

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Faculdade de Odontologia de Bauru

**Efeito de um agente primer e de ciclos térmicos para cocção de
porcelana na resistência de união adesiva entre alumina e cimento
resinoso.**

Renato Savi de Carvalho



Bauru 2009

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

Renato Savi de Carvalho

Efeito de um agente primer e de ciclos térmicos para cocção de porcelana na resistência de união adesiva entre alumina e cimento resinoso.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Área de Concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone

Bauru
2009

Carvalho, Renato Savi de
C253e Efeito de um agente primer e de ciclos térmicos para
cocção de porcelana na resistência de união adesiva entre
alumina e cimento resinoso./Renato Savi de Carvalho.—
Bauru,2009.
137p.: il; 31cm.

Tese. (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de
Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e
científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, por
processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

DADOS CURRICULARES

RENATO SAVI DE CARVALHO

Nascimento	10.03.1975 – Bauru/SP
Filiação	Eury Giraldis de Carvalho Neyde Savi de Carvalho
1993 -1996	Graduação em Odontologia Universidade do Sagrado Coração. USC – Bauru
1998 – 2001	Mestrado em Odontologia, área de concentração Implantologia. Universidade do Sagrado Coração. USC – Bauru
2006	Especialista em Implantologia. Conselho Federal de Odontologia - CFO
2005 - 2009	Curso de Pós – Graduação em Dentística, nível Doutorado. Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo. FOB – USP.

Primeiras Palavras

Que este trabalho seja útil à Odontologia.

Reservei essa folha pra falar sobre o doutorado. Um relato, uma impressão, uma confissão. Nada demais. Resumir? Nem pensar! Sou péssimo nisso (síntese é tarefa para pessoas muito habilidosas) e sempre deixo o principal de fora dos resumos. Vou falar o que me der vontade, mas prometo não invadir a próxima página.

Conheço muito pouco sobre o meu futuro. Há alguma força que toma as decisões por mim desde há muito. Raramente sei o que vem depois da curva. Se me perguntarem quando e porque decidi topar essa parada eu não saberia como responder. A melhor pergunta é: Valeu a pena?

Depende. Há momentos que não quero esquecer, há outros que nem quero lembrar. Às vezes tem a beleza e exatidão de um balé russo, em outras lembra uma peça surrealista fora de hora e sem graça. Tudo isso faz parte de um mesmo processo. É como um rio. Deve ser considerado como um todo. As corredeiras, cascatas, as calmarias são partes de um todo. Se você compreender assim, vale a pena. Garanto. Viver apenas um aspecto limita a criatura.

Há conselhos úteis: faça um calendário do imprevisível, use e confie na sua intuição e satisfaça-se com a simples impressão de que a carroça está andando pra frente. Fique atento, aprende-se quando menos se espera. Há lições implícitas em coisas improváveis. O sucesso acontece nas madrugadas e finais de semana bem aproveitados. Sentar-se à cantina num fim de tarde, andar pelo campus, ir ao ginásio de esportes e organizar festivais de música no teatro farão seu curso um pouco melhor. Não se preocupe com as horas que isso toma, você gostaria desse tempo com qualquer outra bobagem.

Encontrei um colega antigo de faculdade que qualificou de insana minha decisão de continuar estudando 12 anos após nossa formatura. Segundo ele, “pra que”? Agora, ambos sabemos a resposta, por vias opostas. Se o preço pra ir um pouco mais longe foi esse, saiu barato, quase de graça.

De tudo, o que mais quero é que meu diploma de doutor possa ser reconhecido no sorriso de cada paciente tratado por mim.

Se isso acontecer minha “insanidade” não terá sido em vão.

RSC

A agradecimentos

À **Deus**, que ficou comigo, de madrugada, enquanto eu escrevia.

Deixei para o final a parte mais difícil deste trabalho - as próximas três páginas.

Intuíva o momento que as cartas certas estivessem na mesa e eu tivesse como melhor controlar meu descontrole. Ainda hesitante, sigo em frente. Tomara que me saia bem.

Os exemplos tatuados na infância são realmente os mais resistentes. De tanto vê-la ensinar, quis fazer o mesmo. De tanto vê-lo curar, também.

O que pode ser mais sublime do que eliminar ignorância e dor?

Eu tinha de fazer igual, exatamente igual, pra que a vida fizesse algum sentido, pra que tivesse alguma graça e contrariasse a crueldade abominável que, por vezes, a caracteriza.

A reputação de um herói pode se fazer em um único minuto. A de uma mãe ou de um pai demanda, arduamente, toda uma existência. E tem sido assim, com eles.

Deixam-me uma meta e um exemplo. Tentarei atingir a primeira seguindo fielmente o segundo.

Até agora, parte da viagem está cumprida. Reabastecendo no ar, pra não perder tempo, consegui, por milagre, ser professor e cirurgião - dentista (não tente isso em casa!). Apenas assim pisaria, justamente, as pegadas de ambos, meu objetivo principal nessa existência.

Só não consegui escrever com a mão esquerda igual a mamãe. Mas acho que disso ela me dispensa.

As outras coisas, prometo que um dia aprendo a fazer, tão bem quanto eles, pra que tenham orgulho de mim.

Só preciso de um pouco de tempo para ser-lhes imagem e semelhança.

Um dia chego lá! De repente até escrevo:

“Papai e Mamãe, amo vocês” - com a mão esquerda.

Aos meus pais, **Neyde** e **Eury**, dedico este trabalho e tudo mais.

Lembro-me de tê-la encontrado fugindo do frio de um mês de Julho. Tive ali a definitiva, primeira e única impressão de que as coisas só fariam algum sentido se fossem vividas ao lado dela.

Mas era longe daqui. Improvável.

Esqueça, diziam os mais otimistas. Mas só quem estava dentro sabia explicar. De fora, apenas especulações.

Previsões nunca deram muito certo na minha vida. Deve ser por que não acredito em destino.

Encarou o frio que tanto a assusta e veio me fazer feliz. O que mais me impressiona nela é a decisão e certeza que tem das coisas. O contraponto perfeito pra minha constante hesitação.

Hoje, curiosamente e, exatos, treze Julhos depois, repousa tranqüila no quarto ao lado. Quase posso ouvir o som suave de sua respiração. É tranqüilizante saber que ela está ali, a mercê de um toque das minhas mãos. Acordará em poucas horas, pra mais um dia comigo. Exatamente como eu quis, quero e pra sempre será.

Quando tudo isso acabar quero colocar a cabeça em seu colo e deixar que faça todo o resto pra dissolver o meu cansaço.

Por hora, silêncio e um copo de água fria. Não quero que ela acorde antes da hora.

Pensando bem, contemplá-la acordar seria um ótimo arremate para minha última madrugada mal-dormida.

Pra minha **Paulinha**, o ponto fixo de um mundo giratório.

No septuagésimo sexto ano, do século passado, chegou em casa um menino. Vinha, confortável, no colo do meu pai, lugar que era meu, exclusivamente. Invadiu sem falar nada e quase levou com a botina na cara. Fez por merecer a reprimenda (eu disse que, desde criança, queria ser jogador de futebol) pois era abusado o tal sujeito.

A casa era pequena, de favor do tio, não caberia mais ninguém. Quietos, corajosos e tinosos foram ficando... Tinha um nome provisório impronunciável em homenagem a um santo mas, se comportava mais à feição do capeta. Na minha cabeça soava maciça a isenção: “A culpa não é minha. Até tentei, mas fui bloqueado na hora do chute”. E ele foi ficando... Parecia estar até gostando, o danado. Sentia-se cada vez mais em casa, mais à vontade. Notei que já era tarde e a decisão de mantê-lo estava, irreversivelmente, sacramentada pelos meus superiores.

Tirou sangue da minha testa com um anzol (A+ o mesmo dele), chutava minha bola, usava minhas roupas, pesou na minha garupa, cravou aço fundo no meu dedo e, inerte, assistiu ao meu sumiço no fosso de lama misterioso. Teve uma minha, é verdade, mas juro que aquele dardo no canto do olho foi acidental. Naquela época eu já gostava dele. Pode crer, eu já gostava muito!! Pudera, o pequeno ameaçava arremessar paus, pedras e desferir socos na boca do médico por causa dos palitos de madeira na minha garganta. Eu ganhara um escudeiro.

Foi zagueiro do meu time, socorre-me quando as cirurgias assustam e incrementa grave ao som. Cada frequência que emana daqueles dedos calejados acerta, em cheio, um lugar dentro de mim que nem sei como se chama e, muito menos, onde fica, mas que ele soube (e sabe) encontrar desde o dia que entrou pela porta a primeira vez.

Com seus cabelos longos - falem o que quiserem, o cara tem estilo! - vez em quando repete a cena e cruza a porta novamente pra reencontrar seu único irmão. Tenho saudade daquele tempo. É uma pena que a vida derreta tão rápido, e seja preciso devorá-la ao invés de apreciá-la.

Ao meu primeiro e maior amigo, **Tatto**, com todo meu amor.

No ano sagrado de 1996, próximo ao Natal – época quase sempre melancólica pra mim – acabava meu curso de graduação em Odontologia. As coisas tinham ido bem, mas Pink Floyd ainda fazia mais sentido. Meus pares comemoravam a formatura com estranha euforia enquanto eu refletia se ainda daria tempo de tentar o sonho antigo de ser guitarrista ou, quem sabe, até o sonho ainda mais antigo de ser jogador de futebol. Resolvi arriscar a Odontologia, era a profissão de meu pai, eu haveria de me sair bem, apoiando – me nele. Aceitei a troca dos sonhos, com uma condição. Teria de ser implantologista ou atuar na odontologia estético-restauradora. Juntá-las seria ainda melhor, e só o Prof. Francischone, figura máxima durante minha discência, poderia fazer isso por mim.

Na tarde de uma 2ª feira, após ruminar palavras durante todo o final de semana, fui pedir-lhe conselhos. Avisei meus pais, que me apoiaram e segui, a pé, sem aviso prévio – tenho esse mau hábito - até o consultório do professor. No escritório, a parede de fundo ancorava tantas condecorações que eu só notaria a cor da tinta algum tempo depois. Pensei: escolhi o homem certo!

Como de praxe, uma conversa rápida - da qual não lembro uma só palavra - e o meu pedido de orientação sobre que rumo seguir pra atuar naquelas duas especialidades. Já estava preparado pra trocar as cordas da guitarra e voltar pra música caso ele me dissuadisse. Então ele falou: “Foi bom você ter vindo. Eu iria procurá-lo em alguns dias pra convidá-lo a trabalhar comigo, como professor. Você será o primeiro da nova equipe que estou montando”. Emendou, com a firmeza e que lhe é peculiar: Aceita? A partir daquele momento lembro de todas as palavras que dissemos. Até a roupa que eu trajava. Concluí: Vim pedir um conselho e ganho uma oportunidade! Se o senhor estiver dentro, eu também estou. Ainda diante dele, em silêncio, o espanto: Onde o professor está com a cabeça pra confiar tanto em mim? Eu só tenho 21 anos!! Sei quase nada sobre Odontologia!!

Daquela equipe, hoje só resta eu. Fui o primeiro e, agora, sou o último. Outros vieram, outros virão. Vou permanecendo... feliz. Buscando honrar, a cada dia, àquela assombrosa confiança. Ao Prof. **Carlos Eduardo Francischone**, meu orientador neste trabalho – tem mais essa!! – minha mais profunda reverência e gratidão.

E eu queria ser guitarrista!!!

A vida consertou.

Eu tenho dois pais. Legal e biologicamente os estudiosos argumentam ser impossível. Mas, acreditem, eu tenho dois pais. Posso provar!!! Joram que ele é meu tio, mas o que faz por mim eleva sua patente à de um pai. E digo mais, é pai do meu pai e pai do meu irmão. Ainda não inventaram um nome pra isso.

Está presente em tudo que se refere a mim. A nós. Pioneiro de nossa família na Odontologia, sem ele não teria sido possível todo o resto.

No meu time joga com a braçadeira de capitão.

Não tem pacientes ou alunos. Mais que isso, nosso patriarca coleciona seguidores e discípulos.

Quando os recursos se esgotam é na sala dos fundos que encontramos as respostas. Lá existe um velho, um mestre, um sábio, um gênio, um outro pai.

“E pra aquele que provar que estou mentindo, eu tiro o meu chapéu”.

Ao meu - “legalmente tio, fraternalmente pai” - **Euwaldo**, viabilizador de todas as coisas, minha gratidão e devoção.

Aos meus sogros **Paulo Emílio e Magdalena**, responsáveis pelo maior presente que já ganhei na vida.

Carlinhos Francischone, baita parceiro, amigo e irreversível irmão. Quer conhecer a verdade de um homem? Compartilhe com ele perdas e lucros. Para minha absoluta satisfação e alegria, contraria, a cada dia, o ditado popular de que amigos e negócios não se misturam. Se tem alguém a quem se pode confiar as moedinhas de uma vida inteira, esse alguém é ele. “Vai por mim!!!”. É assim que ele fala... É assim que eu faço.

Estendo tudo à Priscila (grande aquisição!!!) e ao pequeno Lucca. Esse menino tem sorte de carregar uma carga genética desse quilate.

E o **Magrão!!!**... Eu não saberia dizer se ele é um ser encantado ou só um contra – regra esperando que eu peça algo improvável. Talvez o irmão mais velho que não tive?! Um amigo que conversa sem partitura?! Na verdade sei muito pouco sobre ele mas, o que sei já basta. Os amigos que tenho (fiz esse cálculo várias vezes) conto nos dedos de uma mão e sobram tentos... Na verdade sobram quatro, porque o dele tá garantido. Ensinou-me tudo do pouco que sei sobre computadores e, quase tudo, do pouco que sei sobre a vida. Do muito que sabe fazer, o que mais me impressiona é a virada de “Tom Sawyer”, depois do meu solo de guitarra... mesmo achando que música é só uma das consequências externas do que somos lá dentro.

Ao Prof. **José Mondelli** - que tanto representa pra mim - e ainda hoje, após todo reconhecimento acadêmico, guarda a mesma simplicidade do menino que preparava modelos de gesso e varria o chão de um laboratório de prótese ao lado de meu tio Euwaldo. Isso, há mais de 60 anos, quando ambos apenas desejavam “aprender um ofício” sem sequer imaginar que se tornariam dois dos maiores nomes da Odontologia Nacional. Obrigado, Professor, pela maneira como trata a mim e minha família. Sua dedicatória - no último livro que me presenteou – me enche de orgulho, entusiasmo e coragem pra continuar na empreitada.

Prof. **Paulo Afonso Silveira Francisconi** - a quem, respeitosamente, desde meu começo, chamo de Paulinho - merece uma citação especial. Na companhia de sua família, a sua casa, com este trabalho aberto sobre o capô de um Karmann Guia 1973, transformou-se num escoadouro de minhas dúvidas.

Prof. **Rafael Francisco Lia Mondelli**, a quem pude conhecer melhor durante este doutoramento, cultivando, por ele, admiração e amizade. Convidou-me a ministrar aulas em seus cursos de especialização, demonstrando confiança em meu trabalho. Oportunidade que agradeço e da qual me orgulho muito.

O curso de doutorado me deu muita coisa boa. Não nego. Mas nenhuma delas sobrepuja ter sido aluno do Prof. **Alberto Consolaro**. Eu não poderia passar sem essa. A tese aqui tem muito das orientações dele. Se eu ainda fosse criança pra brincar com meu time de botões colaria a foto dele no número 10. Botões, para a garotada daquele tempo, eram venerados como ícones, polidos com flanela, concentrados em caixa de charuto e inegociáveis.

Él Cabron del Peru, **Juan Rommel**. Quebrou tanta alumina comigo e me ajudou tanto que, ao final de tudo, penso que seria mais interessante se nós, latino – americanos, reduzíssemos, pra sempre, a altura de nossos muros de fronteira.

À **Aninha Francischone**, minha parceira durante as atividades clínicas. Começamos e terminamos juntos. Lembro-me do primeiro dia, em agosto de 2005, quando, numa manhã chuvosa, ela esperava por mim, na porta do Departamento de Dentística, pra me guiar através da nova escola. Eu sempre chego depois dela... Assim foi durante os últimos 4 anos.

Ao Patrimônio Intelectual do departamento de Dentística, meu canto dentro da FOB.: **Aquira Ishikiriama, Eduardo Batista Franco, Emerson André Carrit Coneglian, José Carlos Pereira, José Mondelli, Linda Wang, Maria Fidela de Lima Navarro, Maria Teresa Atta, Rafael Francisco Lia Mondelli e Sérgio Kiyoshi Ishikiriama.**

Aos meus **parentes** das Minas Gerais. Adoro as estradas sinuosas que me levam àquele lugar. Lá tudo é mais doce, mais suave, mais feminino.

Também aos daqui, aos de São Paulo, do Rio de Janeiro, de Goiás, de Brasília, do Norte, do Sul, dos Estados Unidos...

Aos meus colegas de docência na Universidade do Sagrado Coração, em especial aos da Dentística (**Carol, Cecília, Cláudia, Débora, Ester, Leda, Lucirene e Sara**) que fizeram por mim enquanto estive ausente – e eu fiquei quase 4 anos assim.

A rapaziada do Doutorado 2005/2009 – **Adílson, Aninha, Cecília, Juliana, Lalas, Nádia e Ticiane** - que remou comigo pro mesmo lado, acreditando apenas na intuição, quando a outra margem ainda estava invisível.

D. **Ana Luíza Bartholomeu Francischone e Fabrício Francischone**. Os únicos que não escolheram a odontologia e, mesmo assim, suportam, com companheirismo e boa dose de paciência, nossas conversas que recaem sempre no mesmo tema.

Como alguém que entrega água a um maratonista no final da prova, lembro-me do parceiro **Bruno Aiello Barbosa** contribuindo, significativamente, nas últimas semanas.

Aos meus amigos de outros tempos. Por ordem cronológica: **Guchão, Aznar, Hudson, Petean e Belmonte**. O tempo tem me mostrado quem eles são na essência.

Às meninas da InterClínica, **Ana Paula, Natália e Patrícia** que, dia após dia, viabilizam que eu exercite a Odontologia, preocupando-se com problemas que eu nem sei que existem.

Aos colegas de trabalho (são, na verdade, muito mais do que isso...) da Clínica Odontológica Dr. Francischone: **Ana Cláudia, Ana Elisa, Caie, Fernando Mineiro, José Roberto, Juliana, Karina, Rose e Sr. Sátimo.**

Aos Anjos da Guarda de nosso departamento. Trato-os assim porque assim os considero. **Ângela, Beth, Sr. Dito, Júnior, Lígia, Maria, Mauro, Néelson, Rita e Zuleica.**

Ao super **Edimauro**, parceiro de outros tempos, e primeiro a descer comigo nas crateras de uma alumina.

Reivanildo Vianna. Excelente companheiro de trabalho. Bom de bola e de papo. O assunto “futebol” só era interrompido no momento de trocar o corpo de prova na máquina de ensaios. Escalamos muitas seleções, demitimos treinadores, maldissemos árbitros e dirigentes. Até hoje não sei pra que time ele torce. Só sei que elogiava o meu São Paulo pelos títulos nacionais consecutivos de 2006, 2007 e 2008 - período coincidente com a fase experimental deste trabalho.

Dr. **José Roberto Lauris**, contornou minha intolerância a números (matemática segue divindades de outra civilização!) e traduziu, estatisticamente, o que eles representavam nesse trabalho.

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

À **Universidade de São Paulo – USP** – na pessoa de sua Magnífica Reitora, Profª Drª Suely Vilela.

À **Faculdade de Odontologia de Bauru – USP** – na pessoa de seu excelentíssimo Diretor, Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro.

A **Universidade do Sagrado Coração**, nas pessoas de sua Magnífica Reitora, Ir. Elvira Milani e Digníssimo Chanceler, Sr. Rodrigo Rocha. Minha história é, orgulhosamente, indissociável à desta escola.

À **NobelBiocare** Brasil e Suécia pela parceria, já antiga, e fornecimento dos cilindros de alumina usados no desenvolvimento deste trabalho.

Aos amigos do **Laboratório Bueno** (Bauru - SP) – parceiros há duas gerações - na pessoa de seu técnico ceramista, Michael Bueno, pelo empenho e solicitude nas questões envolvendo este e tantos outros trabalhos já realizados.

A toda equipe do laboratório **Ero Prótese** (São Paulo – SP), em especial ao seu sócio proprietário - Dr. Flávio Rosa de Oliveira, exemplo de profissionalismo e dedicação a ciência e arte da prótese dentária.

À todos que, de alguma forma estiveram presentes, fazendo deste trabalho sua cruz e delícia, meu sincero MUITO OBRIGADO.



