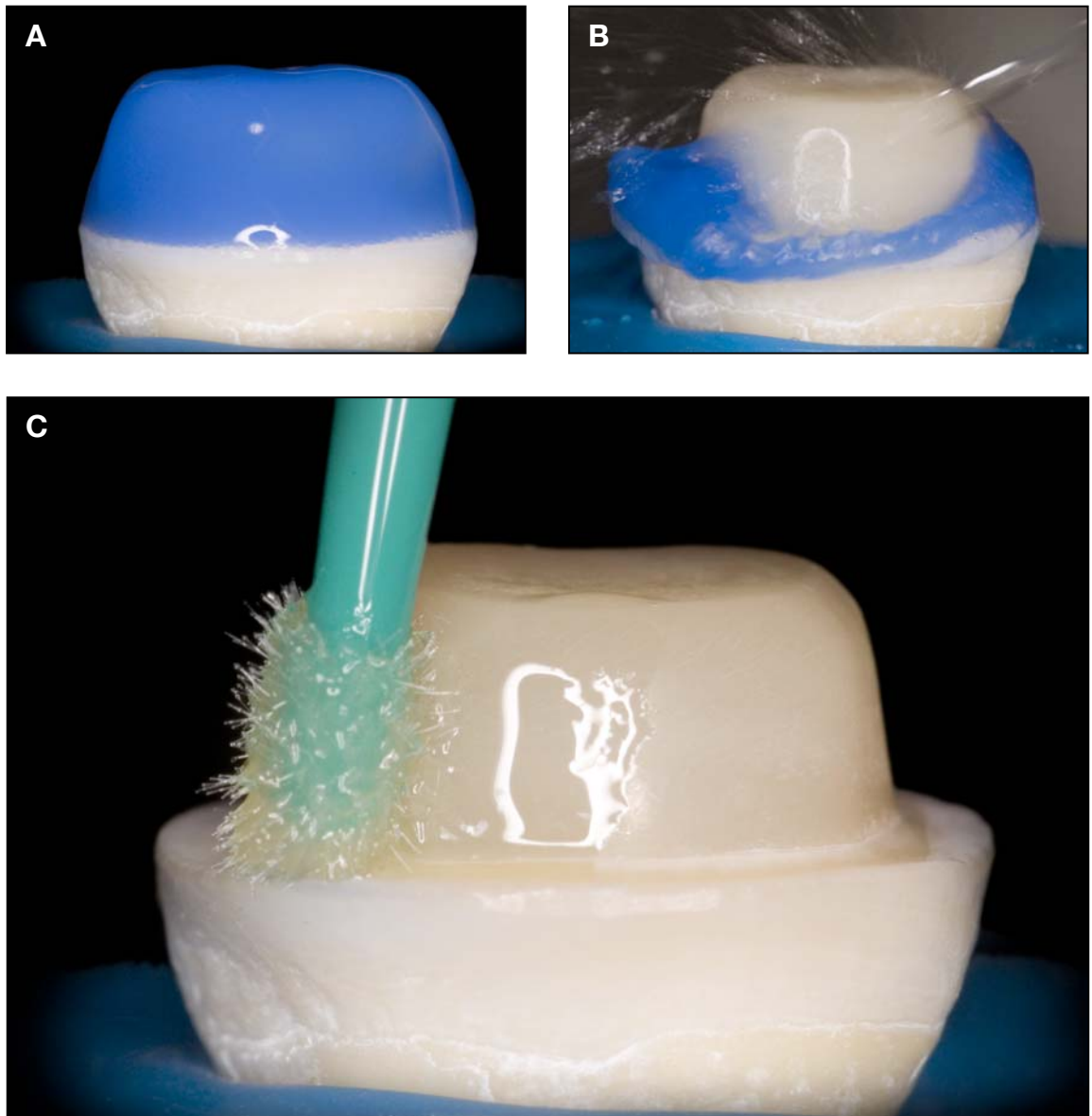


Figura 41: Seqüência de procedimentos adesivos realizados na superfície dental. O gel de ácido fosfórico a 37% foi aplicado, simultaneamente, ao esmalte, à dentina e à superfície do compósito empregado no preenchimento (A). Após um período máximo de 30 segundos de contato, o ácido foi removido com spray de ar / água (B). Na seqüência, duas camadas do agente adesivo dual Excite DSC foram aplicadas às estruturas condicionadas (C).

Na seqüência, o adesivo foi aplicado na restauração e mantido sem fotoativação. A seguir, uma pequena dose das pastas base e catalisadora do cimento resinoso foi manipulada na proporção de 1:1 e aplicada na superfície interna da restauração, com o auxílio de uma espátula para compósitos. A peça foi, então, posicionada sobre o dente e assentada com leve pressão digital (FIG. 42).

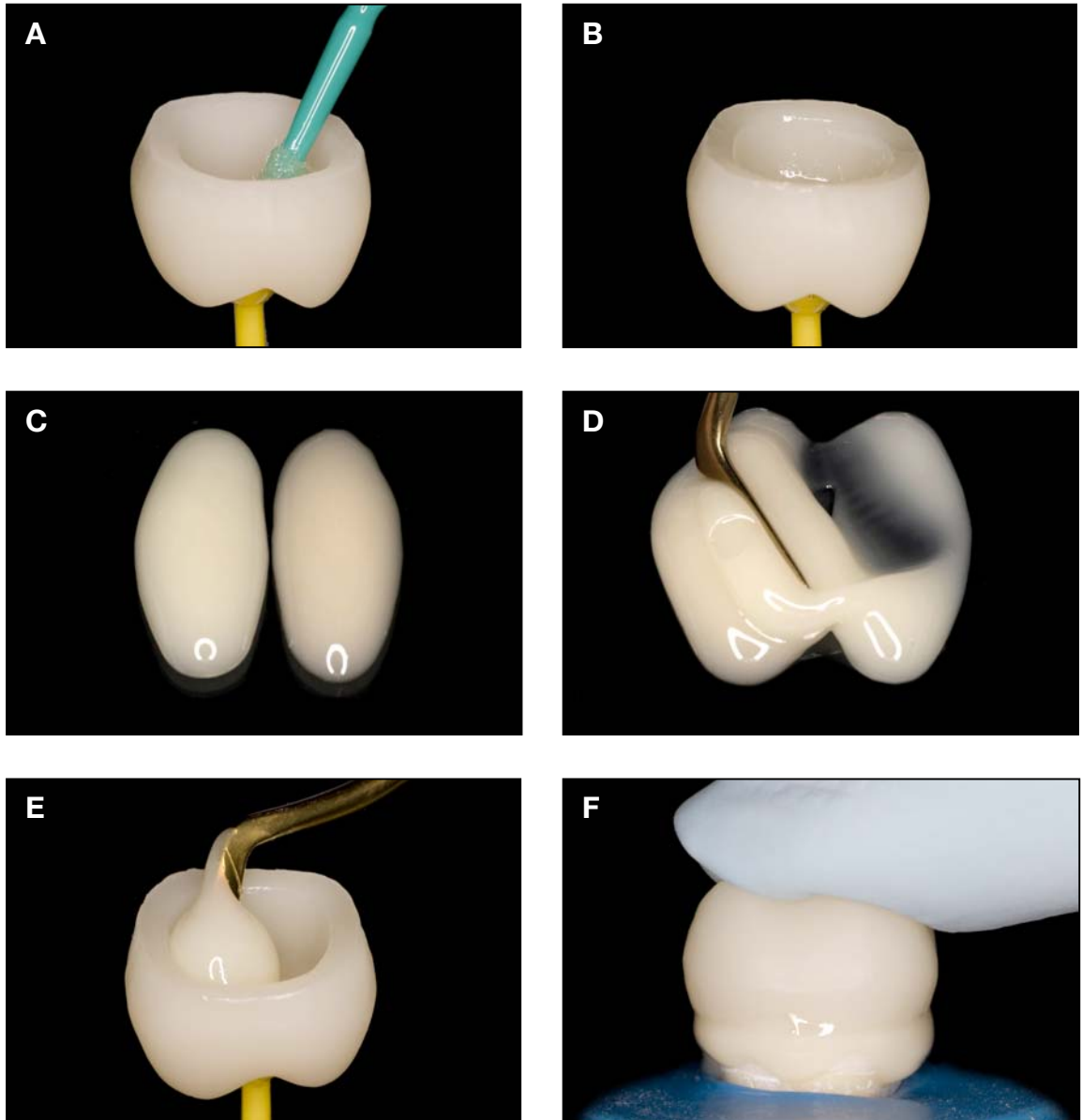


Figura 42: Sequência de procedimentos adesivos realizados na restauração. Uma fina camada do agente adesivo foi aplicada à superfície interna da restauração (A e B), que já havia sido condicionada e silanizada. Na seqüência, doses iguais das pastas base e catalisadora do cimento resinoso foram manipuladas por 10 segundos (C e D) e o cimento foi aplicado com uma espátula às paredes internas da restauração (E), que foi, então, posicionada sobre o preparo e assentada com leve pressão digital (F).

Imediatamente após o assentamento com pressão digital, o conjunto dente-restauração foi adaptado a um dispositivo especial, a fim de manter pressão constante durante o período de polimerização inicial do cimento (FIG. 43). De acordo com estudos recentes, a manutenção da pressão de assentamento por cerca de 3 minutos, é capaz de elevar as forças de união entre a dentina e a cerâmica (Goracci et al., 2006; Chieffi et al., 2006; Chieffi et al., 2007).

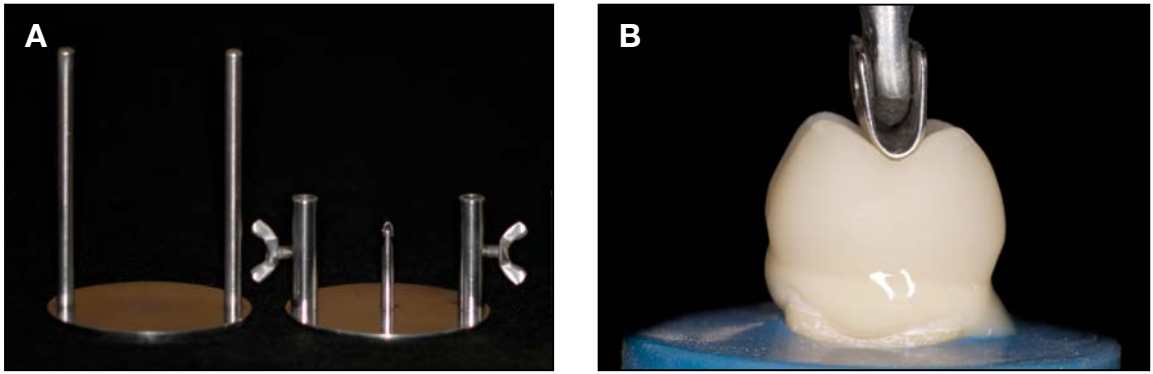


Figura 43: A cimentação das restaurações foi realizada com pressão sustentada, graças à utilização do dispositivo acima.

Os excessos grosseiros de cimento foram removidos com uma espátula para compósitos (FIG. 44) e uma breve fotoativação foi realizada, a fim de estabilizar a restauração e permitir a remoção mecânica dos excessos remanescentes.