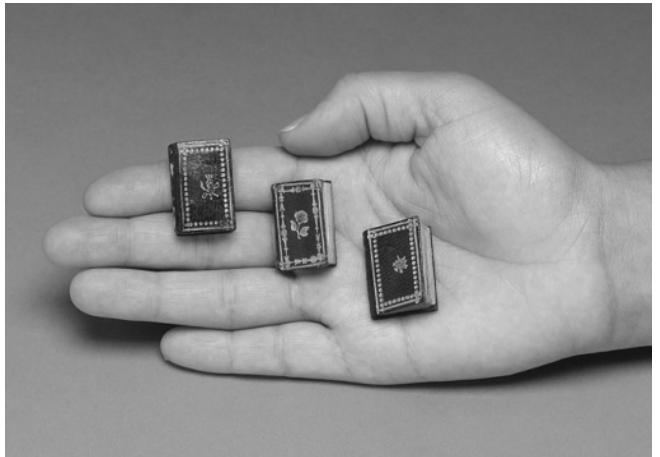
Resumo



RESUMO

Coroas cerâmicas apoiadas sobre infra-estruturas de alumina densamente sinterizada configuram-se como excelentes opções para a reabilitação protética em casos de exigência estética, contudo, o aumento do conteúdo cristalino inviabiliza seu condicionamento por ácidos deixando a maneira ideal de cimentá-las ainda desconhecida. Coroas Procera AllCeram™ apresentam, em sua face interna, micro irregularidades interessantes ao embricamento e adesão resinosa, dispensando manobras de condicionamento. **Objetivo:** O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência de elevadas temperaturas (500°C à 950°C) necessárias à cocção da porcelana de revestimento, na textura superficial da alumina, bem como o papel de um agente primer (Ivoclar Vivadent™) na força de adesão entre alumina e cimento resinoso. **Material e métodos:** Sessenta (60) cilindros de alumina (3,5mm X 16mm) com rugosidade superficial idêntica à dos copings Procera™ foram divididos em quatro grupos (n=15). Grupo 1): Espécimes não submetidos a variação térmica, sendo G1a – Sem aplicação do primer e G1b – Com aplicação do primer e Grupo 2): Espécimes submetidos aos ciclos térmicos para cocção da porcelana feldspática, sendo G2a – Sem aplicação do primer e G2b – Com aplicação do primer. Sobre os cilindros aplicou-se porção do cimento resinoso químico MultiLink Ivoclar™. Os espécimes foram levados a uma máquina de ensaios Universal para teste de cisalhamento a uma velocidade de 0.5mm/min e os dados submetidos à análise de variância a um critério e teste de comparações múltiplas de Tukey. **Resultados:** A força de adesão para cada um dos grupos foi: G1a = 2.468 MPa; G1b = 4.265 MPa; G2a = 2.339MPa e G2b = 4.185 MPa. Diferenças significantes foram observadas entre os grupos: G1a X G1b; G1a X G2b; G1b X G2a e G2a X G2b. **Conclusões:** Ciclos térmicos não produziram alterações na micro-estrutura superficial da alumina, tampouco comprometeram sua adesão ao cimento. O agente primer aumentou a força de união entre alumina e cimento resinoso. Fraturas coesivas do agente cimentante foram observadas apenas em alguns espécimes primer-tratados.

Unitermos: Resistência de união, Cimento resinoso, alumina; Procera AllCeram; primer alumina; ciclos térmicos.



Abstract



ABSTRACT

Effect of a primer agent and thermal cycles for porcelain firing on the bond strength of resin cement to alumina.

High-strength alumina based ceramic crowns are widely used in dentistry due to their favorable esthetic, however, the large amount of crystalline contents jeopardizes their acid etching property and the ideal luting remains unclear. Procera AllCeram™ restorations exhibits on their intaglio surface micro irregularities optimizing the bonding to resin, with no need for additional conditioning procedures.

Purpose: The aim of the present study was to evaluate the influence of high thermal cycles (500°C to 950°C) needed to porcelain firing on alumina's intaglio surface, as well as, the role of a primer agent (Ivoclar Vivadent™) on shear bond strength between alumina and resin cement. **Material and Methods:** Sixty alumina cylinders (3,5mm X 16mm) with intaglio roughness of the Procera AllCeram™ copings were randomly divided into four groups (n=15). Group 1) Samples no submitted to thermal cycles variation, were G1a - no primer application and G1b - primer treated and Group 2: Samples submitted to thermal feldspathic porcelain firing cycles, were G2a - specimens no primer treated and G2b - primer treated specimens. Over the cylinders top a self-cure resin cement (Multilink Ivoclar™) portion was applied. The specimens were loaded to failure in shear mode using a universal testing machine at a crosshead speed of 0,5mm/min. Data were analyzed with one-way analysis of variance and Tukey's multiple comparison test. **Results:** The shear bond strength for each group was: G1a = 2.468 MPa; G1b = 4.265 MPa; G2a = 2.339 MPa e G2b = 4.185 MPa. Significant difference was found between the groups G1a X G1b; G1a X G2b; G1b X G2a e G2a X G2b. **Conclusions:** Thermal cycles did not change alumina's surface micro structure, besides did not compromised it's bonding strength to resin cement. Primer agent enhanced shear bond strength between alumina and resin cement. Luting agent's cohesive fractures were observed only in some primer treated specimens.

Uniterms: Shear bond strength, resin cement, alumina; Procera AllCeram™; primer alumina; thermal cycles.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1** Superfície de alumina onde foram incrementadas pérolas de porcelana de baixa fusão. Derand et al (2006).....75
- Figura 2** Cilindro de alumina densamente sinterizada. (A) extremidade oposta a de trabalho com 3.5mm de diâmetro; (B) extremidade de trabalho (FC), cuja textura superficial era a mesma da face interna dos copings Procera AllCeram™, com 7.0mm de diâmetro.....86
- Figura 3** Microscopia eletrônica de varredura da superfície da alumina. Face oposta a de trabalho. Aumento de 100x(A) e 750x(B). Notar padrão radial e ausência de irregularidades superficiais com estrutura assemelhando-se a um bloco altamente compactado.87
- Figura 4** Microscopia Eletrônica de Varredura da superfície da alumina. Face de trabalho ou de cimentação (FC). Notar aspecto bolhoso, com irregularidades e poros. Aumento de 35x(A), 100x(B) e 750x(C).....88
- Figura 5** (A) Apresentação comercial do cimento Multilink®. “Kit” contendo: cimento, primer, placa para mixagem, sistema adesivo A e B para dentina e micro pincéis. (B) Primer acompanhante do cimento. Uso destinado a ligas metálicas, alumina e zircônia sinterizadas.....92
- Figura 6** Matriz de resina epóxica.....93

Figura 7 (A) Dispositivo metálico utilizado para confecção dos corpos de prova. (B) Platô ao qual se alojava a matriz bipartida de teflon. (C e D) Detalhe da matriz de teflon com orifício central de 3.5mm de diâmetro para dimensionamento da porção do cimento que ficaria aderida aos cilindros de alumina. O afastamento das metades da matriz permitia que o corpo de prova fosse removido sem fratura acidental do cimento.....94

Figura 8 (A) Dispositivos utilizados para aplicação do cimento resinoso – matriz de teflon bipartida adaptada ao dispositivo metálico de suporte. Observar o cilindro de alumina posicionado abaixo da matriz com seu eixo em coincidência com o do orifício desta; (B) – Cimento sendo dispensado na placa de papel para espatulação. (C) – Inserção do cimento no orifício da matriz de teflon. Manobra realizada sobre um vibrador de gesso a fim de garantir fluidez ao cimento e recobrimento de toda a alumina. (D) – Corpo de prova concluído e adaptado à matriz de resina epóxica para teste de cisalhamento, evidenciando cilindro de alumina + cimento já polimerizado.....95

Figura 9 (A) Máquina de ensaios universal Kratos[®]. 1) – Célula de carga de 15 KgF, 2) Alça de fio ortodôntico utilizada para tração, 3) Dispositivo metálico que alojava e mantinha os corpos de prova durante os testes mecânicos. (B) Detalhe do corpo-de-prova em posição no dispositivo metálico com a alça de fio ortodôntico que traciona o segmento de cimento resinoso induzindo esforços de cisalhamento; (C) - momento em que o fio ortodôntico quebra a união entre o bloco de cimento resinoso e a alumina.....96

Figura 10 Representação gráfica das médias de resistência ao cisalhamento em MPa.....100

- Figura 11** (A) Alumina não submetida aos ciclos térmicos. (B) Alumina após submissão aos ciclos térmicos. Observar a manutenção do padrão de textura superficial com irregularidades visíveis em ambas as imagens. Aumento de 100X.....102
- Figura 12** A comparação entre os pares de figuras A – A₁, B – B₁ e C – C₁, permite uma análise visual da alumina, infiltrada ou não, pelo agente primer, sob três diferentes aumentos. Notar que a superfície da alumina das figuras A₁, B₁ e C₁ não exhibe o mesmo padrão de irregularidade e porosidade, pois permanece infiltrada pelo primer mesmo após o teste de cisalhamento, ao qual todas as superfícies anteriores foram submetidas. Aumentos: A e A₁ (35X), B e B₁ (100X) C e C₁ (750X).....104
- Figura 13** A, B, C e D. Porções de cimento aderidas à superfície da alumina após teste de cisalhamento (setas brancas) denotando fratura coesiva deste material. Notar que a superfície exposta da alumina, onde houve fratura adesiva do cimento, permanece infiltrada com o primer perdendo seu aspecto poroso-lacunoso irregular.....107
- Figura 14** (A). Cimento ionomérico aderido ao retentor protético (dentina) após desalojamento de uma coroa total cerâmica em alumina (Procera AllCeram™). (B). Aspecto da área interna da coroa após sua soltura. Notar, à observação clínica macroscópica, a inexistência de agente cimentante remanescente aderido à alumina.....116

Figura 15 (A) Aspecto clínico imediatamente após a cimentação de duas coroas “metal – free”, com infra – estrutura em alumina recoberta por porcelana feldspática, nos retentores 12 e 22 (pilares de zircônia instalados sobre implantes osseointegrados). Observar a boa harmonização de cor quando comparadas aos dentes naturais vizinhos. (B) “Follow – up” de 6 anos evidenciando nítida alteração de cor das referidas coroas cerâmicas que exibem matiz acinzentada. (C) Vista aproximada da coroa 22 no momento imediato da cimentação – coloração original. (D) Coroa 22 após 6 anos exibindo alteração de cor. (E) Detalhe da face palatina onde é possível observar, além do escurecimento, pigmentação na borda da coroa, provavelmente, por penetração de fluidos orais na interface alumina – cimento resinoso, área não devidamente ocupada por este último. (F) Imagem capturada sem o auxílio de iluminação artificial (flash) na qual a discrepância de cor fica ainda mais evidente.....118

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Resultados obtidos em Mega Pascal MPa, após os testes de cisalhamento para cada um dos espécimes.....	99
Tabela 2	Resultados do teste de Tukey a um nível de significância $p < 0,001$	100

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	Percentual
Al₂O₃	Óxido de Alumínio
ZrO₂	Óxido de Zircônio
MPa	Mega Pascal
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacture
™	Trade Mark
°C	Graus centígrados
Bis-GMA	Bisfenol glicidil metacrilato
ADA	American Dental Association
UEDMA	Uretano Dimetacrilato
µm	Micrômetro
ISO	International Standard Organization
4-Meta	4-Metacrilóiloxietil trimelitato anidro
MDP	10 – Metacrilóiloxidecil di – hidrogênio fosfato
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
mm	Milímetro
Vac	Vácuo
PVC	Poli cloreto de vinila
KgF	Kilograma-Força
min	Minuto
p	Nível de significância
<	Menor que
®	Marca Registrada

SUMÁRIO

1.INTRODUÇÃO.....	55
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	63
2.1 Materiais Cerâmicos.....	63
2.2 Cimentos resinosos.....	67
2.3 Tratamento da superfície interna da restauração.....	71
3. PROPOSIÇÃO.....	81
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	85
4.1 Seleção da Amostra.....	85
4.2 Corpos de Prova.....	91
5. RESULTADOS.....	99
5.1 Análise microscópica dos espécimes.....	102
6. DISCUSSÃO.....	111
7. CONCLUSÕES.....	123
REFERÊNCIAS	127



1. INTRODUÇÃO

As cerâmicas configuram-se como os mais antigos materiais sintéticos produzidos e utilizados pelo homem, com datas que remontam o período Neolítico (HEITLINGER, 2009). Sob diferentes graus de pureza e resistência, este material acompanha os seres humanos na indústria, artes, engenharia e saúde. Desde então, tem sido a “argamassa – base” para a viabilização das idéias de toda uma civilização, o que faz compreensível sua aplicação e utilização em larga escala.

Características como biocompatibilidade, resistência ao desgaste e à ação de agentes químicos, estabilidade química e de cor, coeficiente de expansão térmica semelhante a da estrutura dental e, principalmente, estética satisfatória, logo a credenciaram como material de escolha na restauração de dentes através de procedimentos indiretos. Desde 1774, quando Duchateau e Chemant idealizaram e confeccionaram as primeiras próteses totais com dentes de porcelana, muito tem sido estudado buscando aperfeiçoá-la no intuito de ampliar a utilização deste material na Odontologia.

Aproximadamente um século depois, em 1886, a primeira coroa total de porcelana seria confeccionada, inaugurando um período contraditório de otimismo e incertezas que perdura até hoje, quando a maneira ideal de se confeccionar e cimentar uma coroa cerâmica parece ainda não ter sido encontrada. Introduzidas por Land e Taggart e apelidadas de “coroas de jaqueta”, essas restaurações, exclusivamente cerâmicas, reforçadas por alumina e feldspato ou ainda aquelas fundidas sobre troquel de revestimento refratário, via de regra, fracassavam por exibirem problemas de desajuste marginal, baixa resistência mecânica e sensibilidade da técnica, pela inexistência de uma infra-estrutura suporte sobre a qual a porcelana de revestimento pudesse ser aplicada.

Em 1962, idealizadas por Weistein, coroas e próteses convencionais que traziam consigo uma infra-estrutura metálica como suporte para o revestimento cerâmico, as *metalo-cerâmicas*, aliadas, quase que exclusivamente ao cimento fosfato de zinco, minimizaram tal problemática e tiveram sua consagração nas últimas décadas, apresentando resultados extremamente satisfatórios que garantem sua boa aceitação e utilização até os dias de hoje. Entretanto, casos de sensibilidade a metais – relatados até mesmo com o ouro puro (BJÖRKNER et al., 1994), reações gengivais e, principalmente, o apelo de pacientes e profissionais

por resoluções mais estéticas deu início à busca pela supressão da referida estrutura metálica ou sua substituição por outra não metálica.

Mclean e Hughes, em 1965, sugeriram a confecção de coroas a partir da queima de porcelana aluminizada (uma porcelana feldspática convencional a qual incorporou-se 50% de óxido de alumínio), sobre uma lâmina de platina ou troquel refratário. Por serem exclusivamente cerâmicas essas coroas apresentariam ganho real do aspecto estético. O histórico evolutivo deste material traz ainda tentativas mais ou menos bem sucedidas de se confeccionar coroas livres de metal através de cerâmicas fresadas, injetadas e infiltradas por vidro.

Com base no sucesso funcional alcançado pelas próteses metalo-cerâmicas, tornou-se claro que a presença de uma infra-estrutura suporte é fundamental para o bom comportamento da porcelana de revestimento estético e, por conseqüência, de toda restauração e que sua simples supressão representaria um retrocesso a um período de altos índices de fracasso.

Baseadas na tecnologia CAD – CAM (desenho e manufatura auxiliados por computador), em 1991, surgiram as coroas Procera™ apoiadas em estruturas de alumina e, mais recentemente, também em zircônia, obtidas pelo processo de sinterização do óxido de alumínio (Al_2O_3) e de zircônio (ZrO_2), respectivamente, representando importante contribuição na solução dessas questões, uma vez que substituem, de maneira satisfatória, o reforço metálico até mesmo em regiões de grande esforço mastigatório (ANDERSON e ODEN, 1993; WAGNER e CHU, 1996; SNYDER E HOGG, 2005;). Desde então, mais de 8 milhões destas coroas foram confeccionadas em todo o mundo (NOBELBIOCARE, 2009). Com resistência flexural de 680 MPa, traduzida em índices de sucesso superiores a 95%, após um período de 5 a 10 anos, as estruturas de alumina recobertas por porcelana lideram, até o momento, a corrida pela excelência estético-funcional. Substituindo, com êxito, as coroas tradicionais baseadas em metal, este tipo de restauração encerra precisão de adaptação marginal e resistência mecânica sem detrimento do fator estético (HEGENBARTH, 1996; CHAI et al., 1997; SULAIMAN et al., 1997; ANDERSSON et al., 1998; ODEN et al., 1998; BRUNTON et al., 1999; ODMAN e ANDERSSON, 2001; HAAG et al., 2004; QUINTAS et al., 2004; FRADEANI et al., 2005; FRADEANI et al., 2005; NAERT et al., 2005; ZARONE et al., 2005; GALINDO et al., 2006; WALTER et al., 2006).

Como garantir longevidade às coroas cimentadas?

Ao se atingir um nível evolutivo dessa magnitude é compreensível que profissionais desejem manter seus trabalhos por um período máximo de tempo em função, o que explica a consonância destes estudos com aqueles visando o aperfeiçoamento da cimentação adesiva, já que a aplicação clínica de próteses fixas retidas por sistemas adesivos requer uma ligação estável e durável entre resinas e cerâmica. Dessa maneira, a ânsia de aliar próteses estéticas que pudessem, não apenas serem cimentadas aos seus retentores, mas também aderidas a eles, ganhou força e tem motivado a busca pela técnica e agente cimentante ideais.

Se por um lado a infra-estrutura, obtida pela densa sinterização do óxido de alumínio, conferiu relevantes propriedades estético-mecânicas à coroa, comprometeu sua cimentação adesiva - obtida após a etapa de condicionamento interno da restauração com ácido hidrofúorídrico associado a um agente silano/adesivo, comum nos trabalhos de cerâmica pura - devido à ineficiência deste, ou qualquer outro ácido, frente à alumina densamente sinterizada. Diante disso, para, em cada um de nós, quando chegou o momento derradeiro da cimentação da restauração, a dúvida a cerca de qual conduta traduz-se como a mais adequada para esta fase clínica.

Alumina e zircônia são materiais obtidos pela compactação de óxidos metálicos sob temperaturas elevadas. Esse processo, denominado sinterização industrial, produz uma estrutura composta, quase que exclusivamente, destes óxidos e, diferentemente de uma porcelana feldspática, livre de sílica. Se não há sílica disponível que possa ser removida por interação ácida, o que originaria um relevo irregular pela exposição dos cristais não condicionáveis, o condicionamento ácido deste material está descartado. A ausência de sílica compromete ainda o processo de silanização da alumina/zircônia, pois o agente silano – componente com afinidade química por sílica – não encontra meios de estabelecer qualquer ligação molecular.

Uma vez que condicioná-las não é possível, tampouco silanizá-las é quase certo que estas coroas tenham sua união aos cimentos resinosos comprometida. Esta hipótese é verdadeira e este parece ser, até o momento, o ponto fomentador de

dúvidas e restrições sobre o tipo ideal de cimentação para esta modalidade de prótese. Não raro, após o desalojamento de coroas fabricadas por essa tecnologia, observa-se a permanência do cimento resinoso no retentor protético, estando, a face interna das restaurações deslocadas, pelo menos à observação clínica superficial, isenta de qualquer remanescente do agente cimentante.

No intuito de contornar esse problema a empresa NobelBiocare™, detentora do Sistema Procera™ - tecnologia responsável pela fabricação das coroas “AllCeram™”, constituídas de uma infra – estrutura composta por alumina densamente sinterizada recoberta por porcelana feldspática – traz, à face interna de seus “copings”, irregularidades superficiais, semelhantes àquelas criadas pelo ácido hidrófluorídrico nas porcelanas feldspáticas, na tentativa de favorecer o embricamento micro-mecânico do cimento resinoso. Este possível “tratamento”, guardado pela empresa como segredo industrial, tem demonstrado bons resultados nos testes de adesão *in vitro* (MEDINA-VALDÍVIA et al., 2007) e, segundo o fabricante, deve ser respeitado a qualquer custo, evitando submetê-lo a condicionadores ácidos e agentes silanos (ambos ineficazes) ou ainda a jateamentos com partículas abrasivas que poderiam fragilizar, alterar e, portanto, comprometer a qualidade da alumina, apropriada à cimentação desde a sua saída da unidade de manufatura.

A totalidade dos trabalhos que analisaram resistência adesiva entre coroas Procera AllCeram™ e cimentos resinosos o fizeram buscando variar a natureza e marca comercial do agente cimentante e/ou silanos-adesivos, ou ainda, os tipos de tratamentos dados à alumina com o objetivo de criar micro irregularidades baseados, via de regra, em aceleração de partículas ou íons contra sua estrutura, bem como em ataques químicos.

Sabe-se, entretanto, que para dar forma à coroa protética, a realidade clínica exige, compulsoriamente, a aplicação de uma porcelana de revestimento sobre a alumina e, portanto, a submissão desta a ciclos de elevada temperatura por determinados intervalos de tempo. Nenhum dos trabalhos analisados, disponíveis na literatura, avaliou a influência das altas temperaturas na micro textura interna de “copings” Procera™ - alumina. Poderia esta variação térmica produzir uma espécie de “fusão” superficial na delicada rugosidade da estrutura, perdendo sua característica irregular-lacunosa ideal para o embricamento micro-mecânico do

agente cimentante? A aplicação de um primer, com afinidade por óxidos metálicos, poderia otimizar a ligação do cimento resinoso à alumina?

Com o objetivo de responder a estas questões, idealizou-se este trabalho.



Revisão da Literatura

2. REVISÃO DA LITERATURA

Na busca por condutas que possam melhorar a força de união de coroas totalmente cerâmicas a agentes cimentantes as variáveis mais comumente estudadas e descritas na literatura são: **o tratamento da superfície interna da restauração e o agente cimentante** propriamente dito.

Antes de darmos início a investigação literária da influência desses dois aspectos na adesividade das coroas, um breve histórico dos materiais cerâmicos e, dos cimentos resinosos, faz-se oportuno.

2.1 Materiais Cerâmicos:

Por apresentarem estruturas diferentes é, teoricamente, impossível substituir metal por cerâmica sem detrimento da resistência mecânica a fraturas (McLean 1979). Diante disso, para obter cerâmica odontológica com maior resistência a indústria investiu em dois caminhos: a melhora da qualidade intrínseca com a incorporação de grãos de óxido de alumínio ao feldspato ou apoiar a porcelana sobre um substrato que lhe conferisse resistência.

As cerâmicas usadas em Odontologia apresentam estrutura, características e aplicações distintas, podendo ser divididas, para uma melhor compreensão, em:

a) Cerâmicas de base: Compostas por óxidos (alumínio, magnésio ou zircônio) que apresentam elevada resistência mecânica, mas aspecto estético extremamente desfavorável.

b) Cerâmicas reforçadas por leucita ou óxido de lítio: com resistência mecânica inferior as de base, mas que podem, após técnica de recobrimento estético, mimetizar o aspecto dos dentes naturais.

c) As porcelanas: apresentam a melhor estética e pior resistência mecânica. Compostas essencialmente por feldspato apresentam alto módulo de

elasticidade e baixa tenacidade, características que se traduzem em ausência de deformação ante a incidência de uma carga e pouca resistência a propagação de trincas.

Métodos disponíveis para a confecção de uma restauração cerâmica

Há diferentes métodos para a confecção laboratorial das restaurações cerâmicas, classificados em três categorias: *fresagem*, *prensagem* e *sinterização*.

Vale ressaltar que, em função do trabalho clínico desejado, poderá ser necessária a associação de dois ou mais métodos. As coroas Procera™ (quer baseadas em alumina ou zircônia) são um claro exemplo de associação bem sucedida desses métodos. Por exemplo, no caso de uma coroa total cerâmica a confecção do “coping” cerâmico (base) pode ser feita por *fresagem* seguida de *sinterização industrial* de algum óxido metálico que será então recoberto, pela técnica da *cocção*, por uma porcelana feldspática.

A ***fresagem*** implica no desgaste de um bloco de cerâmica até a obtenção da forma desejada para a restauração. Isto é possível através de duas técnicas: CAD-CAM e pantográfica. Por demandar equipamento sofisticado, como micro câmeras de uso intra-oral para leitura dos preparos cavitários e unidades fresadoras, além da pouca precisão de adaptação das restaurações protéticas originadas por essa técnica, a *fresagem* tem sido o meio menos utilizado para a confecção de peças cerâmicas diretamente na clínica, ficando seu uso restrito ao industrial para a confecção de “copings” com resultados bastante interessantes quanto à precisão dimensional e de adaptação.

A ***prensagem*** assemelha-se ao sistema de obtenção de restaurações metálicas pelo método da cera perdida, no qual um padrão de cera é incluído em um anel com material refratário e levado ao forno para evaporação e criação de um contra-molde. A

seguir, o anel é posicionado no interior de um forno de cerâmica especial onde pastilhas cerâmicas são fundidas e injetadas no espaço vazio. Após a remoção do revestimento a restauração tem aspecto irregular e anestético, devendo ser provida de cor e acabamento superficial. Para isso duas técnicas podem ser realizadas sobre ela: *maquiagem* ou *estratificação*. Na primeira, corantes são aplicados a superfície externa da restauração e queimados em forno de porcelana. A segunda envolve a aplicação de porcelanas feldspáticas sobre a estrutura prensada, devendo, neste caso, o enceramento ter sido realizado de modo parcial, cobrindo os limites do preparo, mas deixando espaço para que a porcelana de revestimento possa ser incrementada dando forma e estética ao trabalho. Para a técnica de prensagem podem ser utilizadas porcelanas reforçadas por leucita (em casos unitários) e cerâmica reforçada por óxido dissilicato de lítio que, por apresentarem maior resistência flexural, presta-se a casos unitários ou pequenas próteses fixas. Quando comparadas às restaurações confeccionadas apenas com porcelana feldspática as restaurações prensadas apresentam resistência mecânica intrínseca superior e também são passíveis de condicionamento pelo ácido fluorídrico, garantindo excelente adesão ao agente cimentante resinoso.

Entende-se por **sinterização** o processo capaz de converter um material poroso em um material denso e forte através de transformações ocorridas a altas temperaturas (DENRY, 1996). Para a criação de restaurações cerâmicas, há três técnicas que se baseiam na sinterização: *cocção*, *infiltração* e *industrial sob alta pressão e temperatura* - esta última empregada na fabricação dos “copings” ou infra-estruturas Procera™, objeto de estudo do presente trabalho.

Da mesma forma, a técnica de *infiltração* também resulta na formação de um coping cerâmico de alta resistência mecânica baseado na compactação de óxidos metálicos (alumínio, zircônio ou magnésio). Estes “copings”, originados por ambas as técnicas – *infiltração* ou *industrial sob alta pressão e temperatura* - são chamados cerâmicas de base e devem ser recobertos por materiais de revestimento estético como

porcelanas feldspáticas, aluminizadas ou de baixa fusão que, uma vez levadas ao forno, pela técnica da *cocção*, darão forma anatômica e estética à restauração.

Não se deve, portanto, considerar que coroas cerâmicas são obtidas, exclusivamente pelo método de *cocção* da porcelana. Equivocadamente, esta idéia ganhou força e consagrou-se, certamente, por ser a *cocção* o mais antigo e versátil método de se obter restaurações cerâmicas. Deve-se considerar como *cocção* o incremento de porcelana (pó + líquido) sobre uma estrutura - base (refratário, "coping" cerâmico ou metálico) com posterior queima num forno específico para este fim. Este método garante excelente morfologia e estética, pela possibilidade de se empregar, através de sucessivos incrementos, uma combinação ampla de porcelanas com diferentes matizes e características ópticas (MIYASHITA e MELLO, 2006; CONCEIÇÃO, 2007).

Como se obtém uma infra-estrutura Procera™ em alumina?

Através dos processos de *fresagem e sinterização industrial sob alta pressão e temperatura*. Vejamos como funciona essa tecnologia.

1º) Obtenção do modelo: um troquel de gesso, de um preparo coronal para coroa total, é obtido pelas vias convencionais.

2º) Escaneamento: a topografia do troquel é lida num scanner específico no qual uma ponta de safira, rubi ou tungstênio realiza voltas completas (360°) ao redor de seu eixo, tocando-o com suave pressão de 18 gramas. Os pontos são lidos grau a grau, o que totaliza 360 pontos a cada volta no troquel. Durante seu trajeto orbital a ponta desloca-se do sentido cervical para oclusal/incisal, até a leitura de toda a sua superfície, gerando, em média, 30.000 a 50.000 pontos.

3º) Modelo virtual: os dados obtidos desta leitura são armazenados no computador, onde uma imagem em 3D, do referido troquel, é gerada.

4º) Envio de dados: Os dados numéricos obtidos são enviados, por internet, à unidade de Manufatura em uma central Procera™, onde serão lidos e interpretados.

5º) Manufatura: Na unidade de produção, outro troquel, de gesso especial, com dimensões 20 % maiores que o original, é gerado buscando compensar a contração que ocorrerá durante o processo de sinterização. Sob este troquel aplica-se e compacta-se, isostaticamente, e sob pressão de 2 toneladas, pó de óxido de alumínio seco, formando um bloco amplo e ainda disforme que será submetido ao processo de fresagem, a fim de reduzi-lo a um “coping” para posterior sinterização industrial a alta pressão e temperatura. Na sinterização, temperaturas de 1550°C são aplicadas, durante uma hora, ao troquel 20% maximizado (recoberto por pó de óxido de alumínio) que se contrai, compatibilizando-se, dimensionalmente, ao troquel original.

Acredita-se que a compressão da alumina sobre o troquel de gesso especial que, por ter sido obtido por fresagem não apresenta alta lisura superficial, cria as irregularidades e rugosidades da superfície interna, características únicas dos “copings” originados pelo Sistema Procera™, estando este pronto para receber a cerâmica de recobrimento que, pela cocção, originará a coroa protética.

2.2 Cimentos Resinosos

O estudo dos materiais odontológicos pode ser, didaticamente, organizado em quatro categorias: os metais, as cerâmicas, os polímeros e os compostos. Os materiais compostos são misturas físicas de metais, cerâmicas e/ou polímeros. O objetivo de um material composto é reunir as características de materiais existentes para obter um novo material com propriedades intermediárias e, com isso, tirar vantagem das melhores propriedades de cada fase. Uma mistura clássica utilizada para restaurações dentárias envolve partículas de cerâmica misturadas com uma matriz polimérica, constituindo a resina composta (COMBE et al., 1999; BAYNE et al., 2002; ANUSAVICE, 2005).

A partir de estudos da estrutura e das propriedades físico-químicas dos materiais, realizados nas décadas 50 e 60; foram desenvolvidos materiais estéticos a base de resina. BOWEN, em 1956, fez uma combinação entre a resina epóxica e a resina acrílica restauradora a base de metacrilato, unindo propriedades interessantes dos dois materiais. Da resina epóxica, a baixa alteração dimensional e, da acrílica, a rápida velocidade de polimerização. Esse material resultante passou a ser denominado “Resina de Bowen” ou Bis-GMA, por ser o produto da reação química entre *bisfenol A* e *glicidil metacrilato* (DIAZ-ARNOLD et al., 1999; ANUSAVICE, 2005).

Em 1962, o mesmo pesquisador, na tentativa de melhorar as propriedades físicas das resinas acrílicas, desenvolveu um método de incorporação de partículas inorgânicas à matriz de polímero orgânico. Este método baseava-se na cobertura da partícula de sílica com um agente anfótero vinil silano, a fim de promover a adesão entre a fase orgânica e a inorgânica da resina composta, resultando em redução da contração de polimerização, diminuição do coeficiente de expansão térmica, aumento da resistência à compressão e da dureza (PHILLIPS, et al., 1969).

Devido a esta mistura heterogênea de fases orgânica e inorgânica, ao invés de serem apenas uma combinação de resinas, estes materiais, segundo a ADA (1998), são mais bem definidos como “compostos à base de resina”.

Os cimentos resinosos existem desde o início dos anos 50, com sua formulação inicial baseada no polímero de metacrilato de metila; mas, devido à micro-infiltração e às limitadas características de manipulação, esses cimentos tiveram uso limitado. Mais tarde, a partir da técnica do ataque ácido para unir resina ao esmalte, o desenvolvimento das resinas compostas e a descoberta de novas moléculas e técnicas de união com os diferentes substratos, foi desenvolvida uma variedade de cimentos resinosos com desempenho clínico bastante satisfatório (BUONOCORE, 1955; BOWEN, 1963; PAMEIJER e STANLEY, 1992; INOKOSHI et al., 1993; DE GÓES, 1998; ROSENTIEL, 1998; DIAZ-ARNOLD, et al., 1999; PRAKKI e CARVALHO, 2001).

Os cimentos resinosos são variações de resinas de Bis-Gma e outros metacrilatos cuja base composicional é um sistema monomérico Bis-GMA (Bisfenol - A metacrilato de glicidila) ou UEDMA (Uretano dimetacrilato) em combinação a monômeros de baixa viscosidade (TEGDMA, UDMA), além de cargas inorgânicas (lítio, alumínio e óxido de silício) tratadas com silano - agentes de união. (DIAZ-ARNOLD, et al., 1999; ANUSAVICE, 2005).

A adoção de grupamentos funcionais hidrófilos modificou a composição orgânica dos sistemas resinosos de cimentação em relação às resinas compostas e ainda, propiciou possibilidade de adesão com a superfície dentinária. Para completar a composição, a resina aglutinante foi combinada com partículas cerâmicas e sílica coloidal. As partículas inorgânicas se apresentam nas formas angulares, esféricas ou arredondadas, com conteúdo de peso variando entre 36% a 77% e diâmetro variável entre 10 a 15 μm , dependendo do produto (INOKOSHI et al., 1993; DIAZ-ARNOLD, et al., 1999). Estes cimentos apresentam menor percentual volumétrico de partículas incorporadas à matriz orgânica com o objetivo de adequar sua viscosidade às condições específicas e desejáveis de cimentação, sendo esta a principal diferença quando comparados às resinas compostas para restauração (DE GÓES, 1998).

Segundo a especificação nº 27 (ANSI/ADA ISO 4049), de 2005, tais cimentos podem ser classificados pelo seu modo de polimerização, através de reações químicas, fotoativadas ou da combinação de ambas. Quando é utilizada uma restauração de porcelana que possui uma infra-estrutura metálica ou óxido-baseada, tende-se a utilizar cimentos resinosos de ativação química, já que a passagem de luz através deste tipo de reforço é consideravelmente diminuída e pode não ser suficiente para produzir uma ativação total dos agentes fotossensíveis do cimento, comprometendo o seu grau de polimerização (SADAN, et al., 2005) Já os cimentos resinosos que apresentam polimerização dual, foram desenvolvidos para serem utilizados sob restaurações estéticas sem infra estrutura, pois estes materiais restauradores permitem a passagem de luz, que é responsável por parte da polimerização cabendo, à reação química, a função de complementá-la em regiões profundas, de difícil acesso para o espectro luminoso (PAMEIJER e STANLEY, 1992).

Sua adesão ao esmalte ocorre através de um embricamento micro-mecânico da resina aos cristais de hidroxiapatita e à superfície do esmalte condicionada com ácido. Sua adesão a dentina é mais complexa, envolvendo a penetração de monômeros hidrofílicos através de uma trama de fibras colágenas, cobrindo parcialmente a apatita desmineralizada da dentina condicionada (DIAZ-ARNOLD, et al., 1999). Essa adesão é obtida pela infiltração da resina dentro da dentina condicionada, produzindo um embricamento micro-mecânico, abaixo da camada híbrida ou zona de interdifusão da resina (CRAIG e POWERS, 2002).

A forma de adesão dos cimentos resinosos às porcelanas odontológicas motivam uma infinidade de estudos, pela variedade de porcelanas existentes no mercado, cada uma apresentando composições diferentes e, por conseguinte, exigindo condutas individualizadas para melhorar sua união a este tipo de cimento (DIAZ-ARNOLD, et al., 1999; MEDINA-VALDÍVIA, 2001; SADAN, et al., 2005).

Söderholm e Reetz, em 1996, relataram que os sistemas de fixação resinosos são menos solúveis na cavidade oral que a maioria dos cimentos odontológicos e que associados aos resultados clínicos e laboratoriais alcançados, permitem sua crescente difusão. Além disso, salientaram que na fixação de incrustações estéticas, onde a espessura e a opacidade da restauração dificultam a difusão de luz, os agentes de fixação de eleição deveriam ser aqueles de polimerização dupla. Ressaltaram que o sucesso de uma fixação adesiva depende da união química com a superfície interna da restauração, mencionando a importância da configuração cavitária (fator C) na contração de polimerização e geração de estresse na interface adesiva.

Em 1998, Rosentiel, et al., citaram alguns aspectos importantes relacionados aos cimentos de uso odontológico e aos agentes de fixação resinosos, afirmando que o cimento de fosfato de zinco é considerado o cimento mais popularmente utilizado, tendo como principais desvantagens a solubilidade e a falta de adesão e que estes problemas não estariam presentes com os sistemas de fixação resinosos. Dentre as propriedades destes sistemas, ressaltaram que sua biocompatibilidade estaria diretamente relacionada ao grau de conversão dos monômeros em polímeros. As causas de irritação pulpar e sensibilidade pós-operatória que ocorrem, freqüentemente, estariam associadas, provavelmente, a erros de técnica, como conseqüência de contaminação

bacteriana ou ressecamento da dentina. Mencionam ainda, que um agente de fixação ideal deveria prover uma união estável entre a estrutura dentária e a restauração e, através da sua resiliência, aumentar a resistência à fratura da restauração.

Cimentos resinosos apresentam maior resistência flexural e compressiva (PIWOWARCZYK e LAUER, 2003). Um cimento resistente distribui melhor as tensões, tem uma menor probabilidade de falha e grande possibilidade de atingir o sucesso clínico. Biocompatibilidade, sensibilidade pós-operatória, desempenho clínico, estética e facilidade de trabalho são outros fatores a serem considerados na escolha de um cimento.

2.3 Tratamento da superfície interna da restauração

É senso comum, dentre aqueles que advogam a odontologia adesiva, que a maneira de se unir estruturas diferentes dá-se por três vias: física, química ou físico-química. Compreensível, então, que clínicos e pesquisadores busquem ampliar, ao máximo, a natureza das ligações aliando, sempre que possível, estas três modalidades.

A criação de micro – porosidades e/ou irregularidades na superfície interna de restaurações cerâmicas (semelhantes àquelas observadas nos tecidos dentários após desmineralização ácida) passou de especulação para objetivo primordial quando se deseja unir resina à cerâmica. Este intento obteve sucesso, credibilidade e comprovação clínico-científica quando restaurações puramente cerâmicas compostas, basicamente, de porcelanas feldspáticas contendo uma fase vítrea (sílica) e outra cristalina, passaram a ser condicionadas com ácido hidrófluorídrico.

A seletividade deste tipo de ácido pela sílica origina hexafluorosilicatos que são removidos pela lavagem com água expondo os cristais da fase cristalina e, por conseguinte, cria uma irregularidade superficial, semelhante a favo de mel, extremamente interessante para o embricamento micro-mecânico de uma resina, daí, *ligação física* (THURMOND, et al., 1994; CHEN et al., 1998; GULER et al., 2005; SHIN et al., 2007). Em associação a essa manobra, a aplicação de um componente bifuncional (silano) capaz de unir-se, por ligações químicas, a fase vítrea da porcelana,

bem como, a orgânica da resina, garantiu propriedades adesivas ainda melhores ao binômio *porcelana x resina*, já que, além do entrelaçamento mecânico mencionado anteriormente, uma *força química* também atuaria nessa interface adesiva (KAMADA, et al., 2007). A conjugação destes dois padrões de adesividade (física e química) ocorre espontaneamente, baseando-se na fluidez do silano que permeia e infiltra-se nos espaços e poros deixados na superfície cerâmica atacada por ácido, produzindo um interessante entrelaçamento físico micro-estrutural e químico com a sílica remanescente na porcelana e com a porção orgânica (grupos metacrilatos) do cimento resinoso.

Como criar irregularidades na alumina densamente sinterizada?

Partindo da premissa fundamentada na credibilidade das ligações físicas, químicas e físico-químicas detalhadas anteriormente, tem-se buscado reproduzir, em restaurações cerâmicas apoiadas sobre estruturas óxidas densamente sinterizadas, micro - retenções semelhantes. Entretanto, a falta, neste tipo de cerâmica, de uma fase vítrea que possa ser parcialmente removida, a partir de interações ácidas (a mais difundida e importante manobra para criar micro retenções em superfícies cerâmicas) impossibilita a criação de micro - rugosidades, além de inviabilizar ligações químicas com agentes silanos/adesivos (AWLIYA, et al., 1998; DELLA BONA, et al., 2000; DERAND e DERAND, 2000; MADANI, et al., 2000; OZCAN et al., 2001; DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002). Diante disso, outras maneiras de se criar irregularidades na superfície de cerâmicas densas, altamente cristalizadas, têm sido buscadas, apoiando-se, basicamente, em ataques físicos à sua estrutura.

Abrasão mecânica, pela aceleração de partículas de óxido de alumínio contra a estrutura da alumina, tem sido objeto de estudo de inúmeros pesquisadores (BLATZ, et al., 2003; SARACOGLU, et al., 2004; ATSU, et al., 2006; AYAD, et al., 2008)

Desenvolvido na década de 40, como uma alternativa para os motores de baixa rotação (BLACK, 1945; MUJDECI e GOKAY, 2004) - as primeiras turbinas de alta rotação surgiram apenas no final dos anos 50 - esse jateamento, geralmente efetuado com grãos de óxido de alumínio de diâmetros 50 μ m ou 100 μ m e dureza próxima a dos cristais da alumina presente na estrutura da cerâmica (KERN e THOMPSON, 1995; AWLIYA, et al., 1998) cria irregularidades - semelhantes às deixadas pelo ácido hidrofluorídrico nas porcelanas feldspáticas - facilitando a penetração e adesão de resinas. Como alternativa para este tipo de condicionamento, testou-se ainda a abrasão por jateamento de partículas de diamante sintético de 1 a 3 μ m, que promoveram rugosidade ainda mais pronunciada em aluminas densamente sinterizadas (SEM, et al., 2000). Quando associada a um agente silano que possa infiltrar-se a essas porosidades - ainda que este não estabeleça união química pela ausência de sílica - esta parece ser uma manobra interessante para incrementar a força de união entre resinas e alumina densamente sinterizada. Este modo de se criar irregularidades superficiais em cerâmicas também encontra opositores que a consideram inócua ou atribuem a ela a responsabilidade pela geração de micro trincas e, conseqüentemente, fragilização de sua estrutura, além de, em determinadas situações, possivelmente comprometer uma área previamente adequada a adesão - como nas coroas Procera™ *“in natura”* - por causar um aplainamento superficial, ao invés de, promover micro retenções (BORGES, et al., 2003; ZHANG, et al., 2006; DERAND, et al., 2008)

Alguns autores têm testado o incremento de sílica à estrutura da alumina o que criaria um ambiente “quimicamente favorável” para que um silano pudesse ali interagir, previamente a cimentação com agentes resinosos. Essa incorporação de sílica é possível através de equipamentos específicos para este fim que “bombardeiam”, à alta velocidade, a estrutura de alumina com grãos de óxido de alumínio revestidos por sílica. Tem sido relatado que, com a força deste impacto, as partículas de óxido de alumínio silicizadas podem penetrar mais de 15 μ m no substrato cerâmico ou metálico (SUN, et al., 2000). Após este recobrimento com sílica a superfície da alumina estaria, quimicamente, mais reativa ao agente silano, viabilizando ligação a ele onde antes isto não era possível. Além disso, a microtopografia da superfície cerâmica seria alterada,

de menos para mais rugosa, aspecto também relevante na penetração e adesão física de resinas fluídas (KERN e THOMPSON, 1994; KERN e THOMPSON, 1995; DERAND, et al., 2000; SUN, et al., 2000; WEGNER e KERN, 2000; O'ZCAN, et al., 2001; BLATZ, et al., 2003; O'ZCAN e VALLITTU, 2003; AMARAL, et al., 2005; BOTTINO, et al., 2005; ERNEST, et al., 2005; VALANDRO, et al., 2005; ATSU, et al., 2006; VALANDRO, et al., 2008; XIE, et al., 2009).