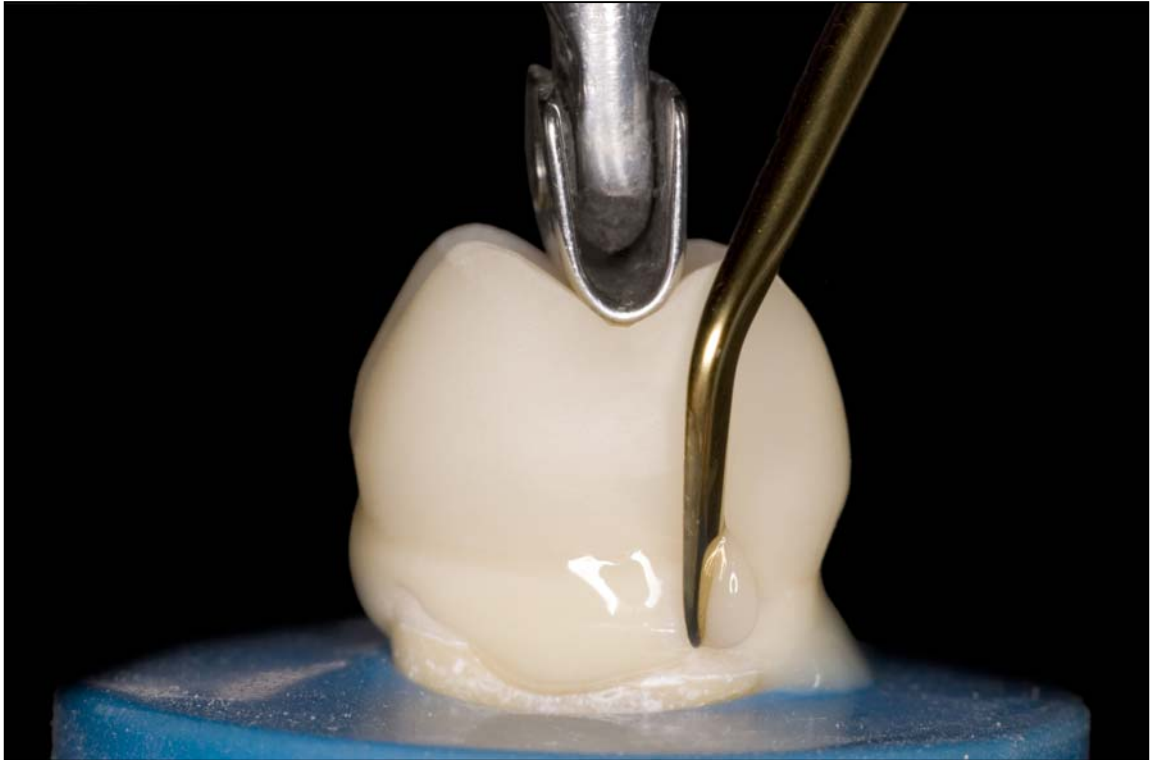


Figura 44: Remoção dos excessos de cimento, previamente à fotoativação. Observe que o corpo-de-prova permanece adaptado ao dispositivo responsável pela manutenção da pressão de assentamento.

Após a remoção dos excessos, um gel de glicerina Liquid Strip (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foi aplicado ao longo de toda a margem e a restauração foi fotoativada por 180 segundos — 60 por oclusal, 60 por vestibular e 60 por lingual. Na seqüência, as restaurações foram polidas com borrachas abrasivas Astropol (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), em baixa rotação. Para a face oclusal foram empregadas as pontas em forma de chama, enquanto nas faces livres e nas margens o polimento foi realizado com as pontas em forma de taça (FIG. 45).

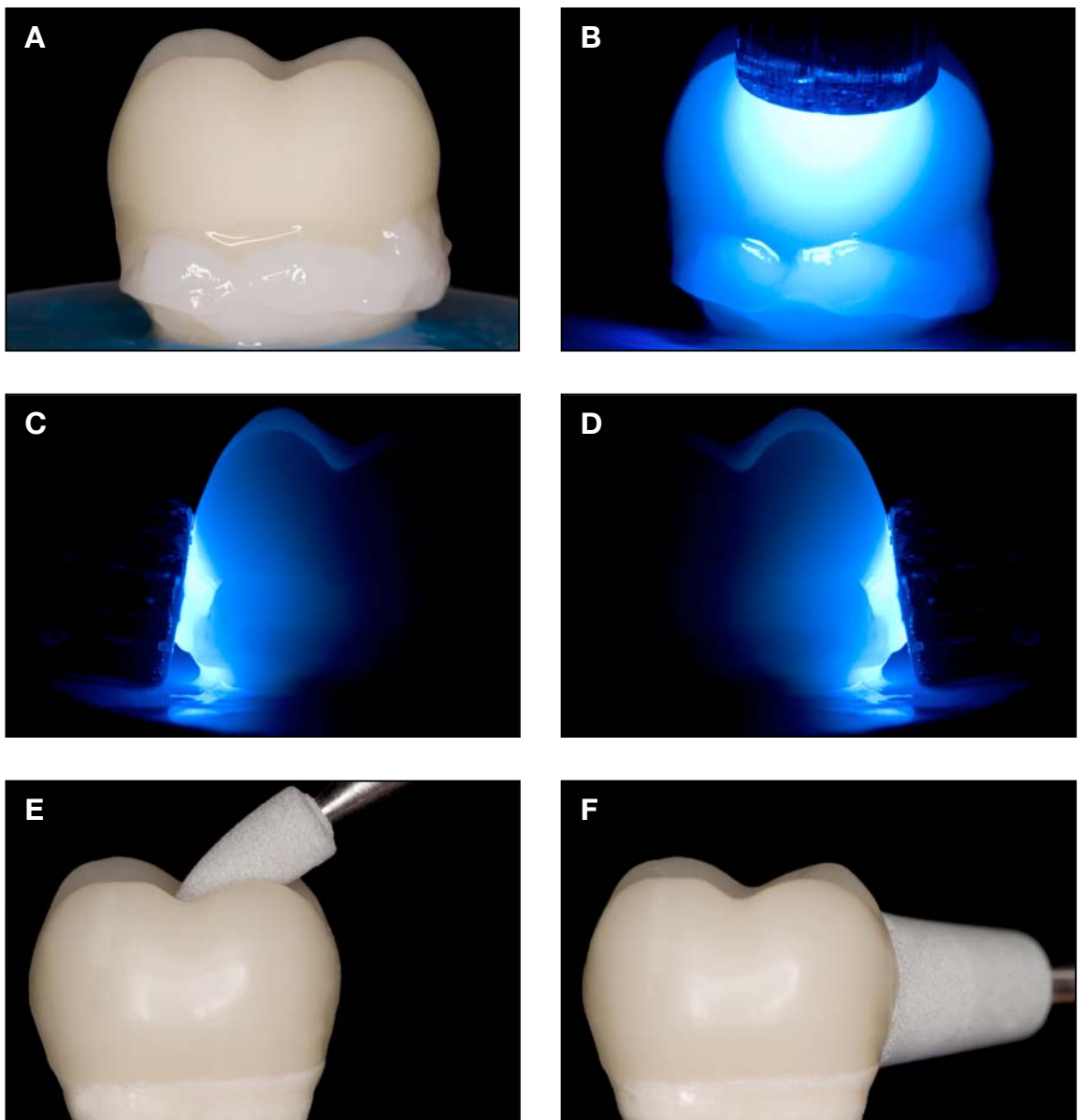


Figura 45: Gel de glicerina aplicado sobre as margens (A) e fotoativação por oclusal, vestibular e lingual (B a D). Na seqüência, acabamento e polimento com borrachas abrasivas, empregadas tanto na restauração propriamente dita como nas margens (E e F).

Realizados o acabamento e o polimento, os dentes foram novamente armazenados em soro fisiológico a uma temperatura de 37 °C, por uma semana.

4.7 CICLAGEM TÉRMICA

Tanto os dentes restaurados (G1, G2, G3) como os dentes hígidos (G4) foram submetidos à termociclagem. Empregando um aparelho específico para essa finalidade (Ética Equipamentos Científicos S.A., Brasil), os dentes foram submetidos a banhos alternados de 5 °C e 55 °C, totalizando 500 ciclos. Cada ciclo consistiu em 30 segundos em cada banho de água, com tempo de transferência de 3 segundos entre cada banho, totalizando 63 segundos por ciclo.

Após a ciclagem térmica, os espécimes foram novamente armazenados em soro fisiológico a uma temperatura de 37 °C, até a execução do ensaio de resistência à fratura.

4.8 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FRATURA

Para realização do teste de resistência à fratura, os corpos-de-prova foram secados com papel absorvente, adaptados a um dispositivo de fixação e posicionados sobre a base de uma máquina universal de ensaios EMIC. Para simular o padrão de forças encontrado na dentição natural, uma carga compressiva foi aplicada sobre a superfície oclusal dos dentes através de uma esfera com 6 mm de diâmetro, a uma velocidade de cruzeta de 1 mm / minuto, até a ocorrência de falha, representada por fratura da restauração e/ou do dente. A falha foi constatada pela determinação visual da fratura ou por ocorrência de um som característico, associado a uma queda no gráfico de força registrado pela máquina universal de ensaios (FIG. 46).

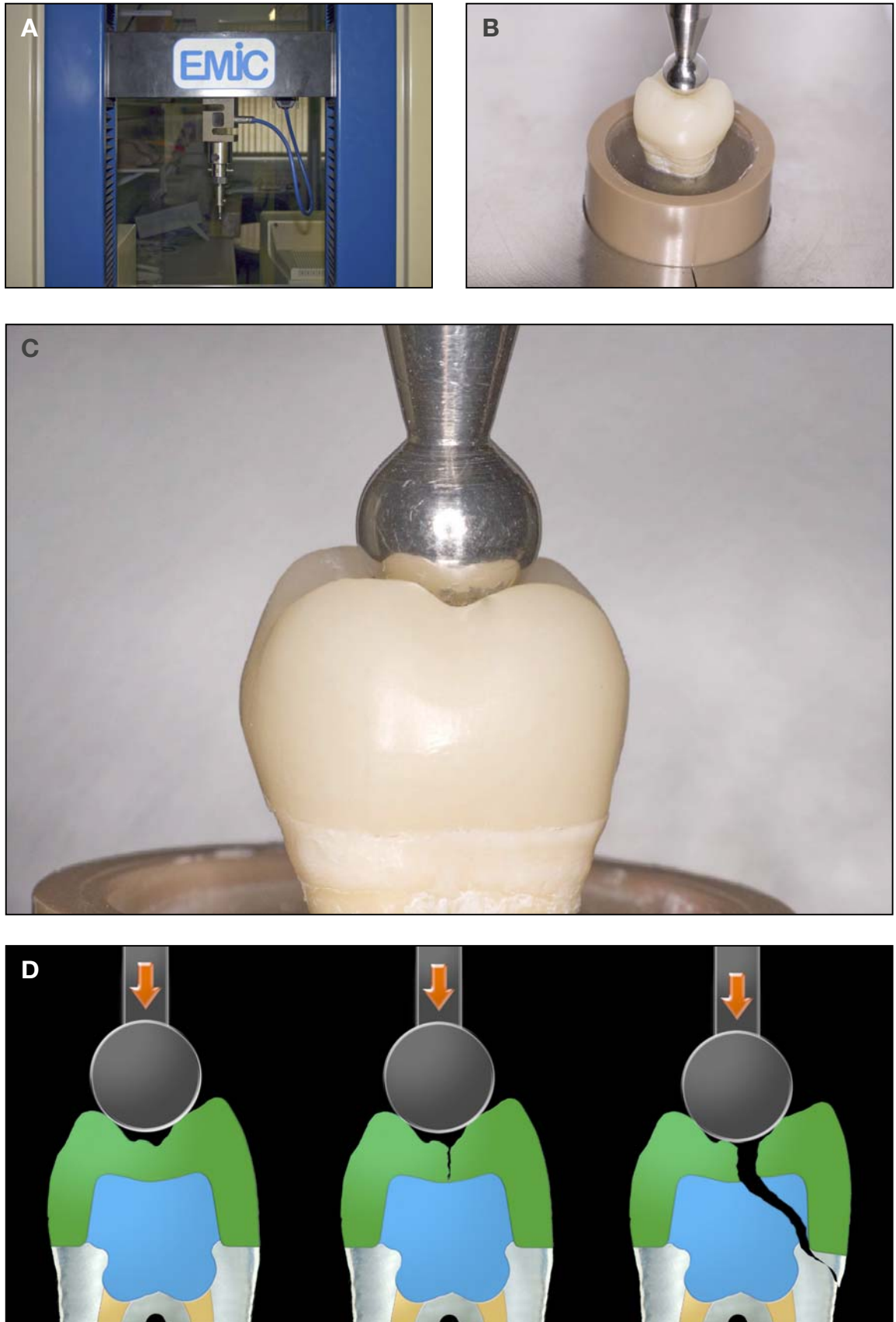


Figura 46: Os corpos-de-prova foram presos a uma base de aço, a fim de evitar a ocorrência de movimentações laterais, e foram posicionados na máquina de ensaios Emic (A). A esfera de aço foi, então, cuidadosamente aproximada da superfície oclusal (B e C) e a carga de compressão foi aplicada, através do deslocamento da esfera a uma velocidade de 1 mm / minuto até a ocorrência de fratura da restauração e/ou do dente (D).

Todos os valores referentes ao deslocamento da esfera e à carga exercida sobre o conjunto dente-restauração foram, automaticamente, registrados por um software. Na seqüência, o valor da força necessária para provocar a falha foi registrado para cada corpo de prova, em Newtons (N).