Outra maneira de se obter ligações químicas entre resinas e superfícies cerâmicas está no uso de spray de plasma. Plasma é um gás parcialmente ionizado em um gerador de alta potência contendo íons, elétrons, átomos, e corpos neutros. A ionização da superfície cerâmica destinada à adesão poderia conferir melhor reatividade química a ela, muito provavelmente pelo estabelecimento de mais de um tipo de ligações eletrônicas e covalentes (CHAN, et al., 1996; DENES, 1997; LEE e KIM, 1997)

A incorporação de grânulos de porcelana de baixa fusão (pérolas de porcelana) silanizados ou não, à superfície da alumina também gera irregularidades interessantes ao embricamento mecânico de cimentos resinosos. Esta manobra de modificação estrutural da superfície da alumina e zircônia tem sido experimentada em alguns estudos e apresentou resultados extremamente satisfatórios, pois os grânulos promoveram, não apenas micro, como também, macro embricamento mecânico para a resina (Figura 1). A observação, pós - teste de cisalhamento, evidenciou que as pérolas continuavam aderidas a superfície cerâmica após a fratura adesiva da resina. Quando da utilização desta técnica é importante que os grânulos de porcelana sejam aplicados apenas na última queima ou durante o glaze da peça, e que a espessura de sua camada não ultrapasse 5 μm , o que poderia causar desajustes ou dificuldades de adaptação ao retentor protético (DERAND, et al., 2005; DERAND, et al., 2006; DERAND, et al., 2008).

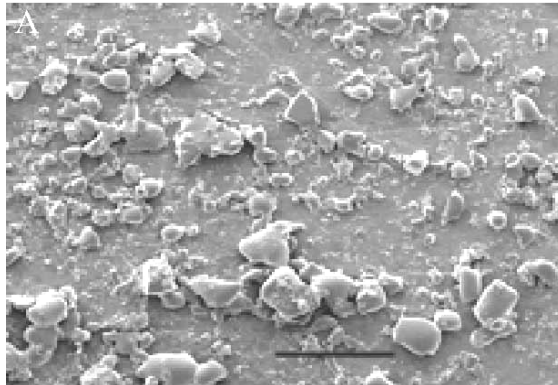


Figura 1 - Superfície de alumina onde foram incrementadas pérolas de porcelana de baixa fusão. Derand et al 2006.

O agente cimentante

Apesar da importância de se estabelecer um preparo cavitário/coronal adequado sob o ponto de vista de forma de retenção e resistência, o sucesso das próteses fixas é fortemente dependente do procedimento de cimentação, credenciando os cimentos odontológicos ao status de importantes coadjuvantes no sucesso de restaurações indiretas (SCHWARTZ, et al., 1970).

A perda de retenção e desalojamento das coroas protéticas ocupam a segunda posição dentre os fatores causais de fracasso deste tipo de tratamento. Além disso, cabe aos cimentos a responsabilidade de atuar como barreira mecânica à penetração de fluidos e microorganismos orais na interface restauração-retentor protético. Portanto, este material faz a ligação de materiais diferentes e deve ser capaz de interagir com ambas as superfícies com as quais estabelece contato. Esta união pode ser mecânica, química ou a combinação de ambas.

Um cimento ideal deve ainda suportar forças de tensão e compressão, ser resistente à fratura, apresentar boa fluidez sobre as estruturas com as quais se relaciona, exibir adequada viscosidade e espessura da película, a fim de, não comprometer o assentamento da restauração, não se desintegrar na cavidade oral, ser biocompatível além de proporcionar adequado tempo de trabalho para o operador

durante seu manuseio (WILLIAMS, 1982; SMITH, 1983; ANUSAVICE e PHILLIPS, 1996).

Historicamente, grande parte das restaurações cerâmicas de alta resistência têm sido cimentadas, aos seus retentores, através de cimento fosfato de zinco ou de ionômero de vidro. Estima-se que o primeiro esteja completando um século de uso clínico, enquanto o segundo aproxima-se da 4ª década, números que os credenciam a agentes consagrados e de comprovado sucesso clínico a médio e longo prazos. Quando utilizados, retenção mecânica é necessária, uma vez que esses cimentos, a base de água, trabalham, principalmente, por retenção friccional. Caso esta esteja comprometida, sistemas de união adesiva são recomendados. Na última década, agentes cimentantes resinosos tem sido os de primeira escolha por oferecerem vantagens como: adesividade a vários substratos, baixa solubilidade, biocompatibilidade, estética satisfatória, pequena espessura da película, boa adaptação marginal e reforço à restauração. (JENSEN, et al., 1989; GORODOVSKY e ZIDAN, 1992; EL-ABRASHI, et al., 1999). Além disso, cimentos de zinco e/ou ionoméricos possuem baixa resistência ao cisalhamento, compressão e tração, devendo ser evitados para a cimentação de restaurações cerâmicas desprovidas de uma infra-estrutura para reforço (metálica ou mesmo cerâmica). Diante disso, muito tem sido pesquisado no âmbito da linhagem dos cimentos resinosos e/ou modificados por resina visando selecionar características e, até mesmo, marcas comerciais que apresentem aspectos vantajosos sobre outras.

Busca-se, na adesão entre um cimento resinoso e cerâmica, estabelecer ligação semelhante àquela que ocorre em interações “resina x tecidos dentários”, onde monômeros penetram a matriz dentária, desmineralizada à ácido e, após polimerizarem-se, promovem ligação micro-mecânica, via formação da camada híbrida. De maneira semelhante, a superfície interna da restauração cerâmica deve ser preparada, a fim de otimizar sua interação com agentes resinosos. Este preparo prévio é o cuidado mais importante na mira da longevidade adesiva entre estes dois materiais em questão, entretanto, ainda que de maneira secundária, há características

particulares aos agentes cimentantes e seus monômeros/agentes de união que podem exercer alguma influência na ocorrência e manutenção do fenômeno adesivo.

Uma alternativa para se obter estabilidade adesiva à cerâmicas densamente sinterizadas é utilizar sistemas adesivos ou cimentos contendo 4-Meta ou MDP (methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate). O radical éster fosfatado forma uma ligação química por quelação a óxidos metálicos (componentes majoritários, quase absolutos, destes tipos de cerâmicas) tais como o cromo, titânio, zircônia e alumina, aumentando a força adesiva a elas (KERN e THOMPSON, 1995; BLIXT, et al., 2000; WEGNER e KERN, 2000; BLATZ, et al., 2003; NAKAMURA, et al., 2004; YOSHIDA, et al., 2006; YAMADA, et al., 2008).

O mercado odontológico disponibiliza alguns cimentos contendo tais componentes. Panavia FTM (KurarayTM Medical Inc, Okayama, Japan) representa o mais difundido cimento adesivo resinoso contendo monômero fosfato (MDP). Estudos de cisalhamento envolvendo este material demonstram sua supremacia sobre outros compostos de Bis-GMA convencional, os quais não contêm este monômero adesivo (BLATZ, et al., 2003; BORGES, et al., 2007).

Proposição



3. PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem por objetivo avaliar, através de testes de cisalhamento, a influência de variações térmicas e de um primer na resistência adesiva entre cimento resinoso e estruturas de alumina. Analisar ainda, através de MEV, se as fraturas ocorreram na interface adesiva - cimento/alumina - ou se houve algum tipo de rompimento coesivo dos corpos.



Material e Métodos

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Seleção da Amostra

Para a realização deste trabalho 60 cilindros de alumina densamente sinterizada (Procera™ Alumina), constituídos de 99,9% de óxido de alumínio, foram confeccionados pela empresa Nobel Biocare - Suécia; obedecendo às seguintes dimensões:

diâmetro = 3,5mm

comprimento =16mm.

Solicitou-se, ao fabricante, que um dos extremos do cilindro apresentasse, em sua superfície, a mesma característica topográfica superficial irregular encontrada na face interna dos “*copings*” Procera™ Alumina. Este lado passará a ser chamado de Face de Cimentação (FC) e representará o substrato sobre o qual esta pesquisa será desenvolvida. A fim de facilitar sua identificação, teve o diâmetro aumentado para 7.0 mm (Figura 2). No lado oposto, a alumina não recebeu qualquer tipo de preparo ou tratamento, tampouco foi solicitado, ao fabricante, qualquer padrão de textura superficial.

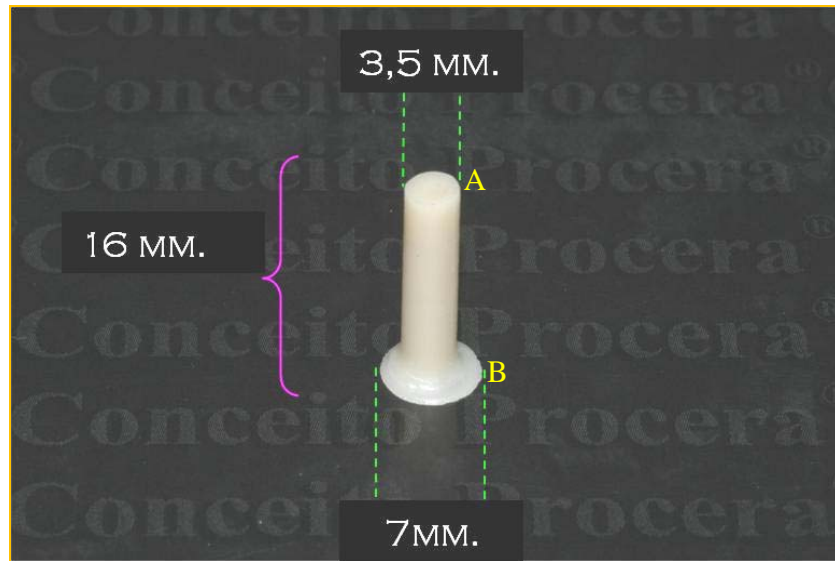


Figura 2 – Cilindro de alumina densamente sinterizada. **(A)** extremidade oposta a de trabalho com 3.5mm de diâmetro; **(B)** extremidade de trabalho (FC), cuja textura superficial era a mesma da face interna dos copings Procera AllCeram™, com 7.0mm de diâmetro.

As figuras 3 e 4 exibem imagens das faces oposta e de cimentação (FC) “*in natura*”, ou seja, sem que estas tenham sido submetidas a qualquer tipo de tratamento, obtidas a partir de microscopia eletrônica de varredura, evidenciando as diferenças topográficas de cada uma.

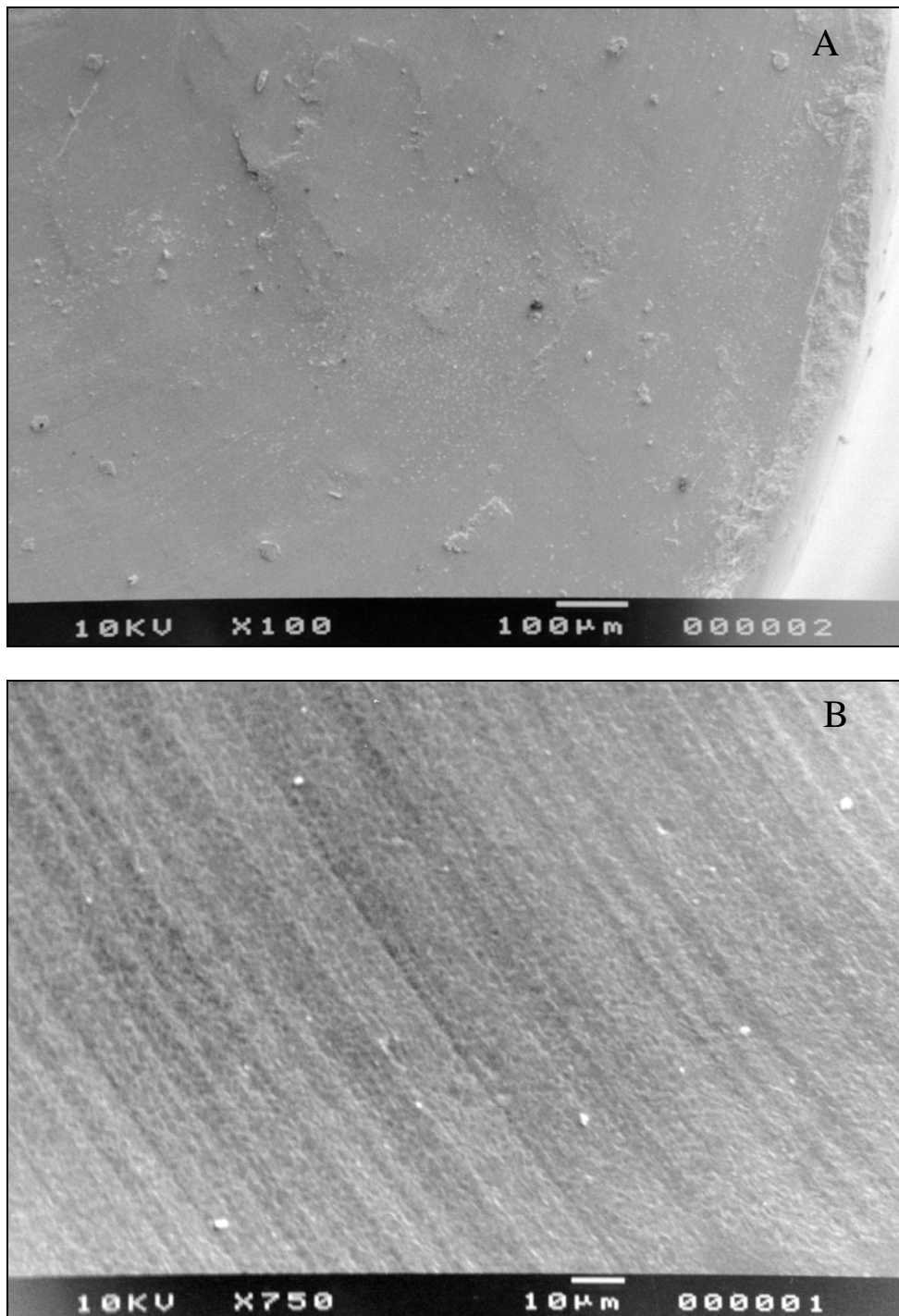
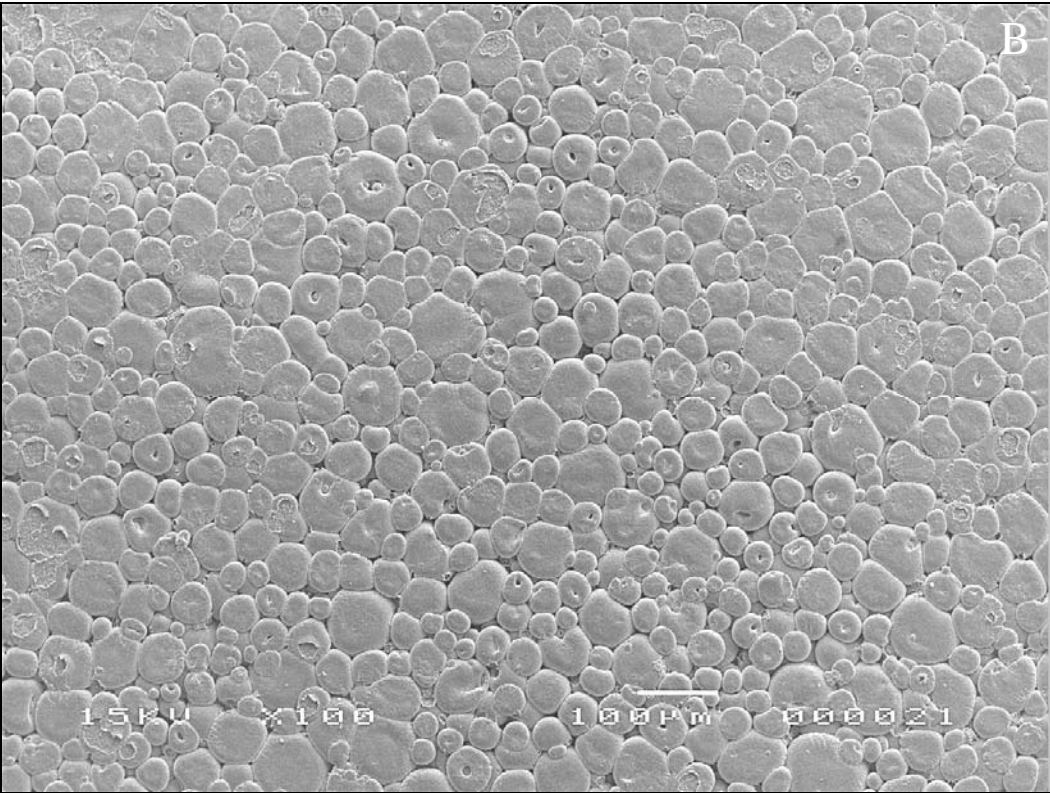


Figura 3 - Microscopia eletrônica de varredura da superfície da alumina. Face oposta a de trabalho. Aumento de 100x(A) e 750x(B). Notar padrão radial e ausência de irregularidades superficiais com estrutura assemelhando-se a um bloco altamente compactado.



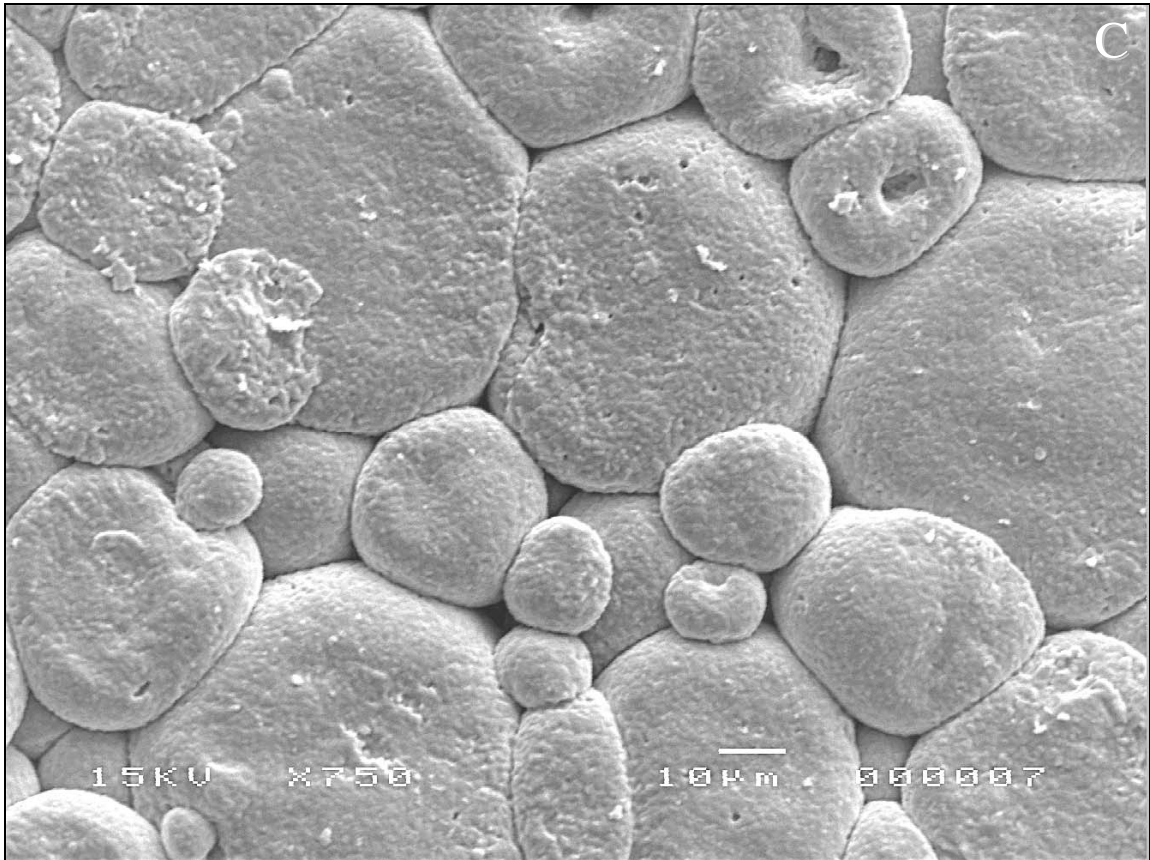


Figura 4 - Microscopia Eletrônica de Varredura da superfície da alumina. Face de trabalho ou de cimentação (FC). Notar aspecto bolhoso, com irregularidades e poros. Aumento de 35x(A), 100x(B) e 750x(C).

Submissão da Alumina à Temperatura de Cocção da Porcelana.

Os 60 cilindros foram divididos em 2 grupos, cada um contendo 2 subgrupos:

Grupo 1) Espécimes não submetidos a qualquer tipo de variação térmica

G1a – Sem aplicação do primer (15 cilindros)

G1b – Com aplicação do primer (15 cilindros)

Grupo 2) Espécimes submetidos aos ciclos térmicos para cocção da porcelana feldspática.

G2a – Sem aplicação do primer (15 cilindros)

G2b – Com aplicação do primer (15 cilindros)

A fim de testar uma das hipóteses deste trabalho, os espécimes do grupo 2 (subgrupos a e b) foram submetidos a quatro ciclos térmicos - número mínimo necessário para aplicação da porcelana Nobel Rondo™ - obedecendo aos parâmetros de tempo e temperatura preconizados pelo fabricante para situações laboratoriais reais, conforme ilustrado no quadro abaixo.

Ciclos de queima para cocção da porcelana Nobel Rondo™

Estágio	Temperatura Inicial	Temperatura Final
Liner	500°C	950°C
1ª Queima	500°C	935°C
2ª Queima	500°C	935°C
Glaze	500°C	890°C

Importante: Durante os ciclos de queima, nenhuma porcelana foi aplicada sobre os cilindros. Esta manobra teve como único objetivo submeter a face de cimentação (FC) dos espécimes a elevadas temperaturas, simulando uma situação laboratorial real.