4.9 AVALIAÇÃO DO PADRÃO DE FRATURA

Dois avaliadores foram solicitados a identificar, com o auxílio de lentes de magnificação, o padrão de fratura característico de cada corpo-de-prova, de acordo com a escala abaixo (FIG. 47):

- *Grau 1: fratura exclusivamente coronal;*
- *Grau 2: fratura corono-radicular de baixa complexidade (“restaurável”);*
- *Grau 3: fratura corono-radicular de alta complexidade (“não-restaurável”).*

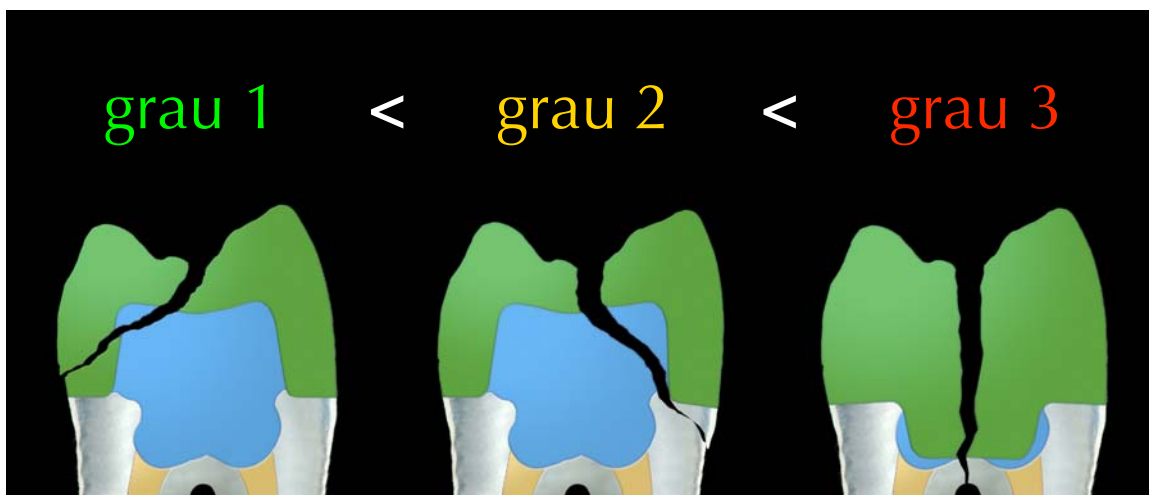


Figura 47: Representação esquemática dos graus de fratura avaliados no presente estudo, em que fica evidente a complexidade progressiva das fraturas — grau 1 < grau 2 < grau 3.

Em caso de divergência entre os avaliadores, a esses foi solicitada a obtenção de consenso, de forma que apenas um valor foi registrado para cada corpo-de-prova.

4.10 AVALIAÇÃO ESTATÍSTICA

Os valores obtidos no teste de resistência e os dados referentes ao padrão de fratura de cada grupo foram submetidos à avaliação estatística por meio dos testes de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney, a fim de detectar as variações significantes entre os grupos.

5. RESULTADOS

5.1 RESISTÊNCIA À FRATURA

Os valores de força de cada um dos corpos-de-prova submetidos à carga de compressão até fratura, bem como as médias, desvios-padrão e coeficientes de variação dos grupos, estão dispostos abaixo, na tabela 1. Na seqüência, os resultados são apresentados visualmente, no gráfico 1.

Tabela 1: Resultados do teste de resistência à fratura, com valores de força expressos em Newtons (N). Os valores máximos e mínimos de cada grupo estão indicados em verde e vermelho, respectivamente.

ESPÉCIME	G1 Endocrown	G2 Núcleo	G3 Pino + Núcleo	G4 Hígido
1	1370,9	2141,7	1557,1	1870,9
2	1584,7	1988,2	2553,8	2955,4
3	1522,6	2057,2	1948,5	2769,3
4	1755,4	1420,9	1674,4	1700,3
5	1608,8	1814,0	2433,1	4085,0
6	1689,9	2190,0	3302,2	3097,0
7	1507,1	2103,7	1360,5	1780,3
8	2229,6	2607,3	1272,6	3483,2
9	1601,9	2205,5	2134,8	4064,4
10	1836,5	2041,7	1658,9	3709,1
Média	1670,74	2057,02	1989,59	2951,49
Desvio-padrão	236,16	301,95	629,49	915,26
Coeficiente de Variação	14,13%	14,67%	31,63%	31,01%

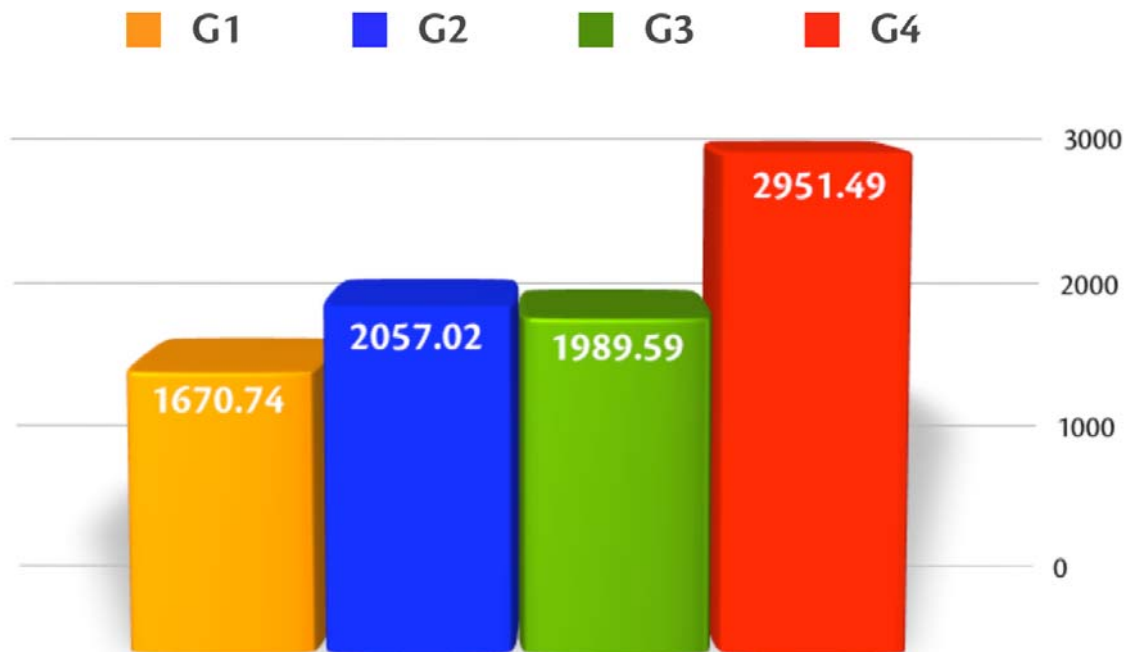


Gráfico 1: Gráfico representativo da média de resistência à fratura, em Newtons (N), nos diferentes grupos.

Para a análise estatística, inicialmente, os dados foram submetidos à avaliações de normalidade e homogeneidade de variâncias. Embora a normalidade tenha sido comprovada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov, a hipótese de homogeneidade dos dados foi rejeitada pelo teste de homogeneidade de variância de Levene ($p=0,001$). Por essa razão, os dados foram submetidos ao teste estatístico não-paramétrico de Kruskal-Wallis, cujos resultados estão dispostos na tabela 2.

Tabela 2: Número de espécimes por grupo e valor da média de postos de resistência à fratura, pelo teste de Kruskal-Wallis.

		n	Média de postos
G1	Endocrown	10	11,6
G2	Núcleo + Coroa	10	22,4
G3	Pino + Núcleo + Coroa	10	17,5
G4	Hígido	10	30,5

O teste estatístico de Kruskal-Wallis demonstrou um valor de p igual a 0,003, rejeitando a hipótese de igualdade entre os grupos, em nível de significância de 5%. Para identificar quais foram as interações estatisticamente diferentes, todas as combinações grupo vs grupo foram submetidas ao teste estatístico não-paramétrico de Mann-Whitney U, conforme demonstrado nas tabelas 3 e 4.

Tabela 3: Valores de p das diferentes combinações grupo vs grupo, conforme determinado pelo teste não-paramétrico de Mann-Whitney U. Os valores menores que 0,05, indicados em vermelho, identificam cruzamentos em que houve diferença estatisticamente significativa entre as médias de resistência à fratura dos grupos.

	G1	G2	G3	G4
G1		0,015	0,353	0,000
G2	0,015		0,436	0,075
G3	0,353	0,436		0,015
G4	0,000	0,075	0,015	

Tabela 4: Médias de resistência à fratura e desvios-padrão (DP), em Newtons (N), dos diferentes grupos experimentais. Grupos estatisticamente semelhantes estão indicados por letras iguais.

		Média (\pm DP)	
G4	Hígido	2951,49 \pm 915,26	a
G2	Núcleo + Coroa	2057,02 \pm 301,95	ab
G3	Pino + Núcleo + Coroa	1989,59 \pm 629,49	bc
G1	Endocrown	1670,74 \pm 236,16	c

Em resumo, os resultados do teste de resistência à fratura podem ser descritos da seguinte forma:

- O grupo de dentes hígidos (G4) apresentou os maiores valores de resistência, porém estes foram estatisticamente semelhantes aos obtidos no grupo de dentes restaurados por meio de núcleo de preenchimento e coroa cerâmica (G2).
- O grupo em que a restauração envolveu a combinação de pino fibro-resinoso, núcleo de preenchimento e coroa cerâmica (G3) apresentou valores de resistência estatisticamente semelhantes aos observados no G2, porém inferiores aos verificados no G4;
- No grupo restaurado por meio de endocrowns (G1), os valores de resistência foram estatisticamente semelhantes aos do G3, embora inferiores aos do G2 e G4.

5.2 PADRÃO DE FRATURA

Os resultados da interpretação do padrão de fratura pelos dois examinadores estão dispostos na seqüência, na tabela 5. Adicionalmente, no APÊNDICE A estão listados, simultaneamente, os padrões de fratura e os valores de força, em Newtons (N), de cada corpo-de-prova.

Tabela 5: Padrão de fratura característico de cada corpo-de-prova.

ESPÉCIME	G1 Endocrown	G2 Núcleo	G3 Pino + Núcleo	G4 Hígido
1	1	2	1	1
2	3	2	1	1
3	3	3	2	1
4	3	1	2	1
5	2	1	2	2
6	3	2	3	1
7	2	1	2	2
8	3	2	2	1
9	3	1	3	2
10	2	2	2	1
Padrão predominante	3	2	2	1
% de fraturas grau 1	10%	40%	20%	70%
% de fraturas grau 2	30%	50%	60%	30%
% de fraturas grau 3	60%	10%	20%	0%

Para permitir a identificação de diferenças entre os grupos, os dados foram submetidos ao teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, cujos resultados são apresentados na tabela 6 e no gráfico 2.

Tabela 6: Número de espécimes por grupo e valor da média de postos do padrão de fratura, pelo teste de Kruskal-Wallis.

		n	Média de postos
G1	Endocrown	10	29,25
G2	Núcleo + Coroa	10	18,10
G3	Pino + Núcleo + Coroa	10	22,50
G4	Hígido	10	12,15

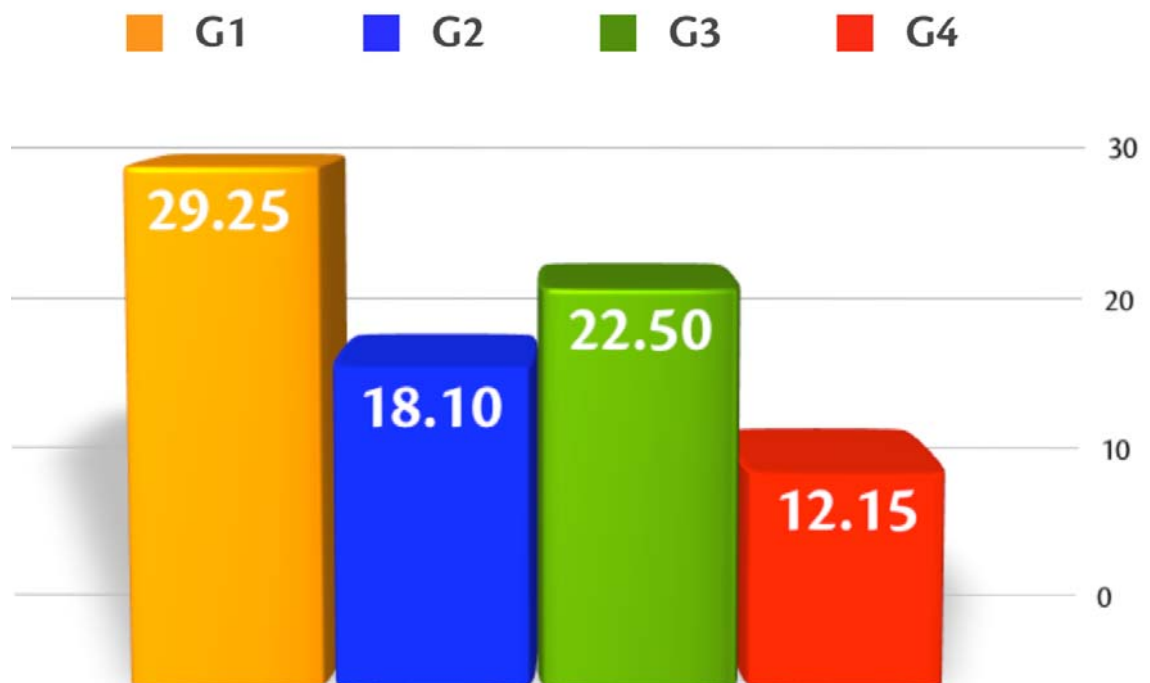


Gráfico 2: Gráfico representativo das médias de postos do padrão de fratura, pelo teste de Kruskal-Wallis. Valores mais elevados estão relacionados à fraturas com maior complexidade.

O teste estatístico de Kruskal-Wallis revelou um valor de p igual a 0,004, rejeitando a hipótese de igualdade entre os grupos, em nível de significância de 5%. Por essa razão, todas as combinações grupo vs grupo foram submetidas ao teste estatístico não-paramétrico de Mann-Whitney U, para identificar quais interações foram estatisticamente significantes (tabela 7).

Tabela 7: Valores de p das diferentes combinações grupo vs grupo, de acordo com o teste não-paramétrico de Mann-Whitney U. Valores menores que 0,05, indicados em vermelho, identificam cruzamentos em que foi detectada diferença estatisticamente significativa entre os padrões de fratura dos grupos.

	G1	G2	G3	G4
G1		0,029	0,143	0,002
G2	0,029		0,393	0,218
G3	0,143	0,393		0,035
G4	0,002	0,218	0,035	

Em suma, a avaliação do padrão de fratura demonstrou:

- Os dentes hígidos (G4) apresentaram predomínio de fraturas grau 1, com apenas três dentes apresentando fraturas grau 2.
- A análise estatística não detectou diferença entre os padrões de fratura dos dentes hígidos (G4) e dos dentes restaurados com núcleos de compósito e coroas cerâmicas (G2), embora estes tenham apresentado predomínio de fraturas grau 2;
- Os dentes restaurados com a associação de pino fibro-resinoso, núcleo de compósito e coroa (G3) foram estatisticamente semelhantes, no que tange ao padrão de fratura, aos dentes restaurados apenas com núcleo e coroa (G2);
- Não foram detectadas diferenças estatísticas no padrão de fratura dos dentes restaurados com endocrowns (G1) e com a associação de pino fibro-resinoso, núcleo de compósito e coroa (G3), apesar do G1 ter apresentado predomínio de fraturas grau 3 — com alto grau de complexidade — enquanto o G3 foi caracterizado por fraturas grau 2.

6. DISCUSSÃO

Apesar da grande quantidade de estudos *in vitro* e de relatos clínicos publicados na literatura, não existe consenso em relação à melhor forma de restaurar dentes posteriores desvitalizados. A ausência de diretrizes claras, associada à profusão de materiais e técnicas disponíveis, faz com que as escolhas sejam tomadas, rotineiramente, com base em parâmetros questionáveis, como custo e simplicidade técnica — aspectos importantes, porém secundários aos parâmetros biomecânicos, como a resistência à fratura do conjunto dente-restauração.

No presente estudo, foram avaliadas três abordagens indicadas para restauração de dentes posteriores tratados endodonticamente, através do teste de resistência à fratura. Para facilitar o estabelecimento de comparações, também foi incluído um grupo controle, em que o teste foi realizado em dentes hígidos — sem qualquer tipo de preparo ou restauração.

Os maiores valores de resistência foram detectados no grupo controle. Esses resultados estão em concordância com diversos outros estudos e são explicados pelo excepcional comportamento biomecânico do complexo amelo-dentinário (MAGNE e DOUGLAS, 1999; MAGNE e BELSER, 2002b; MAGNE e BELSER, 2003; TORBJORNER e FRANSSON, 2004). Graças ao extraordinário conjunto de propriedades do esmalte e da dentina, os dentes naturais representam a combinação perfeita de rigidez, resiliência e resistência (MAGNE e BELSER, 2002a; MAGNE, 2006).

Um aspecto que chama a atenção nos valores de resistência do grupo controle é o coeficiente de variação superior a 30%. Apesar da mensuração prévia de todos os dentes e da seleção apenas de dentes com formação radicular completa, um certo grau de variabilidade anatômica é inevitável, em virtude das diferentes espessuras de esmalte e dentina entre os dentes e da presença de sutis variações na anatomia da face oclusal (ST-GEORGES et al., 2003; MEHL et al., 2004; ATTIA e KERN, 2004a; ATTIA e KERN, 2004b).

Reproduzir as relações biomecânicas existentes entre os tecidos dentais com materiais artificiais é, seguramente, um dos maiores desafios da odontologia moderna. Esmalte e dentina apresentam propriedades variadas, ou mesmo opostas — enquanto o esmalte se distingue pela friabilidade, a dentina é caracterizada pela resiliência. Longe de ser uma deficiência, entretanto, a natureza antagônica das propriedades do esmalte e da dentina é responsável pela capacidade ímpar do complexo amelo-dentinário de resistir aos estresses térmicos e mecânicos a que os dentes são submetidos.

Embora nenhum material restaurador seja capaz de reproduzir, simultaneamente, o comportamento biomecânico do esmalte e da dentina, é possível alcançar bons resultados por meio da combinação de cerâmica e compósito (MOSCOVICH et al., 1998). As propriedades da dentina são reproduzidas de forma bastante eficiente pelos compósitos, ao passo que as características do esmalte são perfeitamente mimetizadas pelas cerâmicas (MAGNE, 2006).

Os resultados deste estudo indicam que, dentre as abordagens restauradoras testadas, apenas os dentes em que as coroas foram cimentadas sobre núcleos de compósito (G2) apresentaram resistência estatisticamente semelhante aos dentes hígidos (G4). Os dentes restaurados com endocrowns (G1), em que a espessura de cerâmica foi significativamente superior à espessura empregada nos demais grupos experimentais, demonstraram os menores valores de resistência à fratura. No grupo em que a confecção das coroas foi precedida pela cimentação de um pino fibro-resinoso (G3), os valores de resistência à fratura foram estatisticamente semelhantes aos valores observados no G2 e G4. O ranqueamento dos resultados confirmou os benefícios atribuídos às abordagens biomiméticas (MAGNE e DOUGLAS, 1999; MAGNE e BELSER, 2002a; MAGNE e BELSER, 2002b; MAGNE e BELSER, 2003; MAGNE, 2006), ao menos no que tange à utilização de coroas cerâmicas para restaurar dentes posteriores desvitalizados.

Além dos benefícios inerentes à conservação de estrutura dental sem suporte, a presente pesquisa indica que a utilização de compósitos em associação às

cerâmicas pode melhorar o desempenho mecânico das restaurações. Após a adesão, cerâmica e compósito não mais se comportam como materiais individuais, mas sim como uma estrutura composta, de forma análoga ao esmalte e à dentina. Em virtude de seu elevado módulo de elasticidade — próximo a 80 GPa — o esmalte é uma estrutura friável e praticamente incapaz de sofrer deformações elásticas. Por essa razão, caso o esmalte fosse submetido, isoladamente, às cargas oclusais, a ocorrência de fratura seria inevitável. No entanto, quando combinado à dentina, que apresenta módulo de elasticidade mais baixo — próximo a 14 GPa — o esmalte é capaz de transmitir as tensões a que é submetido, de forma a manter sua integridade estrutural (MAGNE, 2006).

De acordo com dados do fabricante, os módulos de elasticidade da cerâmica ProCAD e do compósito Tetric Ceram são, respectivamente, 70 GPa e 9 GPa — valores bastante próximos aos do esmalte e da dentina. Em virtude da semelhança entre os módulos de elasticidade, é possível que a relação sinérgica entre esmalte e dentina tenha sido reproduzida no presente estudo, nas restaurações em que a cerâmica foi cimentada a núcleos de compósito (G2 e G3). Nos dentes restaurados com endocrowns (G1), embora a cerâmica tenha sido cimentada diretamente à estrutura dental, é possível que a pequena espessura de dentina existente no assoalho da câmara pulpar não tenha sido capaz de prover resiliência suficiente, frente ao grande volume de cerâmica. Dessa forma, uma possível explicação para a menor resistência observada nos dentes restaurados com endocrowns é a excessiva rigidez do conjunto dente-restauração, em decorrência do elevado volume de cerâmica. Em virtude de seu alto módulo de elasticidade, as cerâmicas são praticamente incapazes de sofrer deformações elásticas, de forma que, mesmo sob tensões de tração relativamente baixas, há alto risco de fratura do material (VAN NOORT, 2004). Essa é uma constatação pertinente, uma vez que, embora a carga aplicada sobre os dentes no presente estudo tenha sido compressiva, a pressão da esfera metálica sobre as vertentes de cúspides pode, hipoteticamente, ter feito com que as tensões predominantes no corpo da restauração fossem de tração, e não de compressão (FIG. 48) — de forma análoga ao que ocorre em um teste de resistência à tração diametral. Nesse caso, os

efeitos deletérios das tensões de tração seriam mais pronunciados, justamente, nas restaurações com maior volume de cerâmica. Infelizmente, a metodologia empregada no presente estudo não permitiu uma avaliação objetiva dos padrões de distribuição das forças nos dentes, de forma que não é possível afirmar que a distribuição das cargas no corpo das restaurações foi, de fato, diferente entre os grupos. Essa hipótese poderá ser confirmada, futuramente, através de estudos de elemento finito ou análise fotoelástica.

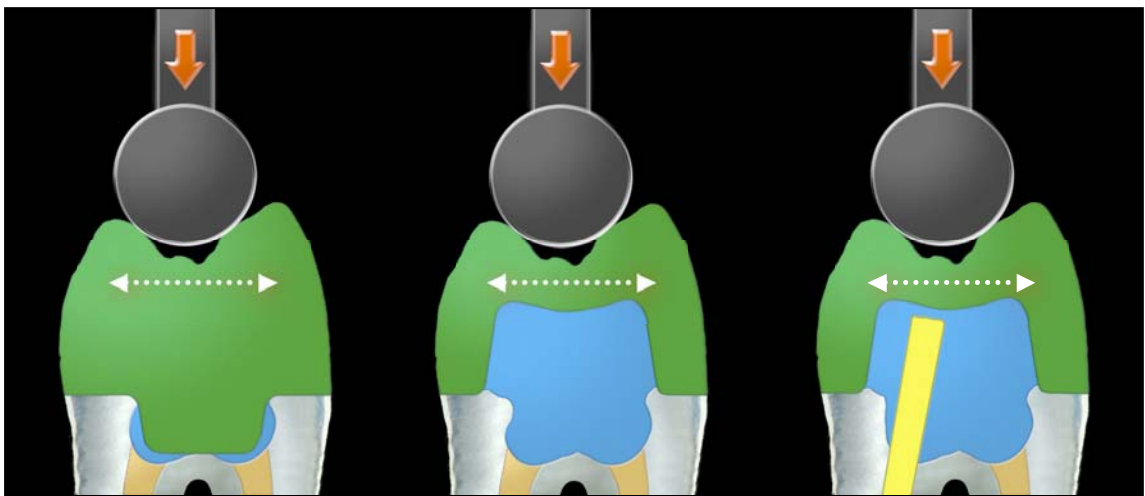


Figura 48: A aplicação de uma carga de compressão à face oclusal das restaurações pode, teoricamente, promover a concentração de tensões de tração no corpo do material. No esquema acima, os efeitos das tensões de tração seriam mais prejudiciais às endocrowns do que às coroas cimentadas sobre núcleos de compósito, em virtude dos diferentes volumes de cerâmica.