Dados complementares:

<u>LINER</u>	<u>1ª QUEIMA</u>	<u>2ª QUEIMA</u>	<u>GLAZE</u>
Dry 5:00 Vac 681mm	Dry 7:00 Vac 681mm	Dry 4:00 Vac 681mm	Dry 3:00
Close 2:00	Close 3:00	Close 1:30	Close 1:30
Lo Temp 500°C	Lo Temp 500°C	Lo Temp 500°C	Lo Temp 500°C
Rate: 55°C/min	Rate: 45°C/min	Rate: 45°C/min	Rate: 45°C/min
Hi Temp 950°C	Hi Temp 935°C	Hi Temp 935°C	Hi Temp 890°C
Vac Cont 500°C Vac 681 mm	Vac On 500°C Vac 681 mm	Vac On 500°C Vac 681 mm	Sem vácuo
Vac Off 950°C Vac 8mm	Vac Off 935°C Vac 8mm	Vac Off 935°C Vac 8mm	Hold: 1:00
Hold: 1:00	Hold: 1:30	Hold: 1:00	Cool: 0:00
Cool: 0:00	Cool: 0:00	Cool: 0:00	

Forno: Centurion QEX

4.2 Corpos de prova.

Para confecção dos corpos-de-prova foi utilizado o primer Metal/Zircônia/Alumina (Ivoclar-Vivadent® – Liechtenstein) e o cimento resinoso de polimerização química Multilink®, (Ivoclar-Vivadent – Liechtenstein) - Figura 5. Este cimento foi aplicado sobre a face adesiva dos cilindros de ambos os grupos:

G1 - sem submissão aos ciclos de queima

G2 - com submissão prévia aos ciclos de queima.

Obs: Todas as amostras foram confeccionadas sob temperatura de 23°C ± 1° e umidade relativa 50% ± 5%.



Figura 5 - (A) Apresentação comercial do cimento Multilink® Ivoclar - Vivadent. “Kit” contendo: cimento, primer, placa para mixagem, sistema adesivo A e B para dentina e micro pincéis. (B) Primer acompanhante do cimento. Uso destinado a ligas metálicas, alumina e zircônia sinterizadas.

Nota:

Composição do cimento Multilink®: Matriz de monômero constituída de Bis-EMA etoxilato, UDMA, Bis-GMA e HEMA. Partículas inorgânicas de vidro de bário, trifluoreto de itérbio e óxidos esferoidais mistos, com tamanho variável entre 0.25 – 3.0µm (tamanho médio de 0.9 µm). O volume total de partículas inorgânicas é de 39.7%.

Composição do Metal/Zircônia/Alumina Primer®: Acrilato do ácido fosfônico e agentes metacrilatos de ligação cruzada, em uma solução orgânica.

Confecção dos Corpos de Prova

Para alojar e estabilizar o cilindro de alumina, uma matriz de resina epóxica foi confeccionada em um anel de PVC 3/4 (Tigre® S.A. Tubos e Conexões – Joinville – SC) com 12mm de altura. Uma perfuração central, cilíndrica, de 3.6mm de diâmetro na resina epóxica sustentou os cilindros de alumina durante a aplicação do cimento e, num segundo momento, no dispositivo de cisalhamento. (Figura 6)

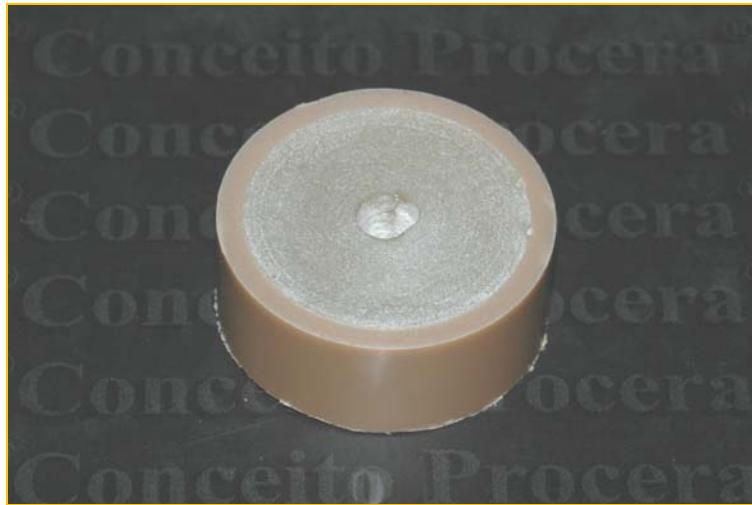


Figura 6 – Matriz de resina epóxica

Aplicação do cimento resinoso

Previamente a aplicação do cimento resinoso (e/ou primer + cimento) as faces adesivas (FA) de ambos os grupos, foram limpas com ácido fosfórico a 37%, por 15 segundos, lavadas em água deionizada e secas com jatos de ar. Nenhum outro tratamento ou produto foi aplicado sobre a superfície original. Atentou-se ainda para que esta superfície não fosse tocada, manuseada ou contaminada por impurezas.

Os cilindros de alumina foram então levados a um dispositivo metálico, composto de uma base, um braço e um “platô” ao qual se acoplava uma matriz bipartida de teflon (politetrafluoretano). A matriz possuía um orifício central com 3,5mm de diâmetro e 3,0mm de altura e dois pinos metálicos como guia para uma única forma de encaixe (Figura 7). O orifício central desta matriz de teflon foi dimensionado de tal forma que os valores obtidos em Quilograma Força (KgF), após os ensaios mecânicos, fossem os mesmos em Mega Pascal (MPa), uma vez que a área de superfície do espécime obtido correspondia ao fator de conversão entre estas duas unidades (ZIDAN, et al., 1980; MUNKSGAARD e ASMUSSEN, 1984; MUNKSGAARD, et al., 1985; ARAÚJO e ASMUSSEN, 1989)

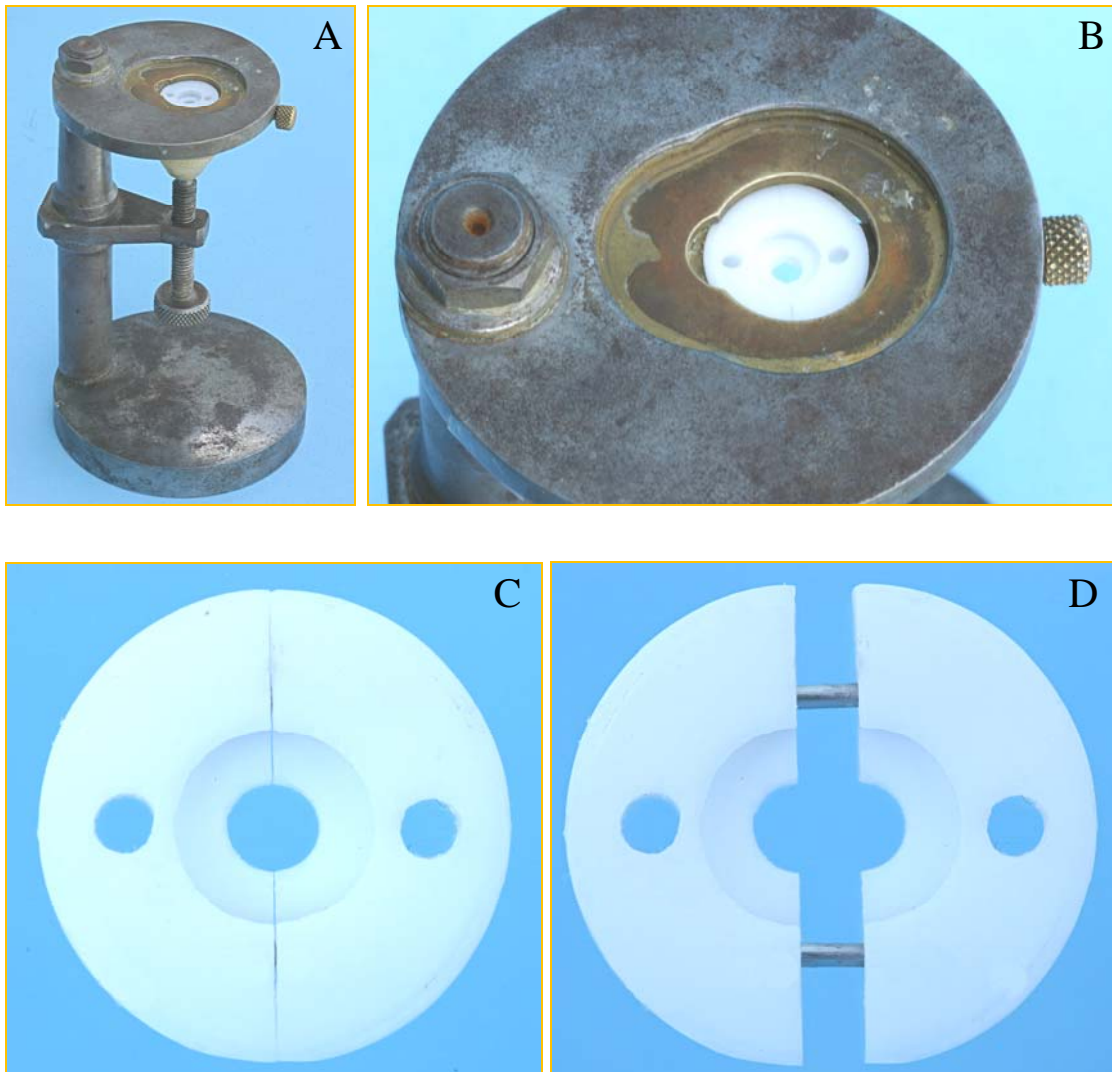


Figura 7 – (A) Dispositivo metálico utilizado para confecção dos corpos de prova. (B) Platô ao qual se alojava a matriz bipartida de teflon. (C e D) Detalhe da matriz de teflon com orifício central de 3.5mm de diâmetro para dimensionamento da porção do cimento que ficaria aderida aos cilindros de alumina. O afastamento das metades da matriz permitia que o corpo de prova fosse removido sem fratura acidental do cimento.

Sobre as faces de cimentação dos espécimes G1b e G2b uma fina camada de primer - alumina foi aplicada com o auxílio de um micro-pincel disponível no “kit” do cimento, aguardando-se 180 segundos, seguido de secagem à ar, de acordo com as instruções do fabricante. Devido à pré – hidrolização deste primer, nenhum tipo de mistura, ativação ou polimerização acessória é necessária.

Cada cilindro de alumina foi adaptado ao dispositivo metálico e, sobre ele, encaixada a matriz de teflon, possibilitando a aplicação do cimento resinoso (Figura 8)

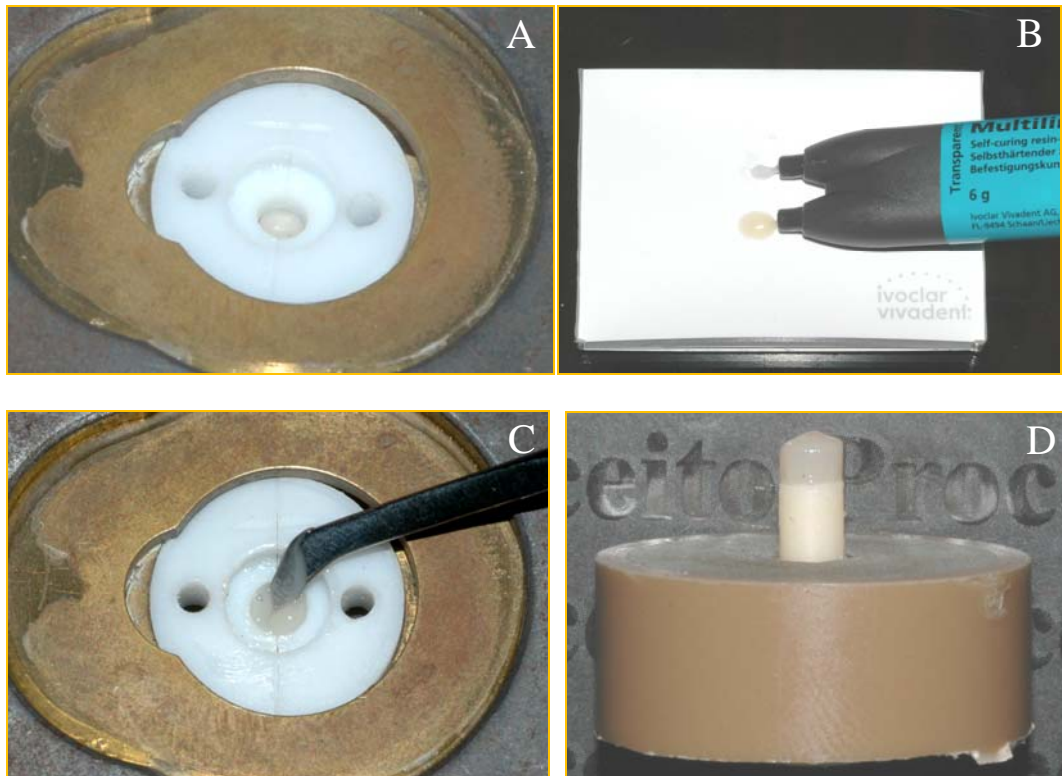


Figura 8 – (A) Dispositivos utilizados para aplicação do cimento resinoso – matriz de teflon bipartida adaptada ao dispositivo metálico de suporte. Observar o cilindro de alumina posicionado abaixo da matriz com seu eixo em coincidência com o do orifício desta; (B) – Cimento sendo dispensado na placa de papel para espatulação. (C) – Inserção do cimento no orifício da matriz de teflon. Manobra realizada sobre um vibrador de gesso a fim de garantir fluidez ao cimento e recobrimento de toda a alumina. (D) – Corpo de prova concluído e adaptado à matriz de resina epóxica para teste de cisalhamento, evidenciando cilindro de alumina + cimento já polimerizado.

O teste de cisalhamento foi realizado sob força de tração, através de uma alça de fio ortodôntico com espessura 0.9mm passando o mais próximo possível da interface adesiva, gerando estresse de cisalhamento, em uma máquina de ensaios universal Kratos® (Kratos Equipamentos Industriais Ltda) à velocidade de 0,5mm/min. Para este teste, os corpos-de-prova foram montados em um dispositivo apropriado que foi adequadamente fixado à máquina de ensaio - Figura 9 - (ARAUJO e ASMUSSEN, 1989).

A força de cisalhamento foi aplicada até que houvesse deslocamento da porção do cimento aderido sobre a alumina. Os valores de resistência adesiva obtidos foram armazenados para posterior análise estatística.

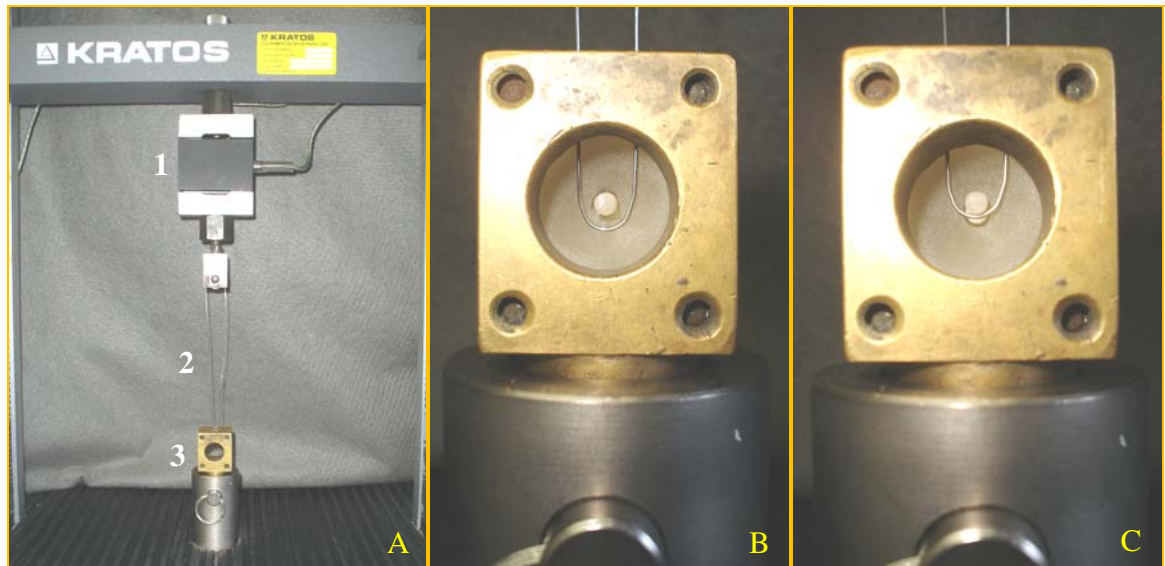


Figura 9 – (A) Máquina de ensaios universal Kratos®. 1) – Célula de carga de 15 KgF, 2) Alça de fio ortodôntico utilizada para tração, 3) Dispositivo metálico que alojava e mantinha os corpos de prova durante os testes mecânicos. (B) Detalhe do corpo-de-prova em posição no dispositivo metálico com a alça de fio ortodôntico que traciona o segmento de cimento resinoso induzindo esforços de cisalhamento; (C) - momento em que o fio ortodôntico quebra a união entre o bloco de cimento resinoso e a alumina.



Resultados

5. RESULTADOS

A tabela 1, a seguir, contempla os resultados obtidos, em Mega Pascal, após os testes de cisalhamento para cada um dos espécimes.

Tabela 1

Espécime	Grupos			
	G1a (alumina)	G1b (alumina + primer)	G2a (alumina + forno)	G2b (alumina + forno + primer)
A ₁	2.627 MPa	4.628 MPa	2.787 MPa	4.517 MPa
A ₂	2.192 MPa	3.585 MPa	2.817 MPa	2.912 MPa
A ₃	2.553 MPa	4.101 MPa	2.120 MPa	4.475 MPa
A ₄	2.644 MPa	4.187 MPa	2.047 MPa	4.292 MPa
A ₅	2.772 MPa	4.363 MPa	2.131 MPa	3.622 MPa
A ₆	2.454 MPa	4.594 MPa	2.143 MPa	4.586 MPa
A ₇	2.223 MPa	4.258 MPa	1.899 MPa	4.144 MPa
A ₈	1.969 MPa	4.145 MPa	2.004 MPa	4.010 MPa
A ₉	2.123 MPa	4.792 MPa	2.339 MPa	4.929 MPa
A ₁₀	2.964 MPa	4.254 MPa	2.485 MPa	4.143 MPa
A ₁₁	2.231 MPa	4.421 MPa	2.586 MPa	4.020 MPa
A ₁₂	2.587 MPa	4.111 MPa	2.321 MPa	3.989 MPa
A ₁₃	2.339 MPa	4.477 MPa	2.488 MPa	4.750 MPa
A ₁₄	2.899 MPa	3.986 MPa	2.185 MPa	4.211 MPa
A ₁₅	2.444 MPa	4.094 MPa	2.747 MPa	4.186 MPa
Média	2.468 MPa	4.265 MPa	2.339 MPa	4.185 MPa
Desvio Padrão	0.290 MPa	0.297 MPa	0.298 MPa	0.483 MPa

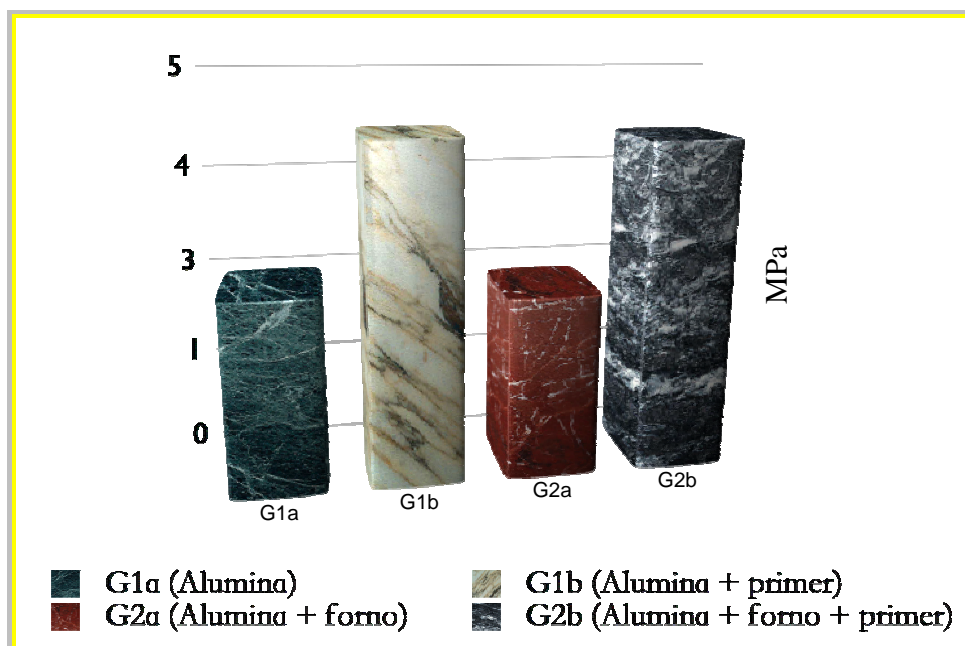


Figura 10 – Representação gráfica das médias de resistência ao cisalhamento em MPa

Para comparação entre os quatro grupos estudados, foi aplicada a Análise de variância a um critério.

O teste de comparações Múltiplas de Tukey determinou quais grupos apresentavam diferenças estatisticamente significantes entre si. (Tabela 2).

Tabela 2 – Resultados do teste de Tukey a um nível de significância $p < 0,001$

Comparação entre os subgrupos	Diferença	Interpretação
G1a X G1b	0.0002	Significante
G1a x G2a	0.7519	Não Significante
G1a X G2b	0,0002	Significante
G1b X G2a	0.0002	Significante
G1b X G2b	0,9228	Não Significante
G2a X G2b	0,0002	Significante

A um nível de significância $p < 0,001$ observa-se:

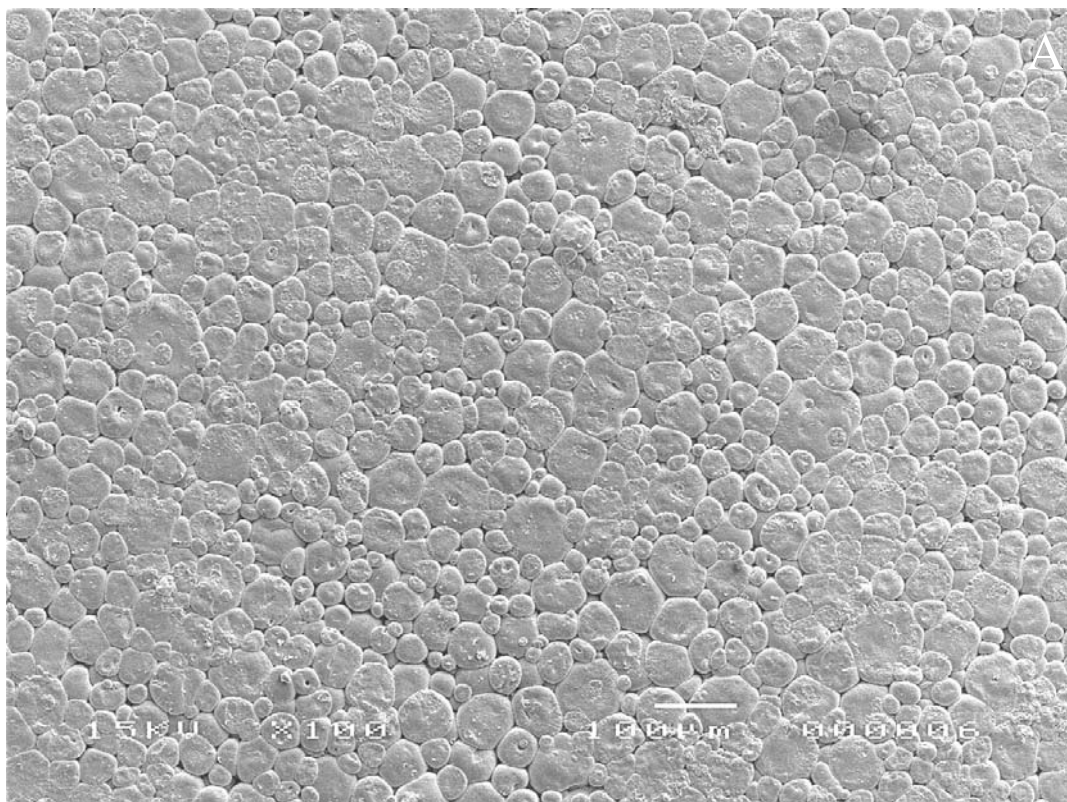
- Inexistência de diferença entre os grupos G1(sem forno) e G2 (forno).
- Diferença significativa na comparação entre os subgrupos: 1a x 1b; 1a x 2b; 2a X 1b; 2a X 2b
- Os subgrupos 1b e 2b (representativos dos espécimes primer – tratados) apresentaram melhores resultados se comparados aos demais, sem diferença significativa quando comparados entre si.
- Os subgrupos 1a e 2a (representativos dos espécimes sem primer) apresentaram resultados inferiores se comparados aos demais, sem diferença significativa quando comparados entre si.

5.1 Análise microscópica dos espécimes

a) Quanto a influência térmica:

Observação, à luz da microscopia eletrônica de varredura, evidenciou aspectos interessantes no comportamento dos espécimes.

Não foi possível identificar alterações no padrão topográfico superficial da alumina submetida aos ciclos térmicos quando comparados àquelas não submetidas. (Figura 11)



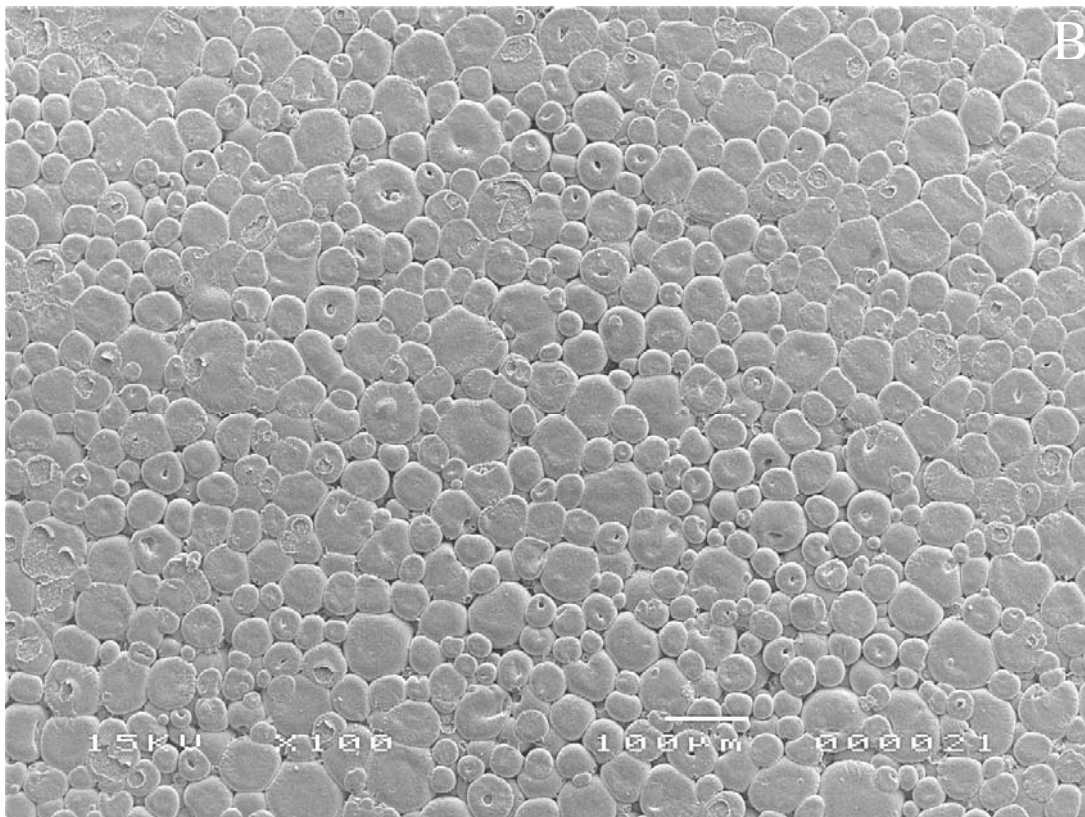
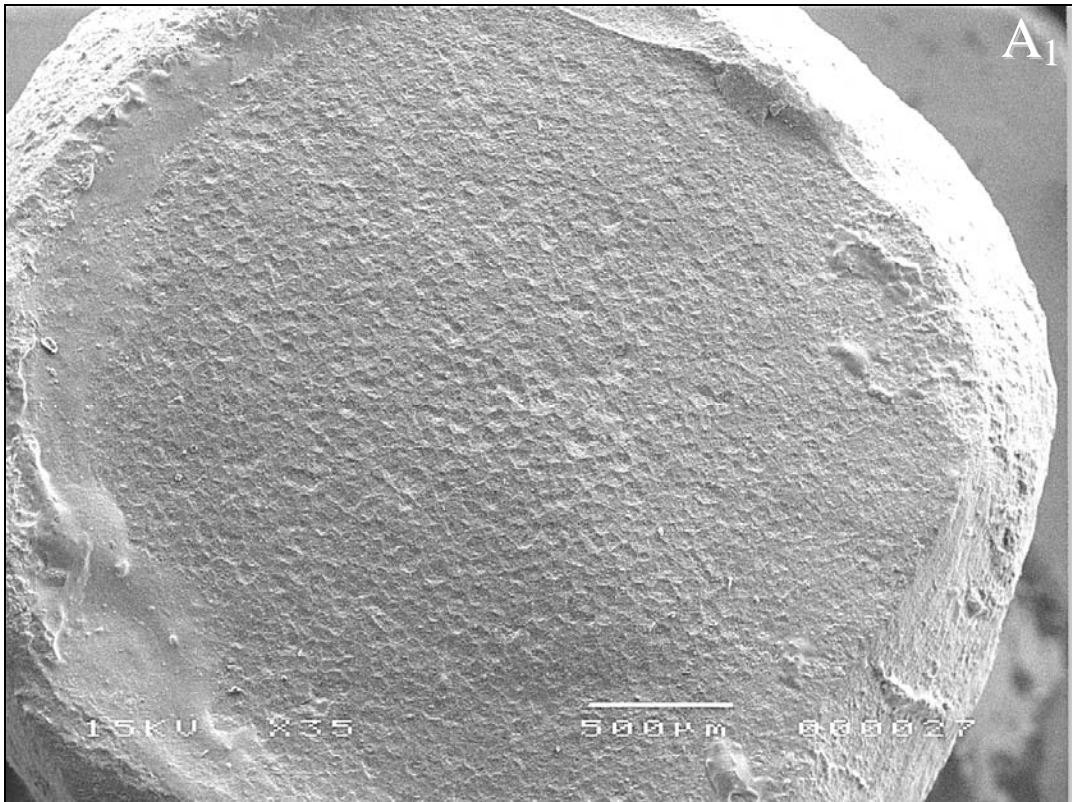
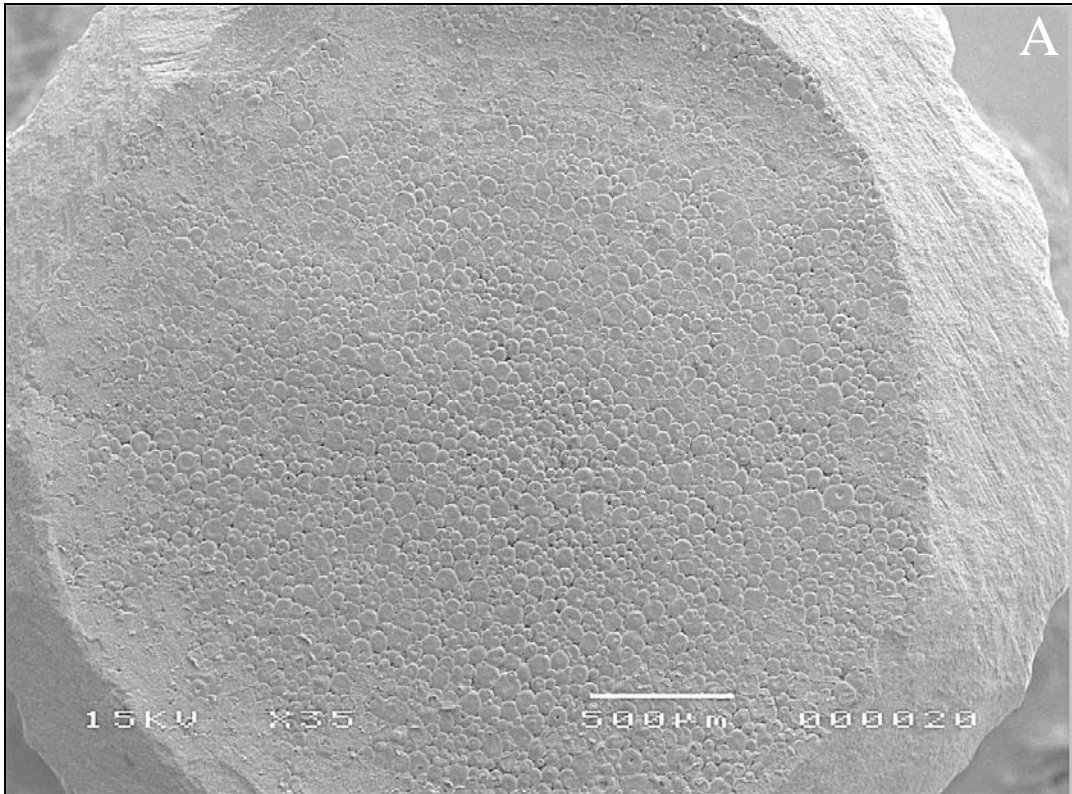


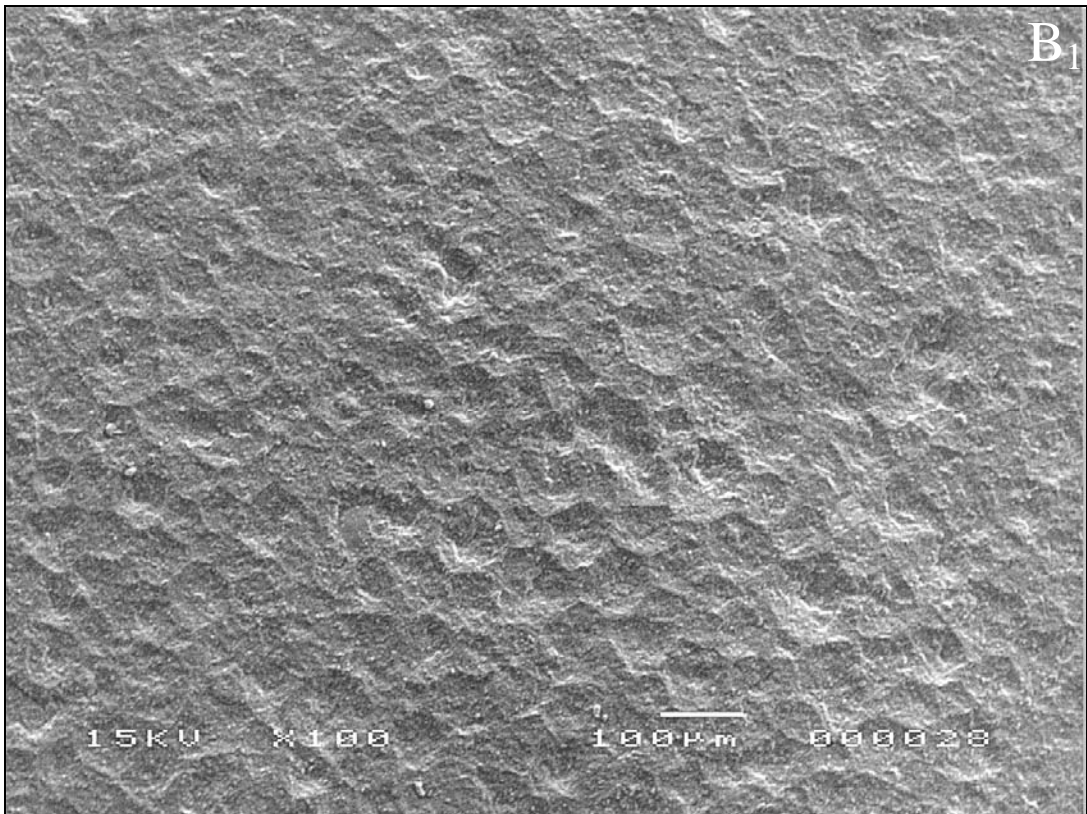
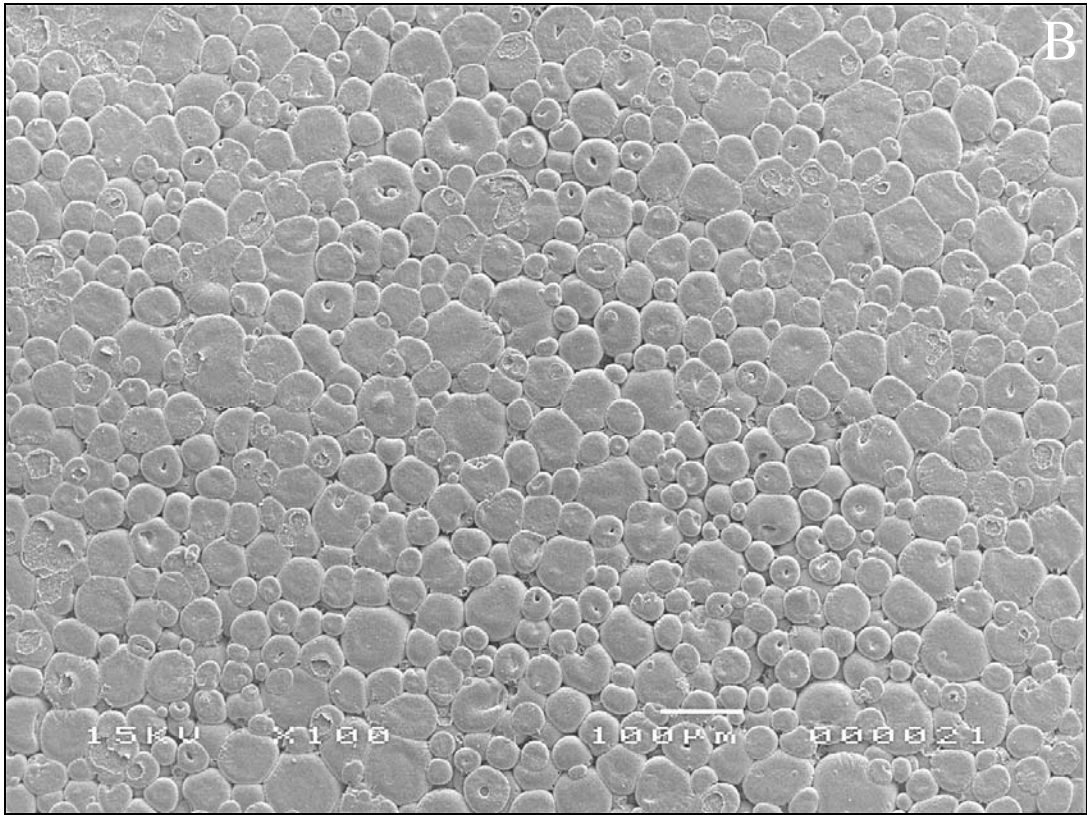
Figura 11 - (A) Alumina não submetida aos ciclos térmicos. (B) Alumina após submissão aos ciclos térmicos. Observar a manutenção do padrão de textura superficial, com irregularidades visíveis em ambas as imagens. Aumento de 100X.

b) Quanto ao tipo de fratura:

Após o teste de cisalhamento observou-se fratura adesiva do cimento em todos os espécimes que não receberam aplicação prévia do primer.

Dentre os trinta espécimes, previamente tratados com primer (G1b e G2b), 07 (sete) apresentaram fratura mista (adesiva e coesiva) do agente cimentante, número que corresponde a 23.3% da toda alumina primer-recoberta, tendo sido ou não submetida a ciclos térmicos. Foi possível ainda observar que, tanto nos casos de fratura mista, como puramente adesiva, as porosidades da alumina mostraram-se infiltradas pelo primer, caracterizando a permanência deste agente de união embricado à estrutura densamente sinterizada do óxido de alumínio, mesmo após o teste mecânico de cisalhamento (Figura 12)