Outro aspecto que pode ter influenciado os resultados do teste de resistência à fratura é a diferente área disponível para adesão nos preparos de endocrowns (G1) e coroas convencionais (G2 e G3). Uma vez que nas restaurações cerâmicas cimentadas adesivamente, a transferência de estresse entre a restauração e o dente é mediada pelo cimento resinoso (BURKE e WATTS, 1994; BURKE, 1995; MÖRMANN et al., 1998; BURKE et al., 2002; BEHR et al., 2003; PROOS et al., 2003; BINDL et al., 2006), é razoável assumir que preparos com maior área de adesão permitam uma transmissão mais eficiente de estresse. A diferente área dos preparos é, provavelmente, a principal razão para a disparidade nos índices de sucesso clínico de endocrowns cimentadas em molares (87,1%) e pré-molares (68,8%), de

acordo com os resultados de uma avaliação clínica longitudinal, com até 7 anos de acompanhamento (BINDL et al., 2005).

Embora o presente estudo não tenha avaliado objetivamente a área dos preparos, a simples comparação das características finais dos dentes preparados sugere a existência de diferença entre os grupos, no que tange à superfície disponível para adesão. Em primeiro lugar, enquanto os preparos de endocrowns apresentavam, aproximadamente, 3 mm de profundidade, da margem ao assoalho da câmara pulpar, os preparos de coroa apresentavam cerca de 4 mm de altura, da margem à parede oclusal. Além disso, enquanto nos preparos de coroas convencionais foi definido um ombro com espessura uniforme de 1,5 mm, às expensas da redução do compósito de preenchimento, nos preparos de endocrowns a espessura do término foi definida pela distância — variável — do ângulo cavo-superficial às paredes axiais da câmara pulpar. Ainda que, isoladamente, essas pequenas variações no desenho dos preparos não sejam suficientes para explicar a diferença de resistência observada entre os grupos, é possível que sua interação com outros fatores tenha influenciado os resultados. Por essa razão, em um estudo futuro, planejamos avaliar a relação entre a área dos preparos e a resistência à fratura, empregando uma metodologia descrita recentemente (MÖRMANN e BINDL, 2006).

Infelizmente, são raros os estudos *in vitro* em que tenha sido avaliada a resistência à fratura de restaurações tipo endocrown, dificultando a interpretação dos menores valores de resistência observados na presente pesquisa. Estranhamente, entretanto, nossos resultados são opostos aos relatados por MÖRMANN et al. (1998), que compararam a resistência à fratura de coroas CEREC com diferentes desenhos de preparo, e observaram maior resistência justamente nos dentes restaurados com endocrowns. Embora seja impossível identificar, com precisão, os fatores responsáveis por essa discrepância, uma diferença crucial entre os estudos é que, enquanto em nossa pesquisa as endocrowns foram cimentadas a dentes naturais, no estudo citado as restaurações foram cimentadas a troquéis fabricados com um compósito fotopolimerizável — curiosamente, o mesmo material empregado para confecção dos núcleos e preenchimentos na presente

pesquisa. É plausível, portanto, que os altos valores relatados sejam, ao menos parcialmente, explicados pela resistência à compressão do material de base. Em nosso estudo, a utilização de compósitos foi restrita ao preenchimento de pequenas retenções e ao selamento da embocadura dos condutos, de forma que após a confecção do preparo, apenas uma pequena espessura de compósito permaneceu sobre a guta-percha empregada na obturação dos canais. Uma vez que a guta-percha é excessivamente resiliente e não oferece suporte adequado à cerâmica, é possível que a menor resistência observada nas endocrowns esteja relacionada ao comportamento mecânico deficiente da guta-percha.

Outro aspecto que, hipoteticamente, poderia explicar a diferença entre nossos resultados e os do estudo citado acima, é a diferente espessura da estrutura subjacente às restaurações. Após a cimentação adesiva, o conjunto dente-restauração se comporta como um monobloco, cujas propriedades mecânicas são dependentes não apenas das propriedades individuais dos materiais, mas também de suas espessuras individuais. Embora MÖRMANN et al. (1998) não tenham relatado a espessura de compósito empregada na região correspondente ao assoalho da câmara pulpar, a avaliação visual dos esquemas impressos no artigo indica que, caso a escala esteja correta, essa espessura foi superior a 6 mm. No presente estudo, as endocrowns foram apoiadas diretamente sobre o assoalho da câmara pulpar — região em que a espessura de dentina é, definitivamente, inferior a 6 mm. Essa é uma diferença potencialmente importante, uma vez que, nas estruturas compostas, a magnitude e a distribuição das forças são altamente influenciadas pelas espessuras individuais dos materiais (KELLY et al., 1996; KELLY, 1999). Em um estudo *in vitro*, MOSCOVICH et al. (1998) demonstraram que a resistência de estruturas formadas por cerâmica e compósito é diretamente dependente da espessura do compósito — quanto maior a espessura, maior a resistência final. Com base nesses princípios, é possível que as endocrowns avaliadas por MÖRMANN et al. (1998) tenham sido beneficiadas pela maior espessura do compósito subjacente, enquanto as restaurações avaliadas no presente estudo contaram apenas com a pequena — porém, mais relevante clinicamente — espessura de dentina do assoalho da câmara pulpar.

Em relação aos resultados do teste de resistência à fratura, além dos aspectos já discutidos — referentes, essencialmente, à comparação de endocrowns e coroas tradicionais —, é importante analisar o desempenho das coroas em que os núcleos de compósito foram associados a pinos fibro-resinosos. Nossos resultados não indicaram diferenças estatisticamente significantes nos valores de resistência à fratura de dentes restaurados com e sem pinos. Esses resultados estão de acordo com um grande número de estudos (IBBETSON, 2002; KREJCI et al., 2003; FOKKINGA et al., 2005; CREUGERS et al., 2005) e confirmam que, ao menos em relação à utilização de coroas cerâmicas em dentes posteriores desvitalizados, não há quaisquer benefícios relacionados ao uso de pinos. Pelo contrário, além do risco de perfurações radiculares, a colocação de um pino acarreta, invariavelmente, remoção de estrutura dental sadia, de forma que sua utilização deveria ser restrita às situações em que são, realmente, necessários (MANNING et al., 1995).

Além da ausência de benefícios concretos, há que se considerar que a inserção de um pino fibro-resinoso no interior de um núcleo de compósito pode, de alguma forma, modificar a distribuição de forças no núcleo. Essa é, possivelmente, a razão para o elevado percentual de variação — superior a 30% — dos valores de resistência observados no grupo em que os dentes foram restaurados com pinos fibro-resinosos. Para efeito de comparação, no grupo em que os núcleos foram inteiramente construídos com compósito, o percentual de variação da resistência foi inferior a 15%, valor semelhante ao do grupo restaurado com endocrowns. Uma vez que os dentes apresentavam dimensões semelhantes, é plausível que essas diferenças estejam relacionadas às particularidades de cada abordagem restauradora. Embora o grupo controle também tenha apresentado variação superior a 30%, esse não é um percentual incomum em dentes hígidos, de acordo com outros estudos de resistência à fratura (ST-GEORGES et al., 2003; MEHL et al., 2004; ATTIA e KERN, 2004a; ATTIA e KERN, 2004b), em decorrência, provavelmente, das variações anatômicas e estruturais existentes entre os dentes.

Uma possível explicação para a maior variação da resistência dos dentes restaurados com pinos é que, a despeito de todos os esforços referentes à

padronização dos procedimentos operatórios, a posição e a inclinação do pino no interior do núcleo não foram constantes entre os dentes. Em função da angulação das raízes e da anatomia dos canais radiculares, é provável que, em alguns dentes, os pinos tenham ficado mais paralelos ao eixo de aplicação da carga. Pelas mesmas razões, é certo que a espessura de compósito circundante ao pino foi inconstante, tanto entre os dentes como entre diferentes regiões de um mesmo dente (FIG. 49). Nos dentes restaurados sem a utilização prévia de pinos (G2 e G4), a menor variabilidade dos valores de resistência está relacionada, provavelmente, às características mecânicas intrínsecas dos materiais. Embora a metodologia empregada não permita concluir que a variação de resistência está, de fato, vinculada aos fatores acima, o raciocínio indutivo nos leva a crer na existência de tais relações.



Figura 49: Representação esquemática da variação de posição e angulação do pino em relação ao núcleo de compósito, em decorrência das particularidades anatômicas de cada dente.

Para concluir a discussão dos resultados do teste de resistência à fratura, vale lembrar que o objetivo maior das abordagens restauradoras biomiméticas não é a criação de restaurações exageradamente resistentes, mas sim de restaurações com características compatíveis com o comportamento biomecânico dos tecidos que estão sendo substituídos (MAGNE e DOUGLAS, 1999). Tais restaurações, hipoteticamente, permitiriam a completa recuperação funcional das estruturas dentais comprometidas, de tal forma que os mecanismos de absorção e

transmissão de estresse dos dentes restaurados seriam idênticos aos dos dentes hígidos (MAGNE, 2006).

Embora a metodologia empregada no presente estudo não permita a avaliação direta dos padrões de absorção e transmissão de estresse, algumas conclusões podem ser tiradas, indiretamente, por meio da observação dos padrões de fratura predominantes nos diferentes grupos.

Em contraste com outros estudos, em que a avaliação do padrão de fratura foi realizada com escalas de cinco ou mais níveis (BURKE e WATTS, 1994; BURKE, 1995; BURKE, 1996; BURKE e WATTS, 1998; BURKE, 1999; ST-GEORGES et al., 2003), na presente pesquisa, o padrão de fratura foi avaliado de acordo com uma escala simplificada, com apenas três níveis de complexidade progressiva. A simplificação da escala, teoricamente, facilitou a identificação de espécimes com graus de fratura semelhantes, algo que seria bastante difícil em escalas com muitas subdivisões. Além disso, a complexidade progressiva dos graus de fratura — GRAU 1 < GRAU 2 < GRAU 3 — permitiu a avaliação dos dados por um teste estatístico não-paramétrico, de forma semelhante à empregada ao analisar os resultados de testes de microinfiltração.

O ranqueamento dos resultados obedeceu exatamente à mesma seqüência observada no teste de resistência à fratura, indicando, mais uma vez, que a associação de cerâmica e compósito foi superior, do ponto de vista biomecânico, à utilização isolada de cerâmica.

O grupo controle (G4) foi caracterizado pela ocorrência de fraturas exclusivamente coronárias, com apenas três dentes apresentando fraturas corono-radulares de baixa complexidade. A total ausência de fraturas de alta complexidade evidencia o excepcional desempenho biomecânico do complexo amelo-dentinário. Em relação aos grupos restaurados, a avaliação estatística não detectou diferença entre o padrão de fratura dos dentes hígidos (G4) e dos dentes restaurados com núcleos de compósito e coroas cerâmicas (G2), apesar do aumento da ocorrência de fraturas corono-radulares de baixa complexidade,

nestes últimos. Resultados semelhantes, com predomínio de fraturas grau 2, foram observados no grupo restaurado com pinos fibro-resinosos (G3), cujo padrão de fratura foi estatisticamente semelhante ao observado nos dentes restaurados com núcleos e coroas (G2) e com endocrowns (G1), porém diferente do observado nos dentes hígidos (G4). Finalmente, no grupo restaurado com endocrowns (G1), mais da metade dos dentes sofreram fraturas corono-radiculares grau 3, de alta complexidade. Em quase todos os casos, as falhas envolveram a fratura vertical da restauração, na região do sulco central, de forma a separar o dente em duas metades.

O aspecto que mais chama atenção nas observações acima é a elevada incidência de fraturas grau 3 nos dentes restaurados com endocrowns (G1). Clinicamente, essas fraturas acarretariam perda do elemento dental, em virtude da impossibilidade de confeccionar uma nova restauração. Nos dois grupos em que as coroas foram cimentadas aos núcleos de preenchimento (G2 e G3), o padrão de falha foi mais favorável, com predomínio de fraturas corono-radiculares de baixa complexidade — clinicamente, passíveis de restauração (fig. 50).