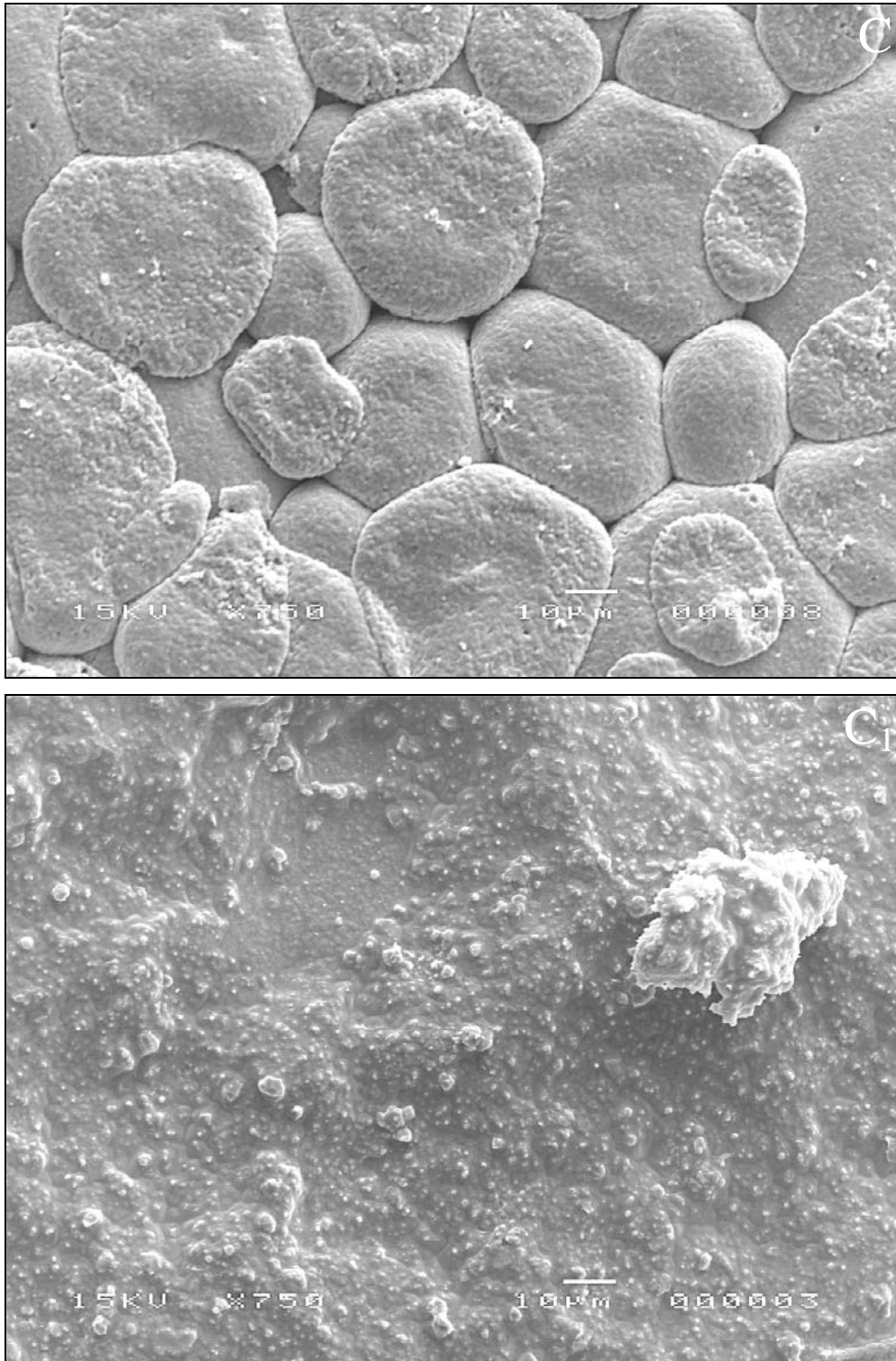
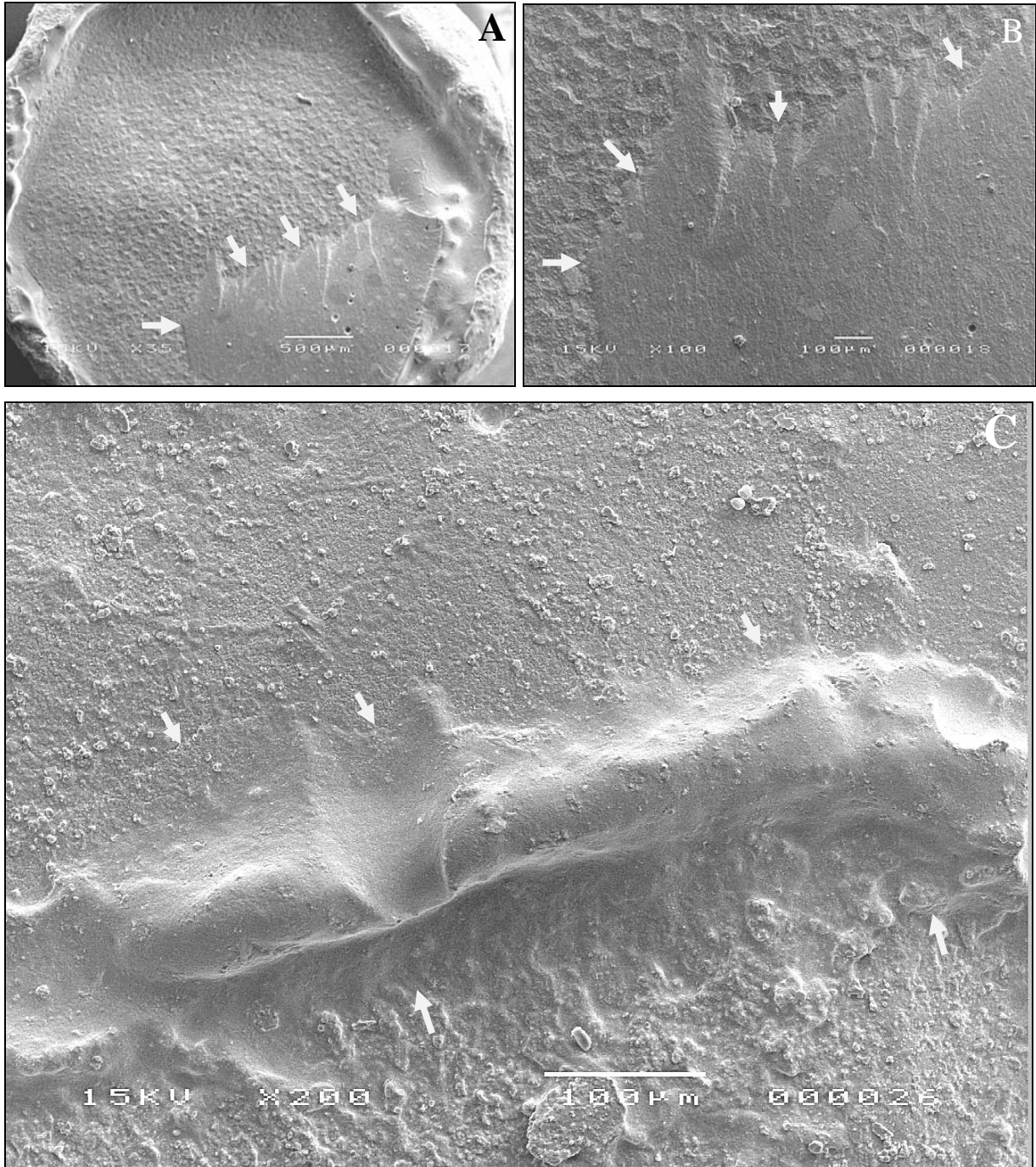


Figura 12 - A comparação entre os pares de figuras A – A₁, B – B₁ e C – C₁, permite uma análise visual da alumina, infiltrada ou não, pelo agente primer, sob três diferentes aumentos. Notar que a superfície da alumina das figuras A₁, B₁ e C₁ não exibe o mesmo padrão de irregularidade e porosidade, pois permanece infiltrada pelo primer mesmo após o teste de cisalhamento, ao qual todas as superfícies anteriores foram submetidas. Aumentos: A e A₁ (35X), B e B₁ (100X) C e C₁ (750X).

As figuras 13 (A, B, C e D) exibem imagens de fraturas mistas (adesiva e coesiva) do agente cimentante, observadas em alguns espécimes de alumina previamente tratada com primer.



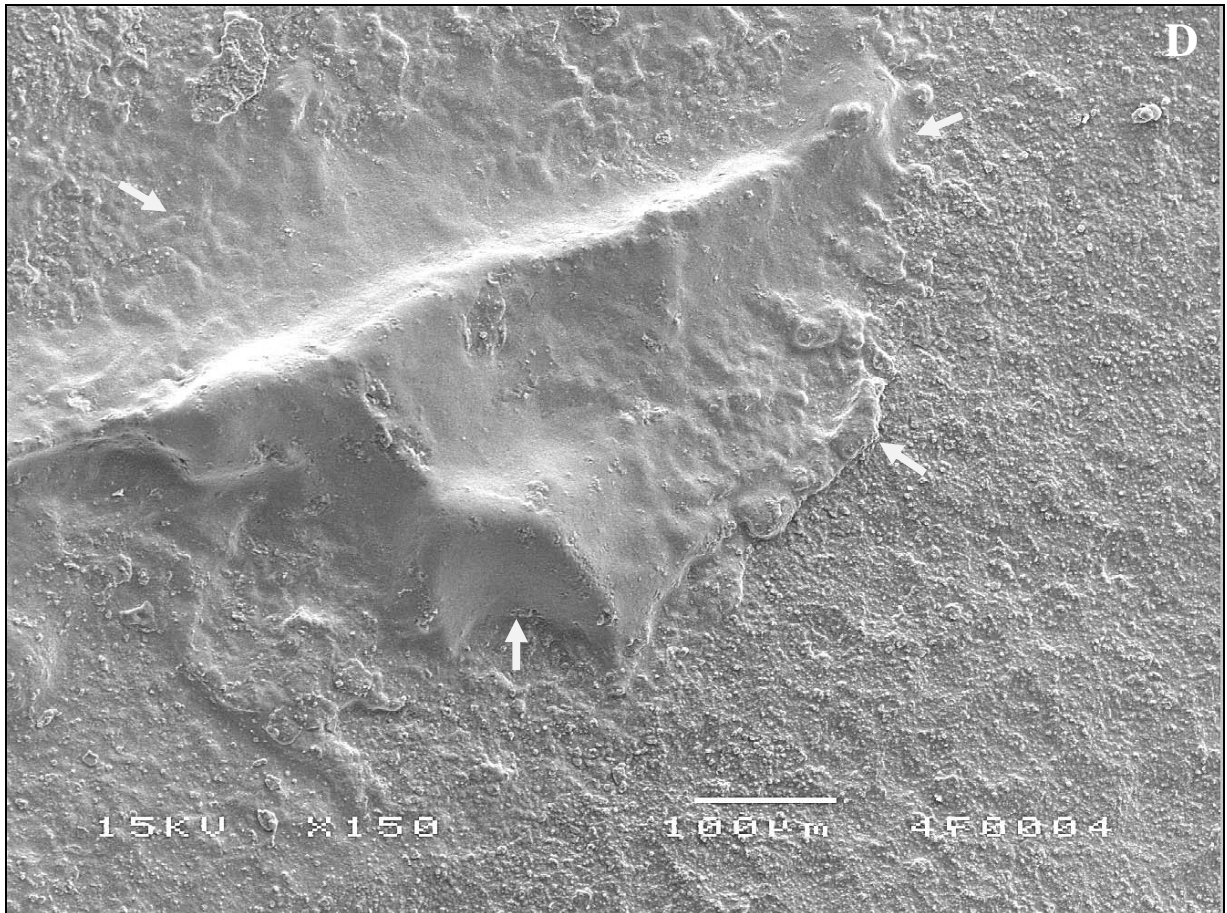


Figura 13 – A, B, C e D. Porções de cimento aderidas à superfície da alumina após teste de cisalhamento (setas brancas) denotando fratura coesiva deste material. Notar que a superfície exposta da alumina, onde houve fratura adesiva do cimento, permanece infiltrada com o primer perdendo seu aspecto poroso-lacunoso irregular.



Discussão

6. DISCUSSÃO

O que tira o sono dos protesistas?

A manutenção de coroas protéticas em função.

Esta é a principal preocupação dos que atuam na odontologia protético - restauradora. Nada parece ser mais frustrante, para um cirurgião – dentista, do que o desalojamento, por vezes recorrente, de uma restauração indireta de sua autoria. Tal percalço clínico induz a auto-crítica sobre sua real capacidade profissional, reflexão que também poderá estar, de maneira preocupante, ocorrendo, simultaneamente, nos questionamentos silenciosos de seu paciente. Por isso, dúvidas a cerca de quais técnicas e agentes cimentantes apresentam-se como os mais adequados para cada situação clínica em particular sempre estiveram presentes durante a etapa de cimentação de coroas e próteses. O desejo de eternizar o trabalho, sob o ponto de vista de retenção e manutenção sobre os elementos pilares, tem motivado inúmeros pesquisadores e clínicos a buscarem condutas e materiais cada vez mais confiáveis e adequados a esse intento.

Cimentos resinosos estabelecem três tipos de ligações com cerâmicas: física, química e físico-química. Para que a adesão física de um cimento resinoso se estabeleça com a superfície cerâmica é imperativo que esta apresente algum tipo de irregularidade que permita a penetração de resina, ainda não polimerizada, para, após sua polimerização, garantir o entrelaçamento micro-mecânico dos dois materiais. Adesão química é conseguida a pela interposição do silano, componente bifuncional capaz de unir-se, por ligações covalentes, a sílica presente na porcelana e aos grupos metacrilatos, presentes no cimento resinoso. A somatória desses dois fenômenos garante o terceiro tipo de união, a físico-química.

Cerâmicas densas altamente cristalizadas, obtidas a partir de sinterização de óxidos metálicos, não apresentam uma fase vítrea (sílica) e, portanto, inviabilizam condicionamentos ácidos, bem como, ligações químicas com agentes silanos aumentando, ainda mais, a importância de sua textura superficial no intuito de oferecer

sítios para micro retenções mecânicas do agente cimentante. Várias tentativas buscam descobrir o tipo de tratamento da superfície cerâmica capaz de melhor prepará-la para interagir com as resinas de cimentação.

Abrasão por partículas de Al_2O_3 tem sido o método preferido para criar irregularidades em cerâmicas de alta resistência. Essa manobra produz efeito relevante na força de união adesiva por promover irregularidades que favorecem o embricamento resinoso, além de aumentar a energia de superfície da área. Ainda que combatida por alguns autores (BORGES, et al., 2003; ZHANG, et al., 2006; DERAND, et al., 2008) que observaram rachaduras e trincas, indutoras de fragilidade na cerâmica, após jateamento, esta técnica parece ser, até o momento, a melhor e mais difundida maneira de se asperizar cerâmicas densas. Quando associada a um cimento resinoso, material que poderia selar tais fendas, re-fortalecendo sua estrutura, esta conduta não parece estar, definitivamente, contra indicada (BLATZ, et al., 2003).

Aplicação de spray de plasma, incremento de pérolas de porcelana de baixa fusão, silicatização, asperização com pontas diamantadas, são outras manobras - ainda que menos usuais e cada qual com seu ferramental, grau de complexidade e de exigência para ser efetuada - que visam preparar as cerâmicas à cimentação adesiva, buscando sempre irregularizá-la ou adequá-la, quimicamente, à adesão. Destas, a silicatização tem sido mais freqüentemente utilizada, apoiando-se em resultados ainda oscilantes. Seu objetivo é criar camada(s) de sílica sobre a superfície de alumina, o que permitiria sua silanização, entretanto, a instabilidade do agente silano que, por vezes, reage dentro do próprio frasco que o acondiciona, aliada às condições clínicas desfavoráveis para uso deste produto, tem levantado dúvidas sobre essa manobra. Silanos provém da indústria automobilística onde, após aplicados, permanecem em estufa de luz por algumas horas, a fim de promover evaporação de seus componentes instáveis. Não há de se esperar que resultados semelhantes sejam alcançados quando do seu uso em odontologia, sob condições distantes das ideais.

Coroas Procera™ Alumina dispensam, por normatização de seu fabricante, qualquer tipo de tratamento ou tentativa de adequação topográfica interna (BLIXT, et al., 2000; FREDERICH e KERN, 2002; BLATZ e SADAN, 2003; BLATZ et al., 2003). Por apresentarem característica superficial irregular, os “copings”, base para as coroas

protéticas, deixam a unidade de manufatura prontos para a cimentação adesiva. Entretanto, a necessidade de se formatar a coroa protética obriga que uma porcelana feldspática seja aplicada sobre ele e, para a cocção desta porcelana, este “coping” é levado várias vezes ao forno onde é submetido a elevadas temperaturas em ciclos repetidos. Trabalhos como os de Balkaya, et al., (2005) e Isgrò, et al., (2005) demonstraram que altas temperaturas, necessárias à adição de porcelana aos “copings”, causou uma significativa alteração na adaptação marginal das coroas. A temperatura final de fusão da alumina densamente sinterizada é de 1550°C - número superior àquele da porcelana feldspática - e que se refere à fusão total da estrutura sinterizada. No entanto, quando um corpo é submetido às variações térmicas, sua camada mais superficial é a primeira a apresentar os efeitos dessa variação, podendo ter sofrido algum tipo de alteração, mesmo ainda não tendo sido atingida a temperatura de fusão total. Justamente, é esta camada, mais superficial, a responsável pela adesão ao cimento. A hipótese de existir alguma influência termal sobre ela, o que poderia causar seu aplainamento, motivou a idealização deste trabalho.

Técnicos de laboratório, descumprindo a normatização do fabricante, via de regra, aumentam, a temperatura de cocção da porcelana feldspática de revestimento, aplicada sobre os copings Procera™. Esta atitude pode ser prejudicial a alumina, pois minimiza a margem de segurança existente entre a temperatura de fusão dos dois materiais, base e recobrimento. Atuam desta forma tentando compensar possíveis influências geográficas de pressão atmosférica, inerentes a cada região, conduta equivocada uma vez que toda porcelana deve sofrer cocção no vácuo o que anularia este fator. No presente trabalho, seguiu-se a recomendação do fabricante da porcelana Nobel Rondo™ na adoção dos níveis térmicos aplicados.

Análises em microscopia eletrônica de varredura (MEV) evidenciaram que a temperatura adotada, neste trabalho, para os ciclos térmicos de cocção da porcelana feldspática, não foi capaz de promover alterações micro – estruturais significativas na superfície da alumina Procera™, que manteve suas irregularidades superficiais, fundamentais à adesão resinosa (Figura 11). Este dado não suporta a hipótese de que múltiplas queimas, as quais os “copings” são submetidos, numa situação laboratorial real, são capazes de comprometer sua topografia interna, o que nos permite deduzir

que as manobras de jateamento interno, prévio à cimentação, das coroas protéticas confeccionadas a partir deste material é mesmo dispensável, como menciona seu fabricante. Num embate de prós e contras, parece – nos sensato que não se deve correr os riscos de uma possível micro - trinca ou fragilização da estrutura buscando irregularizá-la, com jateamento de partículas, se esta, por si só, traz esta característica, aspecto que se mantém mesmo após sua submissão a ciclos de elevada temperatura. O saldo de se promover asperização forçada, podendo induzir a fragilizações da estrutura, parece ser um preço bastante alto a ser pago por um benefício que, naturalmente, já se tem.

A aplicação de um primer fosfatado – contendo agentes metacrilatos de ligação cruzada – sobre a superfície da alumina, previamente a aplicação do cimento resinoso, promoveu aumento na força retentiva dos espécimes (Tabela 1). A melhor capacidade de molhabilidade deste primer (mais fluido) frente à do cimento resinoso (mais viscoso) pode explicar tais achados. As irregularidades existentes na alumina Procera™ “in natura” foram mais adequadamente preenchidas pelo conjunto primer + cimento resinoso do que pelo cimento, isoladamente. Este melhor preenchimento favoreceu, sobremaneira, a inter-relação física micro-mecânica entre a resina e a cerâmica, além de reduzir a tensão superficial do substrato e aumentar sua energia de superfície, resultando em força retentiva aumentada. Para nós, fica claro que criar ou preservar irregularidades na alumina são condutas inócuas se estas não puderem ser devidamente infiltradas pelo agente cimentante. A observação das imagens microscópicas (Figura 12), confirma que o cimento, por si só, não é capaz de permear os micro-espaços presentes na estrutura, daí a necessidade de um primer com maior fluidez. Neste trabalho, a infiltração do primer utilizado foi tão interessante e intensa que, na observação à varredura, mesmo após os testes de cisalhamento do cimento, todos os espécimes primer-tratados ainda exibiam suas lacunas preenchidas por este componente (Figuras 12 – A₁, B₁, C₁ e 13 A – D). Vale lembrar que as fraturas mistas (adesiva e coesiva) ocorreram apenas nos grupos onde a superfície da alumina recebeu o primer previamente ao cimento.

A afinidade de primers fosfatados por óxidos é outro fator de grande relevância para a adesão. Inadvertidamente, parte dos profissionais que atuam em prótese dental

“classificam” a alumina como um tipo de cerâmica, muito provavelmente devido ao seu aspecto branco-amarelado. Alumina densamente sinterizada é composta por 99,5% de óxidos metálicos (alumínio) e este tipo de primer estabelece ligações químicas por quelação com tais óxidos, promovendo um incremento químico à força de união entre porcelana e o cimento resinoso (KERN e THOMPSON, 1995; BLIXT, et al., 2000; WEGNER e KERN, 2000; BLATZ, et al., 2003; NAKAMURA, et al., 2004; YOSHIDA, et al., 2006; YAMADA, et al., 2008.). Corroboram com essa afirmação, KERN e WEGNER, 1998; WEGNER E KERN, 2000; WEGNER et al., 2002; BLATZ et al., 2003; BLATZ et al., 2003; que classificam como ineficientes os agentes não fosfatados quando se objetiva adesão à alumina.

Sabe-se que ciclagem mecânica conduz a uma diminuição da força de união entre cimentos resinosos e cerâmicas. Nosso trabalho não realizou tais testes, pois seu objetivo não foi o de avaliar a durabilidade de tal ligação a médio e longo prazo, tampouco, mimetizar uma situação clínica. Objetivou-se apenas, de maneira comparativa, avaliar a influência de variações térmicas e de um agente primer sobre a força de união alumina – cimento resinoso. Raciocínio semelhante aplica-se a ausência de induções ao envelhecimento da zona adesiva por ciclagem térmica - que também mostram algum tipo de comprometimento da união da referida interface (VALANDRO, et al., 2007; AMARAL, et al., 2008). Acreditamos que coroas protéticas são submetidas à dinâmica oral, incluindo esforços mastigatórios tridimensionais, imediatamente após sua instalação e fracassos de desalojamento, deste tipo de restauração, são comuns mesmo em períodos precoces de demanda funcional.

Contraopondo-se a afirmação de Frederich e Kern (2002), nossa observação clínica, após desalojamento de coroas cerâmicas construídas sobre alumina densamente sinterizada, evidencia, quase sempre, a presença do agente cimentante aderido ao retentor protético, sem qualquer porção aderida à alumina (Figura 14). Este fato é naturalmente observado quando tecidos dentários, como dentina e, principalmente, esmalte, compõem o substrato do elemento retentor. A possibilidade de se promover condicionamento ácido de tais estruturas, para posterior penetração de uma resina fluida, garante relativa estabilidade à interface adesiva.

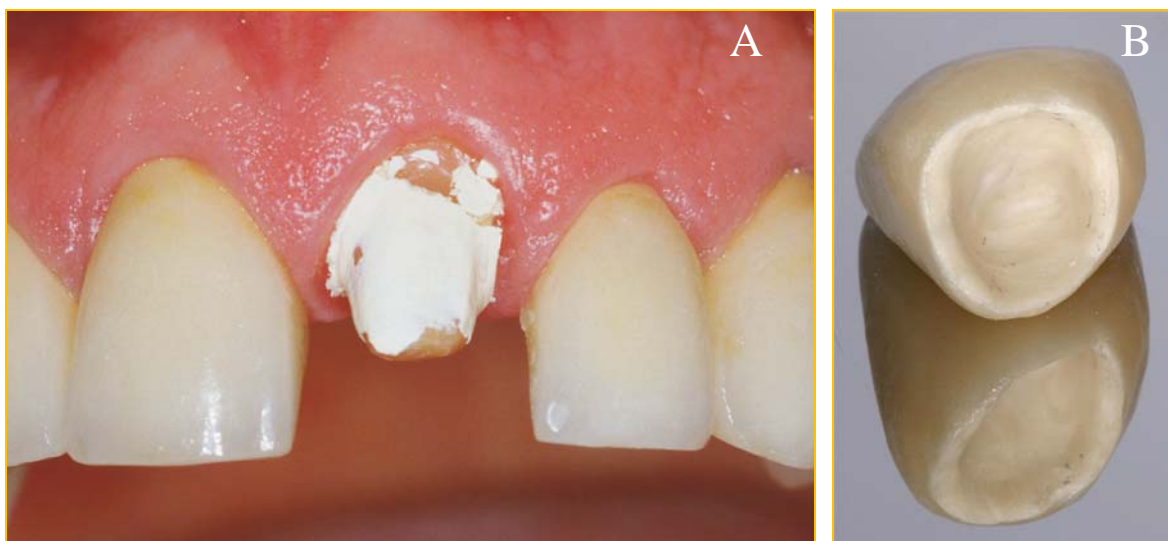


Figura 14 – (A). Cimento ionomérico aderido ao retentor protético (dentina) após desalojamento de uma coroa total cerâmica em alumina (Procera AllCeram™). (B). Aspecto da área interna da coroa após sua soltura. Notar, à observação clínica macroscópica, a inexistência de agente cimentante remanescente aderido à alumina.