Uma possível explicação para o padrão de fratura mais favorável observado nas restaurações em que a cerâmica foi cimentada aos núcleos de compósito, é o efeito de paralisação das trincas pela interface. Embora a metodologia empregada na presente pesquisa não tenha permitido a detecção de falhas mecânicas iniciais, é evidente que a carga de compressão não provocou a fratura instantânea das restaurações. Isso significa que, previamente à ocorrência da fratura propriamente dita, a restauração, provavelmente, apresentou uma ou mais trincas. Nos corpos-de-prova em que a restauração foi cimentada aos núcleos de preenchimento, é possível que essas trincas tenham sido paralisadas ou desviadas, quando atingiram a interface cerâmica-compósito. Nos dentes restaurados com endocrowns, diferentemente, as trincas não contaram com qualquer obstáculo à sua progressão (fig. 51).

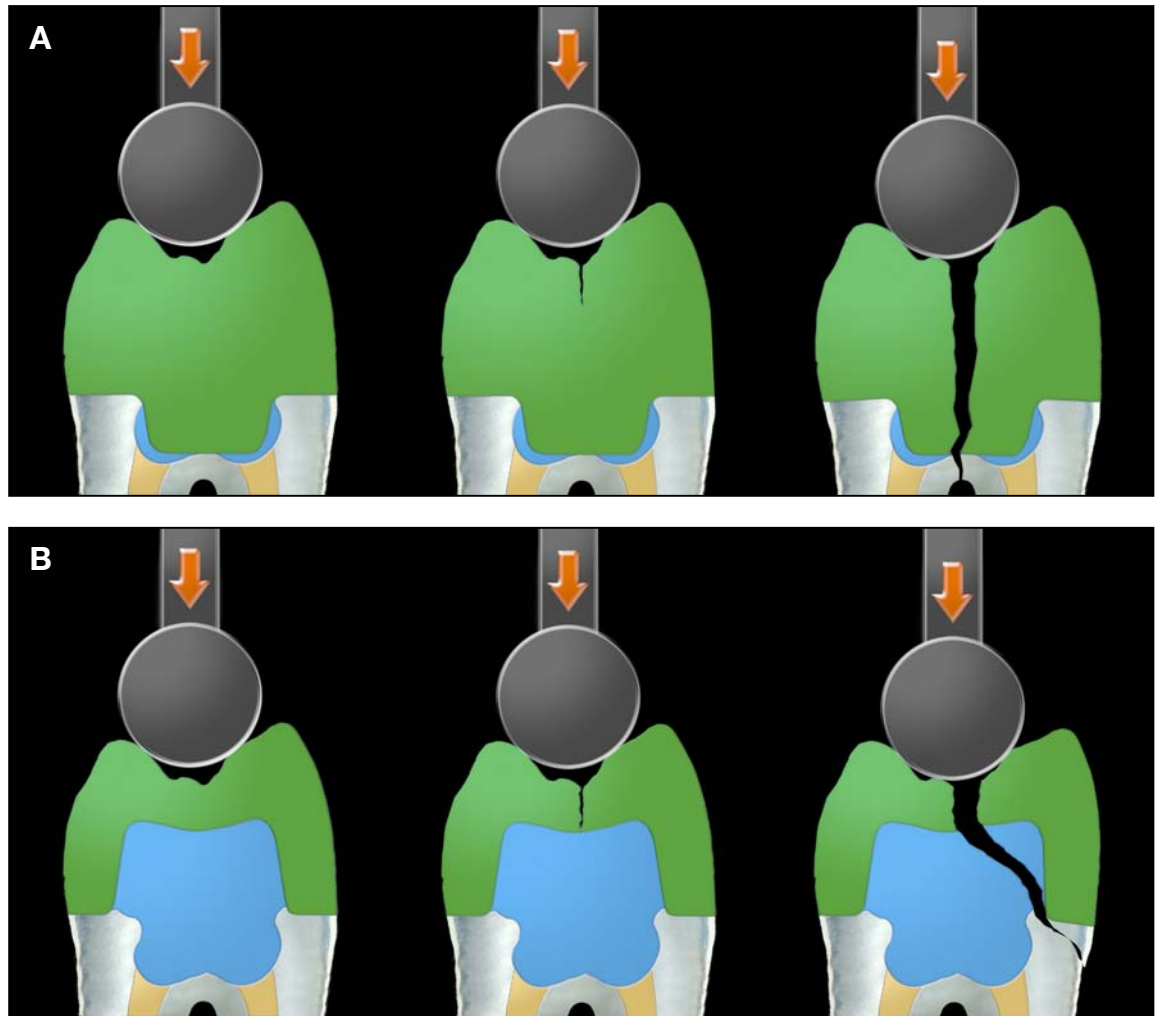


Figura 50: Representação esquemática dos padrões de fratura característicos dos grupos 1 (A) e 2 (B), em que fica evidente a maior complexidade das falhas observadas em associação às restaurações tipo endocrown. O grupo 3, não representado, apresentou padrão semelhante ao do grupo 2.

A paralisação de trincas é um fenômeno observado, com frequência, nos dentes naturais — mesmo quando múltiplas trincas são detectadas no esmalte, essas raramente se propagam ao longo do complexo amelo-dentinário. Caso esse comportamento tenha sido, realmente, emulado nas restaurações que associaram cerâmica e compósito, fica, mais uma vez, evidente a superioridade das abordagens biomiméticas.

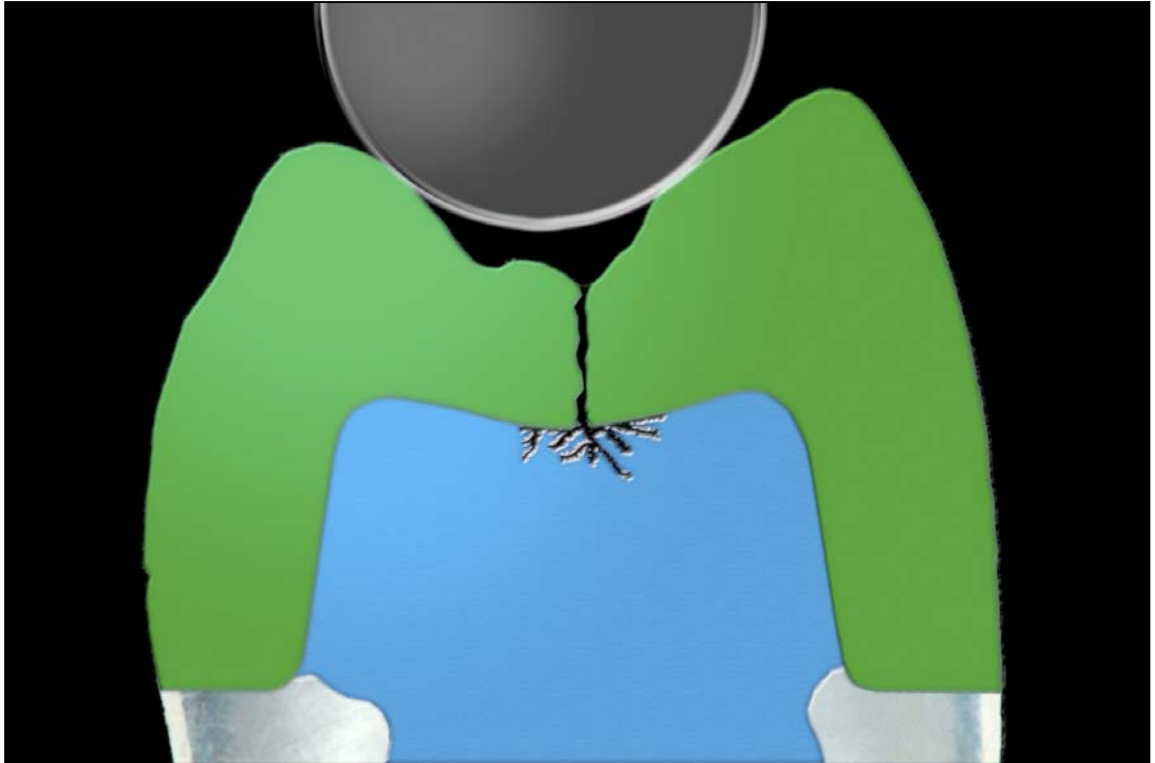


Figura 51: Representação esquemática do fenômeno de paralisação de trincas em um dente restaurado por meio da associação de cerâmica e compósito. No esquema acima, a carga aplicada à cerâmica foi parcialmente absorvida pelo núcleo, graças à resiliência do compósito. Na ausência dessa base resiliente, o resultado seria a progressão quase linear da trinca, ao longo de toda a espessura da restauração.

Em sua essência, os resultados da presente pesquisa ilustram os benefícios relacionados à filosofia biomimética. Sob os dois parâmetros avaliados — resistência e padrão de fratura — foi observada a superioridade mecânica das restaurações em que as relações estruturais do esmalte e da dentina foram reproduzidas com cerâmica e compósito, respectivamente. Entretanto, é importante ressaltar que, mesmo no grupo que apresentou o pior desempenho mecânico, os valores de resistência ainda foram muito superiores aos valores das forças oclusais habituais. Embora não exista consenso em relação aos valores que as forças oclusais podem atingir clinicamente, alguns estudos indicam que elas chegam a 800 N em indivíduos bruxômanos (ATT, 2003; GIBBS et al., 1986; KILIARIDIS et al., 1993; TORBJORNER e FRANSSON, 2004), embora os valores fisiológicos sejam ainda mais baixos (BATES et al., 1976; BEHR et al., 1999; DE BOEVER et al., 1978; KERN et al., 1999; MONACO et al., 2006). Vale lembrar que,

cl clinicamente, as forças são distribuídas entre vários dentes, de forma que as cargas individuais são, provavelmente, ainda menores.

Com base nos dados acima, chama a atenção o fato de que, nesse estudo, foram necessários aproximadamente 3000 N para fraturar os dentes hígidos. Nos grupos restaurados, os valores médios oscilaram de, aproximadamente, 1600 a 2100 N — ainda muito superiores aos valores detectados clinicamente. A enorme discrepância entre as baixas forças oclusais habituais e as elevadas forças necessárias para provocar a fratura das restaurações no presente estudo é, de acordo com KELLY (1999), explicada pela dificuldade dos testes *in vitro* de reproduzir os mecanismos responsáveis pela ocorrência de falhas clínicas. Assim, ainda que a metodologia empregada tenha procurado simular a situação clínica em todas as etapas, há limitações inerentes à natureza *in vitro* do estudo, de forma que os resultados da presente pesquisa não necessariamente refletem o desempenho clínico das abordagens restauradoras testadas.

A discrepância entre a situação clínica e a situação laboratorial, teoricamente, explica a diferença entre os resultados da presente pesquisa e os resultados de algumas avaliações clínicas (BINDL e MÖRMANN, 1999; OTTO, 2004; BINDL e MÖRMANN, 2004), em que as restaurações tipo endocrown costumam apresentar ótimo desempenho. Em uma dessas avaliações, OTTO (2004) não observou a ocorrência de quaisquer falhas mecânicas, em um ano de acompanhamento.

A partir dos resultados obtidos na presente pesquisa e das hipóteses levantadas no decorrer da discussão, fica evidente a necessidade de novos estudos, tanto para compreender melhor as razões para as diferenças observadas entre os grupos, como para permitir o aprimoramento das técnicas restauradoras avaliadas.

7. CONCLUSÕES

Os resultados do presente estudo indicam que o desempenho mecânico de restaurações mistas, que associam cerâmica e compósito, é superior ao desempenho de restaurações exclusivamente cerâmicas, ao menos no que tange à restauração de dentes posteriores desvitalizados. Essa conclusão é baseada na observação de que as restaurações com maior volume de cerâmica — as endocrowns — foram acompanhadas de menor média de resistência e padrão de fratura mais complexo, quando comparadas às coroas cerâmicas cimentadas aos núcleos de compósito.

Em relação à utilização de pinos fibro-resinosos previamente ao preenchimento, concluímos que, ao menos nas condições testadas, esse procedimento é dispensável, uma vez que não foram detectadas diferenças estatisticamente significantes entre as médias de resistência e os padrões de fratura dos grupos em que os núcleos foram confeccionados com e sem pinos.

Frente às conclusões acima, não há dúvida de que a abordagem de escolha para restaurar dentes posteriores desvitalizados é a que associa coroas cerâmicas e núcleos de compósito, sem a utilização de pinos. Vale lembrar, entretanto, que o presente estudo foi realizado *in vitro* e não necessariamente reflete o comportamento clínico das técnicas e dos materiais.

REFERÊNCIAS

ASSIF, D. et al. Photoelastic Analysis of Stress Transfer by Endodontically Treated Teeth to the Supporting Structure Using Different Restorative Techniques. **J Prosthet Dent**, v. 61, n. 5, p. 535-43, 1989.

ATT, W. **Fracture Resistance of Molars Restored With Different Types of Ceramic Partial Coverage Restorations — an in Vitro Study**. 2003. 86f. Dissertation (PhD) - Albert Ludwigs University, Freiburg.

ATTIA, A.; KERN, M. Influence of Cyclic Loading and Luting Agents on the Fracture Load of Two All-Ceramic Crown Systems. **J Prosthet Dent**, v. 92, n. 6, p. 551-6, 2004b.

ATTIA, A.; KERN, M. Fracture Strength of All-Ceramic Crowns Luted Using Two Bonding Methods. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 3, p. 247-52, 2004a.

BANDITMAHAKUN, S. et al. The Effect of Base Materials With Different Elastic Moduli on the Fracture Loads of Machinable Ceramic Inlays. **Oper Dent**, v. 31, n. 2, p. 180-7, 2006.

BARAN, G.; BOBERICK, K.; MCCOOL, J. Fatigue of Restorative Materials. **Crit Rev Oral Biol Med**, v. 12, n. 4, p. 350-60, 2001.

BATES, J. F.; STAFFORD, G. D.; HARRISON, A. Masticatory Function — A Review of the Literature. III. Masticatory Performance and Efficiency. **J Oral Rehabil**, v. 3, n. 1, p. 57-67, 1976.

BATTISTONE, G. C.; BURNETT, G. W. Studies of the Composition of Teeth. III. The Amino Acid Composition of Human Dentinal Protein. **J Dent Res**, v. 35, n. 2, p. 255-9, 1956.

BEHR, M. et al. In-Vitro Study of Fracture Strength and Marginal Adaptation of Fibre-Reinforced Adhesive Fixed Partial Inlay Dentures. **J Dent**, v. 27, n. 2, p. 163-8, 1999.

BEHR, M. et al. The Influence of Different Cements on the Fracture Resistance and Marginal Adaptation of All-Ceramic and Fiber-Reinforced Crowns. **Int J Prosthodont**, v. 16, n. 5, p. 538-42, 2003.

BINDL, A.; LUTHY, H.; MÖRMANN, W. H. Strength and Fracture Pattern of Monolithic CAD/CAM-Generated Posterior Crowns. **Dent Mater**, v. 22, n. 1, p. 29-36, 2006.

BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. Clinical Evaluation of Adhesively Placed CEREC Endo-Crowns After 2 Years — Preliminary Results. **J Adhes Dent**, v. 1, n. 3, p. 255-65, 1999.

BINDL, A.; MÖRMANN, W. H. Survival Rate of Mono-Ceramic and Ceramic-Core CAD/CAM-Generated Anterior Crowns Over 2-5 Years. **Eur J Oral Sci**, v. 112, n. 2, p. 197-204, 2004.

BINDL, A.; RICHTER, B.; MÖRMANN, W. H. Survival of Ceramic Computer-Aided Design/Manufacturing Crowns Bonded to Preparations With Reduced Macroretention Geometry. **Int J Prosthodont**, v. 18, n. 3, p. 219-24, 2005.

BURKE, F. J. Tooth Fracture in Vivo and in Vitro. **J Dent**, v. 20, n. 3, p. 131-9, 1992.

BURKE, F. J. The Effect of Variations in Bonding Procedure on Fracture Resistance of Dentin-Bonded All-Ceramic Crowns. **Quintessence Int**, v. 26, n. 4, p. 293-300, 1995.

BURKE, F. J. Fracture Resistance of Teeth Restored With Dentin-Bonded Crowns: The Effect of Increased Tooth Preparation. **Quintessence Int**, v. 27, n. 2, p. 115-21, 1996.

BURKE, F. J. Maximising the Fracture Resistance of Dentine-Bonded All-Ceramic Crowns. **J Dent**, v. 27, n. 3, p. 169-73, 1999.

BURKE, F. J.; CROOKS, L. Reconstruction of a Hemisectioned Tooth With an Adhesive Ceramic Restoration Using Intraradicular Retention. **Dent Update**, v. 26, n. 10, p. 448-52, 1999.

BURKE, F. J. et al. Are Adhesive Technologies Needed to Support Ceramics? An Assessment of the Current Evidence. **J Adhes Dent**, v. 4, n. 1, p. 7-22, 2002.

BURKE, F. J.; WATTS, D. C. Fracture Resistance of Teeth Restored With Dentin-Bonded Crowns. **Quintessence Int**, v. 25, n. 5, p. 335-40, 1994.

BURKE, F. J.; WATTS, D. C. Effect of Differing Resin Luting Systems on Fracture Resistance of Teeth Restored With Dentin-Bonded Crowns. **Quintessence Int**, v. 29, n. 1, p. 21-7, 1998.

CAMERON, C. E. The Cracked Tooth Syndrome: Additional Findings. **J Am Dent Assoc**, v. 93, n. 5, p. 971-5, 1976.

CARON, G. A. et al. Resistance to Fracture of Teeth With Various Preparations for Amalgam. **J Dent**, v. 24, n. 6, p. 407-10, 1996.

CHEN, H. Y. et al. Effects of Surface Finish and Fatigue Testing on the Fracture Strength of CAD-CAM and Pressed-Ceramic Crowns. **J Prosthet Dent**, v. 82, n. 4, p. 468-75, 1999.

CHIEFFI, N. et al. Effect of the Seating Pressure on the Adhesive Bonding of Indirect Restorations. **Am J Dent**, v. 19, n. 6, p. 333-6, 2006.

CHIEFFI, N. et al. The Effect of Application Sustained Seating Pressure on Adhesive Luting Procedure. **Dent Mater**, v. 23, n. 2, p. 159-64, 2007.

COMBE, E. C. et al. Mechanical Properties of Direct Core Build-Up Materials. **Dent Mater**, v. 15, n. 3, p. 158-65, 1999.

COTERT, H. S.; SEN, B. H.; BALKAN, M. In Vitro Comparison of Cuspal Fracture Resistances of Posterior Teeth Restored With Various Adhesive Restorations. **Int J Prosthodont**, v. 14, n. 4, p. 374-8, 2001.

CREUGERS, N. H. et al. 5-Year Follow-Up of a Prospective Clinical Study on Various Types of Core Restorations. **Int J Prosthodont**, v. 18, n. 1, p. 34-9, 2005.

DE BOEVER, J. A. et al. Functional Occlusal Forces: An Investigation By Telemetry. **J Prosthet Dent**, v. 40, n. 3, p. 326-33, 1978.

DRUMMOND, J. L. In Vitro Evaluation of Endodontic Posts. **Am J Dent**, v. 13, n. Spec No, p. 5B-8B, 2000.

ELLIS, S. G.; MCCORD, J. F.; BURKE, F. J. Predisposing and Contributing Factors for Complete and Incomplete Tooth Fractures. **Dent Update**, v. 26, n. 4, p. 150-2, 156-8, 1999.

FASBINDER, D. J. Restorative Material Options for CAD/CAM Restorations. **Compend Contin Educ Dent**, v. 23, n. 10, p. 911-6, 918, 920 passim; quiz 924, 2002.

FENNIS, W. M. et al. Fatigue Resistance of Teeth Restored With Cuspal-Coverage Composite Restorations. **Int J Prosthodont**, v. 17, n. 3, p. 313-7, 2004.

FERNANDES, A. S.; DESSAI, G. S. Factors Affecting the Fracture Resistance of Post-Core Reconstructed Teeth: A Review. **Int J Prosthodont**, v. 14, n. 4, p. 355-63, 2001.

FERRARI, M.; VICHI, A.; GARCIA-GODOY, F. Clinical Evaluation of Fiber-Reinforced Epoxy Resin Posts and Cast Post and Cores. **Am J Dent**, v. 13, n. Spec No, p. 15B-8B, 2000b.

FERRARI, M. et al. Retrospective Study of the Clinical Performance of Fiber Posts. **Am J Dent**, v. 13, n. Spec No, p. 9B-13B, 2000a.

FOKKINGA, W. A. et al. Ex Vivo Fracture Resistance of Direct Resin Composite Complete Crowns With and Without Posts on Maxillary Premolars. **Int Endod J**, v. 38, n. 4, p. 230-7, 2005.

FUZZI, M.; RAPPELLI, G. Ceramic Inlays: Clinical Assessment and Survival Rate. **J Adhes Dent**, v. 1, n. 1, p. 71-9, 1999.

GIBBS, C. H. et al. Limits of Human Bite Strength. **J Prosthet Dent**, v. 56, n. 2, p. 226-9, 1986.

GORACCI, C. et al. Microtensile Bond Strength and Interfacial Properties of Self-Etching and Self-Adhesive Resin Cements Used to Lute Composite Onlays Under Different Seating Forces. **J Adhes Dent**, v. 8, n. 5, p. 327-35, 2006.

GUTMANN, J. L. The Dentin-Root Complex: Anatomic and Biologic Considerations in Restoring Endodontically Treated Teeth. **J Prosthet Dent**, v. 67, n. 4, p. 458-67, 1992.

GWINNETT, A. J. Adesivos Dentais. *In*: Baratieri, L. N.; Monteiro Junior, J.; Andrada, M. A. C.; Vieira, L. C.; Cardoso, A. C.; Ritter, A. V. (eds.), **Estética: Restaurações Adesivas Diretas Em Dentes Anteriores Fraturados**. São Paulo: Quintessence, 1995.

HARRINGTON, Z.; MCDONALD, A.; KNOWLES, J. An in Vitro Study to Investigate the Load At Fracture of Procera Allceram Crowns With Various Thickness of Occlusal Veneer Porcelain. **Int J Prosthodont**, v. 16, n. 1, p. 54-8, 2003.

HELPER, A. R.; MELNICK, S.; SCHILDER, H. Determination of the Moisture Content of Vital and Pulpless Teeth. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 34, n. 4, p. 661-70, 1972.

HEYDECKE, G. et al. Fracture Strength After Dynamic Loading of Endodontically Treated Teeth Restored With Different Post-and-Core Systems. **J Prosthet Dent**, v. 87, n. 4, p. 438-45, 2002.

HEYDECKE, G.; PETERS, M. C. The Restoration of Endodontically Treated, Single-Rooted Teeth With Cast Or Direct Posts and Cores: A Systematic Review. **J Prosthet Dent**, v. 87, n. 4, p. 380-6, 2002.

HIRSCHFELD, Z.; STERN, N. Post and Core — The Biomechanical Aspect. **Aust Dent J**, v. 17, n. 6, p. 467-8, 1972.

IBBETSON, R. Auxiliary Retention and the Role of the Core in Fixed Prosthodontics. **Dent Update**, v. 29, n. 6, p. 284-90, 2002.

JOHNSON, J. K.; SCHWARTZ, N. L.; BLACKWELL, R. T. Evaluation and Restoration of Endodontically Treated Posterior Teeth. **J Am Dent Assoc**, v. 93, n. 3, p. 597-605, 1976.

KELLY, J. R. Clinically Relevant Approach to Failure Testing of All-Ceramic Restorations. **J Prosthet Dent**, v. 81, n. 6, p. 652-61, 1999.

KELLY, J. R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S. D. Ceramics in Dentistry: Historical Roots and Current Perspectives. **J Prosthet Dent**, v. 75, n. 1, p. 18-32, 1996.

KERN, M.; STRUB, J. R.; LU, X. Y. Wear of Composite Resin Veneering Materials in a Dual-Axis Chewing Simulator. **J Oral Rehabil**, v. 26, n. 5, p. 372-8, 1999.

KILIARIDIS, S. et al. The Relationship Between Maximal Bite Force, Bite Force Endurance, and Facial Morphology During Growth. A Cross-Sectional Study. **Acta Odontol Scand**, v. 51, n. 5, p. 323-31, 1993.

KREJCI, I. et al. Marginal Adaptation, Retention and Fracture Resistance of Adhesive Composite Restorations on Devital Teeth With and Without Posts. **Oper Dent**, v. 28, n. 2, p. 127-35, 2003.