Preparos coronários totais, sobre dentes naturais, tem quase 100% de sua área representada pela dentina, tecido peculiar pela sua característica colágeno-mineralizada e de umidade, onde a formação de uma camada de interdifusão resinosa (híbrida) ainda provoca desconfiança pelos resultados oscilantes observados desde os primeiros testes em odontologia adesiva. Este aspecto é ainda mais crítico em dentes polpados que, além da umidade aumentada apresentam, naturalmente, pressão pulpar interna - força que “empurra”, para a zona de união, fluidos que competem, com o adesivo, pela ocupação dos espaços deixados pelo ácido (SENE, 2004). É consenso comum que o primeiro lugar dentre os tecidos dentários ideais à adesão com resina é ocupado pelo esmalte e não pela dentina. Uma pergunta surge, então, inquietante. Como a dentina, úmida, sobrepuja a alumina, estrutura livre de umidade, na força de adesão às resinas? A explicação parece estar não apenas na maior facilidade de se criar irregularidades na primeira, mas também na atenção que se dá ao passo seguinte de infiltração de algum tipo de resina fluida - situação que privilegia a difusão e embricamento de agentes adesivos em seu interstício - manobra, por vezes, suprimida na segunda. O correto e completo preenchimento das porosidades presentes na alumina é aspecto fundamental na determinação do sucesso adesivo dessas estruturas.

Se, após a cimentação, tais irregularidades – principalmente as localizadas próximas à borda da coroa - permanecerem não infiltradas pelo agente cimentante (e/ou seus “primers” adesivos) ela será ocupada por fluidos orais que poderão provocar degradação hidrolítica da interface alumina-cimento. Este fenômeno, além do já mencionado desalojamento de coroas, pode ainda resultar em incidência de cáries no elemento retentor e alteração de cor da restauração que, por não possuir uma infraestrutura metálica de base que possa mascarar a infiltração de corantes, fica mais vulnerável a essa circunstância (Figura 15). Daí a importância do aumento da molhabilidade e preenchimento provocados pelo primer, fenômeno que reduz a possibilidade de infiltração de água na interface citada, minimizando assim os efeitos desse tipo de degradação. Esta hipótese suporta a observação clínica de maiores índices de fratura da interface cimento – alumina quando comparada à interface cimento – retentor protético.



Figura 15 – (A) Aspecto clínico imediatamente após a cimentação de duas coroas “metal – free”, com infra – estrutura em alumina recoberta por porcelana feldspática, nos retentores 12 e 22 (pilares de zircônia instalados sobre implantes osseointegrados). Observar a boa harmonização de cor quando comparadas aos dentes naturais vizinhos. (B) “Follow – up” de 6 anos evidenciando nítida alteração de cor das referidas coroas cerâmicas que exibem matiz acinzentada. (C) Vista aproximada da coroa 22 no momento imediato da cimentação – coloração original. (D) Coroa 22 após 6 anos exibindo alteração de cor. (E) Detalhe da face palatina onde é possível observar, além do escurecimento, pigmentação na borda da coroa, provavelmente, por penetração de fluidos orais na interface alumina – cimento resinoso, área não devidamente ocupada por este último. (F) Imagem capturada sem o auxílio de iluminação artificial (flash) na qual a discrepância de cor fica ainda mais evidente.

Na re-cimentação de coroas em alumina que, por qualquer motivo se deslocaram, muitos profissionais, mesmo observando a permanência total do agente cimentante aderido ao retentor, adotam a prática de jateá-la, internamente, com partículas de óxido de alumínio. Esse jateamento é, normalmente, reincidente, pois, na maioria das vezes, já havia sido realizado quando da 1ª cimentação. Agem assim as “n” vezes que este percalço acontece, sem a preocupação de fragilizar o trabalho, e o que é pior, sem um auto-questionamento sobre o real motivo da soltura. Se o desalojamento se repete é quase certo que as mesmas manobras adotadas na 1ª cimentação serão, novamente, ineficazes. Quando o cimento permanece no retentor, muito provavelmente, a coroa estará limpa como recém chegada de um laboratório. Nesse caso a aplicação de agentes de limpeza parece - nos ato mais sensato, conservador e melhor indicado, já que, há que se remover apenas saliva, gordura e pequenas impurezas. Desde que não tenha sido infiltrada, com qualquer tipo de resina fluida, a estrutura da alumina se manterá original, mesmo após contato com um cimento resinoso, como pode ser observado na figura 12 A, B e C. Re-submetê-la a manobras um tanto agressivas não nos parece a melhor escolha. Infiltrá-la com “primers” adequados e rever outros aspectos proteticamente relevantes, sim.

A soltura de coroas Procera™ poderá estar relacionada a um problema na sua manufatura, pois traziam um aspecto desfavorável, referente à sua retenção friccional, que podia ser considerado como limitação do sistema. Os “copings” gerados por esta tecnologia apresentavam alívio interno, destinado ao agente cimentante, em torno de 50 a 60 μm . Valores muito altos e que denotavam evidente desestabilidade dessas estruturas, quer sobre seus troquéis ou retentores. Provável que, daí, tenha surgido a idéia, ou mesmo impressão, que muitos carregam, de que cimentação adesiva é imperativa pra este tipo de trabalho. Buscando minimizar tal problemática este espaçamento interno foi, recentemente, reduzido à valores entre 10 a 20 μm . É certo que cimentos resinosos conferem melhores propriedades às coroas puramente cerâmicas mas, desde que haja uma infra – estrutura para reforço e aplicação da porcelana de recobrimento, além de alguma retenção friccional ao preparo, cimentação convencional também poderá ser utilizada exitosamente. A retenção de uma coroa protética não se dá apenas pela sua adesão ao agente cimentante. Este pensamento,

equivocadamente, superestima o papel do cimento na manutenção da restauração, induz a condutas clínicas negligentes e ao insucesso. Cuidados devem ser tomados quando da extrapolação de achados “in vitro” para delinear conclusões clínicas. Há inúmeros outros aspectos relevantes envolvidos, como configuração cavitária, superfície de contato e balanceamento oclusal, que devem ser considerados na determinação do êxito de um tratamento restaurador.

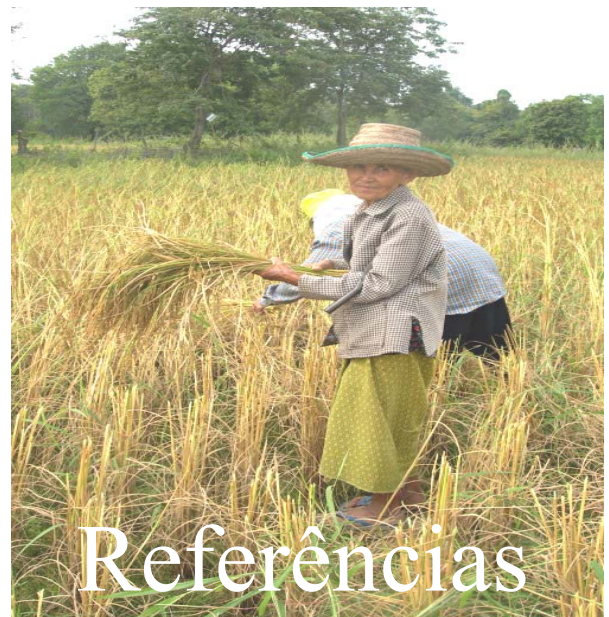
Nossa cultura adora explicações estanques baseadas em dois opostos: Deus e o diabo, preto e branco, bom e mau, liso e rugoso, certo ou errado para justificar nossos próprios erros ou camuflar aquilo que compreendemos mal. Isto faz parte de nossas contradições e coloca em xeque a coerência de nossa análise sobre a maneira ideal de se cimentar coroas protéticas.



7. CONCLUSÕES

Com as limitações das condições experimentais deste estudo, foi possível concluir que:

- 1) Os ciclos térmicos para a aplicação da cerâmica de recobrimento não produziram alterações na micro-estrutura superficial da alumina.
- 2) O agente “primer” aumentou, significativamente, a força de união entre alumina e o cimento resinoso.
- 3) Fraturas mistas – adesivas e coesivas do agente cimentante - foram observadas apenas em alguns espécimes primer-tratados. Aqueles, cuja superfície não foi previamente recoberta pelo primer, apresentaram fraturas adesivas, exclusivamente.



Referências

REFERÊNCIAS

- ADA Specifications n°27 – Resin based filling materials. Disponível em: <http://www.ada.org/prof/resources/standards/products_specifications.asp#1>. Acesso em: 19 de Jul. 2009.
- Amaral R, Ozcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dent Mater.* 2006;22(3):283-90.
- Amaral R, Ozcan M, Valandro LF, Balducci I, Bottino MA. Effect of conditioning methods on the microtensile Bond strength of phosphate monomer-based cement on zircônia ceramic in dry and aged conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;85(1):1-9.
- Anderson M, Oden A. A new all ceramic crown. A densely sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1993;51:59-64.
- Andersson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int.* 1998; 29(5):285-96.
- Anusavice KJ. Cerâmicas Odontológicas. In: Anusavice KJ,; 1ª ed. São Paulo: Elsevier, 2005. p. 619-77.
- Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders, 1996. p. 555-81.
- Araújo PA, Asmussen E. Aluminum oxalate/glycine solutions as pretreatment in the Gluma bonding system. *Scand J Dent Res.* 1989;97(6):552-558.
- Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent.* 2006;95(6):430-6.

Awliya W, Oden A, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand* 1998;56:9-13.

Ayad MF, Fahmy NZ, Rosentiel SF. Effect of surface treatment on roughness and bond strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent*. 2008;99(2):123-30.

Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2005;93(4):346-55.

Bayne SC; Thompson JY; Taylor DF. Dental materials. In: Roberson TM; Hemann HO; Swift Jr EJ. *Sturdevant's art & science of operative dentistry*. 4.ed., St. Louis, Mosby, 2002. Cap. 4, p.132-234.

Björkner B, Bruze M, Möller H. High frequency of contact allergy to gold sodium thiosulfate. *Contact Dermatitis*. 1994;30:144-151

Black RB. Technique for nonmechanical preparation of cavities on prophylaxis. *J Am Dent Assoc* 1945;32:955-65.

Blatz MB, Sadan A, Arch GH, Lang BR. In vitro evaluation of long-term bonding of Procera AllCeram alumina restorations with a modified resin luting agent. *J Prosthet Dent*. 2003;89(4):381-7.

Blatz MB, Sadan A, Blatz U. The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram restorations. *Quintessence Int* 2003;34:542-7.

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin – ceramic bonding: A review of literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89:268-274

Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K. Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont*. 2000;13:221-6.

Borges GA, de Góes MF, Platt JA, Moore K, Menezes FH, Vedovato E. Extrusion shear strength between an alumina based ceramic and three different cements. *J Prosthet Dent*. 2007;98:208-215.

Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003;89(5):479-88.

Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium based ceramic. *Int J Prosthodont*. 2005;18(1):60-5.

Bounocore MG. A simple method for increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955 34(6):849-853.

Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 1963; 66: 57-64.

Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dent Res*, 1956; 35(3):360-369.

Brunton PA, Smith P, McCord JF, Wilson NH. Procera all-ceramic crowns: a new approach to an old problem? *Br Dent J*. 1999;186(9):430-4.

Chai J, McGivney GP, Munoz CA, Rubenstein JE. A multicenter longitudinal clinical trial of a new system for restorations. *J Prosthet Dent*. 1997;77(1):1-11.

Chan CM, Ko TM, Hiraoka H. Polymer surface modifications by plasmas and photons. *Surface Sci Rep*. 1996;24:1-54.

Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent* 1998;26:53-8.

Combe EC; Burke FJT; Douglas WH. *Dental biomaterials*. Boston, Kluwer Academic Publishers, 1999.

Conceição EN. *Dentística: Saúde e estética*. 2ª ed. São Paulo: Artmed, 2007. p.596.

Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. St Louis: Mosby; 2002; 20, p.594-624.

De Goes MF. Cimentos resinosos. In: Chain MC; Baratieri LN. Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores. São Paulo: Artes Medicas; 1998. Cap. 6, p.176.

Della Bona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. J Adhes Dent. 2000;2:305-13.

Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. Int J Prosthodont. 2002;15:159-67.

Denes F. Synthesis and surface modification by macromolecular plasma chemistry. TRIP. 1997;5:23-8.

Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med. 1996; 8(2):134-43.

Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont 2000;13:131-5.

Derand T, Molin M, Kevan K. Bond strength of a composite luting agent to alumina ceramic surfaces Acta Odontologica Scandinavica. 2006;64:227-230.

Derand T, Molin M, Kleven E, Haag P, Karlsson S. Bond strength of luting materials to ceramic crowns after different surface treatments. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2008;16(1):35-8.

Derand T, Molin M, Kleven E, Haag P, Karlsson S. Bond strength of luting materials to ceramic crowns after different surface treatments. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2008;16(1):35-8.

Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. Dent Mater. 2005;21(12):1158-62.

Diaz-Arnold AM, Vargas MA; Hasselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 1999;81(2):135-41.

El Abrashi S, Lang BR, Razzoog ME, Yaman P, May K. Fracture resistance of ceramic crowns influenced by coping / die fit. *J Dent Res*. 1999;78:473.

Ernest CP, Cohnen U, StenderE, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent*. 2005;93(6): 551-8.

Sene F. Análise da avaliação da interface adesiva dentinária produzida por diferentes sistemas adesivos aplicados in vitro e in vivo (tese). Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2004.

Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int*. 2005; 36(2):105-13.

Friederich R, Kern M. Resin bond strength to sintered alumina ceramic. *Int J Prosthodont*. 2002; 15:333-338

Galindo ML, Hagmann E, Marinello CP, Zitzmann NU. Long-term clinical results with Procera All Ceram full-ceramic crowns. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2006;116:804-809.

Gorodovsky S, Zidan O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent*. 1992;68:269-74.

Güler AU, Yilmaz F, Ural C, Güler E. Evaluation of 24-hour shear bond strength of resin composite to porcelain according to surface treatment. *Int J Prosthodont*. 2005;18(2):156-60.

Haag P, Andersson M, Vult von Steyern P, Odén A. 15 years of clinical experience with Procera[®] Alumina. A Review. *Appl Osseointegrat Res*. 2004;4:7-12.

Hegenbarth EA. Procera aluminium oxide ceramics. A new way to achieve stability, precision, and esthetics in all-ceramic restorations. QDT. 1996(19): 21-34.

Heitlinger P. Pedra e Cobre. Disponível em:
<<http://algarvivo.com/arqueo/neolitico/ceramica1.html>>. Acesso em: 16 jul. 2009.

Inokoshi S. et al. Dual cure luting composites. Part I: Filler particle distribution. J Oral Rehab, 1993;20(2):133-46.

Isgrò G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. Dent Mater. 2005;21(6):557-64.

Jensen ME, Sheth JJ, Tolliver D. Etched porcelain resin-bonded full veneer crowns: in vitro fracture resistance. Compendium 1989;10:336-8.

Kamada K, Taira Y, Yoshida K, Atsuta M. Effect of four silane coupling agents on bonding of two resin-modified glass ionomer cements to a machinable ceramic. Dent Mater J. 2007;26(2):240-4.

Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. J Prosthet Dent. 1995;73:240-9.

Kern M, Thompson VP. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: volume loss, morphology, and changes in the surface composition. J Prosthet Dent. 1994;71:453-61.

Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater. 1998;14:64-71.

Lee J, Kim MT. Characterization of amorphous SiC:H films deposited from hexamethyldisilazane. Thin Solid Films. 1997;303:173-9.

Madani M, Chu FC, McDonald AV, Smales RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. J Prosthet Dent 2000;83:644-7.

McLean JW. The nature of dental ceramics and their clinical use. The science and art of dental ceramics. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc, 1979. p. 23-28.

McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J. 1965;119:251-67

Medina-Valdívia JR. Adesão em procedimentos indiretos: tratamentos superficiais das restaurações estéticas indiretas e cimentação com cimentos resinosos (monografia). Bauru(SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2001.

Medina-Valdívia JR, Carvalho RS, Francisconi PAS, Francischone CE. Resistência de união de um cimento resinoso a diferentes superfícies de alumina densamente sinterizada. R Dental Press Estet. 2007;4(3):118-127

Agra CM, Morimoto S, Vieira GF. Sistemas Cerâmicos – indicações e limitações. In: Miyashita E, Mello AT. Odontologia Estética: Planejamento e Técnica. São Paulo: Artes Médicas; 2006. Cap 6, p.121.

Mujdeci A, Gokay O. The effect of airborne-particle abrasion on the shear bond strength of four restorative materials to enamel and dentin. J Prosthet Dent. 2004;92(3):245-9.

Munksgaard EC, Asmussen E. Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEMA and glutaraldehyde. J Dent Res. 1984;63(8):1087-1089.

Munksgaard EC, Irie M, Asmussen E. Dentin-polymer bond promoted by Gluma and various resins. J Dent Res. 1985 64(12):1409-1411.

Naert I, Van der Donck A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. J Oral Rehabil. 2005;32(1):51-7.

Nakamura S, Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. J Oral Rehabil. 2004;31:785-9.

Nobel Biocare – NobelProcera System. Disponível em: <http://www.nobelbiocare.com>. Acesso em: 17 jul. 2009.

Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):450-6.

Ödman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(6):504-9.

Ozcan M, Alkumru H, Gemalmaz D. The effect of surface treatment on the shear bond strength of luting cement to a glass-infiltrated alumina ceramic. *Int J Prosthodont.* 2001;14:335-9.

Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003;19(8):725-31.

Pameijer CH; Stanley HR. Pulp reactions to resin cements. *Am J Dent.* 1992;5(1):81-87.

Phillips RW; Swartz ML; Norman RD. Restorative resins. In: _____. *Materials for the practicing dentist.* St. Louis, Mosby, 1969. Cap. 11, p.172-94.

Piwowarczyk A; Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent.* 2003; 28(5):535-542.

Prakki A; Carvalho RM. Cimentos resinosos duais: características e considerações clínicas. *Pos Grad Rev.* 2001;4(1):21-26.

Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent.* 2004;92(3):250-7.

Rosentiel SF; Land MF; Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosth Dent,* 1998;80(3):280-301.

Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 1. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2005;25(3):213-219.

Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: part 2. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2005;25(4):343-349.

Saracoglu A, Cura C, Cotert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil*. 2004;31(8):790-7.

Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. *J Am Dent Assoc*. 1970;81:1395-401.

Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G. Shear bond strength of resin luting cement to glass-infiltrated porous aluminum oxide cores. *J Prosthet Dent*. 2000;83:210-5.

Shin P, de Souza-Zaroni WC, Eduardo CP, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg*. 2007;25(4):291-6

Smith DC. Dental cements. Current status and future prospects. *Dent Clin North Am*. 1983;6:763-92.

Snyder MD; Hogg KD. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2005;6:4, Nov. 15.
Söderholm KM; Reetz EA. Factors affecting reliability of a resin-based cement joint. *Gen Dent*. 1996;44(4):296-302.

Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont*. 1997;10(5):478-84.

Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent*. 2000;28:441-5.

Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent*. 2000;28:441-5.

Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composite resin bonded to porcelain. *J Prosthet Dent.* 1994;72:355-9.

Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):253-9.

Valandro LF, Ozcan M, Amaral R, Leite FP, Bottino MA. Microtensile Bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram Zirconia before and after aging. *Int J Prosthodont.* 2007;20(1):70-2

Valandro LF, Ozcan M, Amaral R, Vanderlei A, Bottino MA. Effect of testing methods on the Bond strength of resin to zircônia-alumina ceramic: microtensile versus shear test. *Dent Mater J.* 2008;27(6):849-55.

Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexure strength of three new ceramic core materials. *J Prosthet Dent.* 1996;76:140-4.

Walter MH, Wolf BH, Wolf AE, Boening KW. Six-year clinical performance of all-ceramic crowns with alumina cores. *Int J Prosthodont.* 2006; 19(2):162-3.

Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont.* 2002;15:267-72.

Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent.* 2000;2:139-47.

Williams VD. Factors that affect the adhesion of composite to enamel. *Gen Dent* 1982;30:477-80.

Xie H, Wang X, Wang Y, Zhang F, Chen C, Xia Y. Effects of sol-gel processed silica coating on bond strength of resin cements to glass-infiltrated alumina ceramic. *J Adhes Dent.* 2009;11(1):49-55.

Yamada K, Koizumi H, Ishikawa Y, Matsumura H. Effect of single-liquid acidic primers on bonding of a composite luting agent joined to a prefabricated alumina coping material. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi*. 2008;52(2):189-93.

Yoshida K, Tsuo, Atsuta M. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006;77:28-33.

Zarone F, Sorrentino R, Vaccaro F, Russo S, De Simone G. Retrospective clinical evaluation of 86 Procera AllCeram anterior single crowns on natural and implant-supported abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7 Suppl 1:S95-103.

Zhang Y; Lawn BR; Malament KA; Thompson VP; Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont*. 2006;19(5):442-448.

Zidan O, Asmussen E, Jorgensen KD. Correlation between Tensile and Bond Strength of Composite Resins. *Scand J Dent Res*. 1980;88(4):348-351.

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](#)