LEE, R. A Estética e sua Relação com a Função. *In*: Rufenacht, C. R. (ed.), **Fundamentos de Estética**. São Paulo: Quintessence, 1998.

LOEWENSTEIN, W. R.; RATHKAMP, R. A Study on the Pressoreceptive Sensibility of the Tooth. **J Dent Res**, v. 34, n. 2, p. 287-94, 1955.

MACCARI, P. C.; CONCEICAO, E. N.; NUNES, M. F. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Restored With Three Different Prefabricated Esthetic Posts. **J Esthet Restor Dent**, v. 15, n. 1, p. 25-30; discussion 31, 2003.

MAGNE, P. Composite Resins and Bonded Porcelain: The Postamalgam Era?. **J Calif Dent Assoc**, v. 34, n. 2, p. 135-47, 2006.

MAGNE, P.; BELSER, U. **Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition: A Biomimetic Approach**. Chicago: Quintessence, 2002a.

MAGNE, P.; BELSER, U. C. Rationalization of Shape and Related Stress Distribution in Posterior Teeth: A Finite Element Study Using Nonlinear Contact Analysis. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 22, n. 5, p. 425-33, 2002b.

MAGNE, P.; BELSER, U. C. Porcelain Versus Composite Inlays / Onlays: Effects of Mechanical Loads on Stress Distribution, Adhesion, and Crown Flexure. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 23, n. 6, p. 543-55, 2003.

MAGNE, P.; DOUGLAS, W. H. Rationalization of Esthetic Restorative Dentistry Based on Biomimetics. **J Esthet Dent**, v. 11, n. 1, p. 5-15, 1999.

MANNING, K. E. et al. Factors to Consider for Predictable Post and Core Build-Ups of Endodontically Treated Teeth. Part I: Basic Theoretical Concepts. **J Can Dent Assoc**, v. 61, n. 8, p. 685-8, 690, 693-5, 1995.

MANNOCCI, F. et al. Three-Year Clinical Comparison of Survival of Endodontically Treated Teeth Restored With Either Full Cast Coverage or With Direct Composite Restoration. **J Prosthet Dent**, v. 88, n. 3, p. 297-301, 2002.

MARTIN, N.; JEDYNAKIEWICZ, N. M. Clinical Performance of CEREC Ceramic Inlays: A Systematic Review. **Dent Mater**, v. 15, n. 1, p. 54-61, 1999.

MARTINEZ-INSUA, A. et al. Comparison of the Fracture Resistances of Pulpless Teeth Restored With a Cast Post and Core or Carbon-Fiber Post With a Composite Core. **J Prosthet Dent**, v. 80, n. 5, p. 527-32, 1998.

MEHL, A. et al. Stabilization Effects of CAD/CAM Ceramic Restorations in Extended MOD Cavities. **J Adhes Dent**, v. 6, n. 3, p. 239-45, 2004.

MONACO, C. et al. Marginal Adaptation of 1 Fiber-Reinforced Composite and 2 All-Ceramic Inlay Fixed Partial Denture Systems. **Int J Prosthodont**, v. 19, n. 4, p. 373-82, 2006.

MÖRMANN, W. H.; BINDL, A. The Bonding Area of Intra- and Extra-Coronal Tooth Preparations. **Am J Dent**, v. 19, n. 4, p. 201-5, 2006.

MÖRMANN, W. H. et al. Effects of Preparation and Luting System on All-Ceramic Computer-Generated Crowns. **Int J Prosthodont**, v. 11, n. 4, p. 333-9, 1998.

MOSCOVICH, H. et al. Effect of Composite Basing on the Resistance to Bulk Fracture of Industrial Porcelain Inlays. **J Dent**, v. 26, n. 2, p. 183-9, 1998.

NAGASIRI, R.; CHITMONGKOLSUK, S. Long-Term Survival of Endodontically Treated Molars Without Crown Coverage: A Retrospective Cohort Study. **J Prosthet Dent**, v. 93, n. 2, p. 164-70, 2005.

NAKAMURA, T. et al. Marginal and Internal Fit of CEREC 3 CAD/CAM All-Ceramic Crowns. **Int J Prosthodont**, v. 16, n. 3, p. 244-248, 2003.

OTTO, T. Computer-Aided Direct All-Ceramic Crowns: Preliminary 1-Year Results of a Prospective Clinical Study. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v. 24, n. 5, p. 446-55, 2004.

OTTO, T.; DE NISCO, S. Computer-Aided Direct Ceramic Restorations: A 10-Year Prospective Clinical Study of CEREC CAD/CAM Inlays and Onlays. **Int J Prosthodont**, v. 15, n. 2, p. 122-8, 2002.

PALIN, W.; BURKE, F. J. Trends in Indirect Dentistry: 8. CAD/CAM Technology. **Dent Update**, v. 32, n. 10, p. 566-72, 2005.

POTICNY, D. Simplified Ceramic Restorations Using CAD/CAM Technologies. **Pract Proced Aesthet Dent**, v. 16, n. 5, p. 353-8; quiz 360, 2004.

PROOS, K. A. et al. Influence of Cement on a Restored Crown of a First Premolar Using Finite Element Analysis. **Int J Prosthodont**, v. 16, n. 1, p. 82-90, 2003.

REEH, E. S.; DOUGLAS, W. H.; MESSER, H. H. Stiffness of Endodontically-Treated Teeth Related to Restoration Technique. **J Dent Res**, v. 68, n. 11, p. 1540-4, 1989b.

REEH, E. S.; MESSER, H. H.; DOUGLAS, W. H. Reduction in Tooth Stiffness as a Result of Endodontic and Restorative Procedures. **J Endod**, v. 15, n. 11, p. 512-6, 1989a.

ROSEN, H. Cracked Tooth Syndrome. **J Prosthet Dent**, v. 47, n. 1, p. 36-43, 1982.

ROSS, I. F. Fracture Susceptibility of Endodontically Treated Teeth. **J Endod**, v. 6, n. 5, p. 560-5, 1980.

SCHERRER, S. S.; DE RIJK, W. G. The Fracture Resistance of All-Ceramic Crowns on Supporting Structures With Different Elastic Moduli. **Int J Prosthodont**, v. 6, n. 5, p. 462-7, 1993.

SEDGLEY, C. M.; MESSER, H. H. Are Endodontically Treated Teeth More Brittle?. **J Endod**, v. 18, n. 7, p. 332-5, 1992.

SHOR, A. et al. Fatigue Load of Teeth Restored With Bonded Direct Composite and Indirect Ceramic Inlays in Mod Class Ii Cavity Preparations. **Int J Prosthodont**, v. 16, n. 1, p. 64-9, 2003.

SJOGREN, G.; MOLIN, M.; VAN DIJKEN, J. W. A 10-Year Prospective Evaluation of CAD/CAM -Manufactured (CEREC) Ceramic Inlays Cemented With a Chemically Cured Or Dual-Cured Resin Composite. **Int J Prosthodont**, v. 17, n. 2, p. 241-6, 2004.

SOKOL, D. J. Effective Use of Current Core and Post Concepts. **J Prosthet Dent**, v. 52, n. 2, p. 231-4, 1984.

ST-GEORGES, A. J. et al. Fracture Resistance of Prepared Teeth Restored With Bonded Inlay Restorations. **J Prosthet Dent**, v. 89, n. 6, p. 551-7, 2003.

TORBJORNER, A.; FRANSSON, B. Biomechanical Aspects of Prosthetic Treatment of Structurally Compromised Teeth. **Int J Prosthodont**, v. 17, n. 2, p. 135-41, 2004b.

TORBJORNER, A.; FRANSSON, B. A Literature Review on the Prosthetic Treatment of Structurally Compromised Teeth. **Int J Prosthodont**, v. 17, n. 3, p. 369-76, 2004a.

TSAI, Y. L. et al. Influence of Glass-Ceramic Thickness on Hertzian and Bulk Fracture Mechanisms. **Int J Prosthodont**, v. 11, n. 1, p. 27-32, 1998.

VAN NOORT, R. **Introdução Aos Materiais Dentários**. Porto Alegre: Artmed, 2004.

YAMADA, Y.; TSUBOTA, Y.; FUKUSHIMA, S. Effect of Restoration Method on Fracture Resistance of Endodontically Treated Maxillary Premolars. **Int J Prosthodont**, v. 17, n. 1, p. 94-8, 2004.

ANEXOS

ANEXO A

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO – DENTÍSTICA

Nome do participante: _____

As informações contidas neste documento foram fornecidas por Tiago Spezia de Melo sob orientação do Prof. Dr. Élitó Araújo, com o objetivo de firmar acordo por escrito, mediante o qual, o voluntário da pesquisa autoriza sua participação, com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1. **Título do trabalho:**
"Restauração de dentes tratados endodonticamente: influência do artifício de retenção na resistência à fratura de restaurações cerâmicas confeccionadas pelo sistema CEREC 3".
2. **Objetivos:**
Comparar a influência de diferentes procedimentos restauradores na resistência de dentes posteriores com tratamento de canal e restaurações de porcelana.
3. **Justificativa:**
Dois dos fatores mais importantes para o sucesso de uma restauração, são a retenção da restauração ao dente e a resistência que o dente apresentará após ser restaurado. Em dentes posteriores amplamente destruídos e que apresentam tratamento de canal, embora existam várias técnicas para oferecer retenção à restauração, não há consenso de qual a técnica mais eficiente nesse sentido. O presente estudo procura comparar a resistência de dentes restaurados por meio de três diferentes técnicas, para definir qual a mais eficaz na restituição da resistência do dente.
4. **Procedimentos da pesquisa:**
Esta pesquisa será desenvolvida com a doação de trinta terceiros molares humanos hígidos, extraídos por razões ortodônticas ou de outra ordem que não a pesquisa, que imediatamente serão

imersos e armazenados em soro fisiológico à temperatura ambiente e posteriormente usados na fase laboratorial da pesquisa.

5. **Desconforto ou risco:**
Nenhum, pois os dentes foram extraídos por razões ortodônticas ou de outra ordem que não relacionada à pesquisa.
6. **Benefícios do estudo:**
Acrescentar à literatura científica informações acerca da melhor forma de restaurar dentes posteriores amplamente destruídos e que apresentem canal tratado, beneficiando, dessa forma, a população em geral.
7. **Informações:**
Os doadores dos dentes terão garantia de que receberão respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida em relação aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa. O material biológico doado não será utilizado em qualquer tipo de pesquisa genética.
8. **Retirada do consentimento:**
O voluntário tem total liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar da pesquisa.
9. **Telefones para contato com o pesquisador TIAGO SPEZIA DE MELO:**
Residencial em Florianópolis – (48) 33382473
Celular – (48) 99116653
Para facilitar o contato telefônico dos participantes da pesquisa e evitar qualquer tipo de ônus a eles, ficam os mesmos autorizados a efetuar chamadas a cobrar.
10. **Aspecto legal:**
Este manual 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.
11. **Consentimento pós-informação:**

Eu, _____,
portador do RG _____, certifico que tendo lido as informações acima, e sido suficientemente esclarecido pelo mestrando Tiago Spezia de Melo e/ou pelo Prof. Dr. Élio Araujo, estou plenamente de acordo com a realização deste estudo, autorizando a minha participação.

ANEXO B

Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos

APÊNDICES

APÊNDICE A

Resistência e padrão de fratura dos corpos-de-prova

	Espécime	Resistência (N)	Padrão de Fratura
GRUPO 1 G1	1	1370,9	1
	2	1584,7	3
	3	1522,6	3
	4	1755,4	3
	5	1608,8	2
	6	1689,9	3
	7	1507,1	2
	8	2229,6	3
	9	1601,9	3
	10	1836,5	2
GRUPO 2 G2	11	2141,7	2
	12	1988,2	2
	13	2057,2	3
	14	1420,9	1
	15	1814,0	1
	16	2190,0	2
	17	2103,7	1
	18	2607,3	2
	19	2205,5	1
	20	2041,7	2
GRUPO 3 G3	21	1557,1	1
	22	2553,8	1
	23	1948,5	2
	24	1674,4	2
	25	2433,1	2
	26	3302,2	3
	27	1360,5	2
	28	1272,6	2
	29	2134,8	3
	30	1658,9	2
GRUPO 4 G4	31	1700,3	1
	32	2955,4	1
	33	2769,3	1
	34	1870,9	1
	35	4085,0	2
	36	3097,0	1
	37	1780,3	2
	38	3483,2	1
	39	4064,4	2
	40	3709,1	1

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)