**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA RESISTÊNCIA AO
CISALHAMENTO DE BRAQUETES COLADOS
EM DIFERENTES SISTEMAS CERÂMICOS.**

LUIZ FERNANDO BONFANTE

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, na área de Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques

Bauru

2006

BONFANTE, Luiz Fernando

B641a Avaliação in vitro da resistência ao cisalhamento de braquetes colados em diferentes sistemas cerâmicos . / Luiz Fernando Bonfante – Bauru, 2006. 123 p. + apêndices: il.; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques.

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

Assinatura do autor:

Data: 6 de dezembro de 2006

LUIZ FERNANDO BONFANTE

17 de junho de 1976

Nascimento

Bauru - SP

Filiação

Gerson Bonfante

Maria Elenice Bonfante

1995-2002

Curso de Graduação em Odontologia

- Universidade de Marília - UNIMAR

2003-2006

Curso de Aperfeiçoamento em

Ortodontia na ACOPEN - Bauru/SP.

2005-2006

Curso de Pós-graduação em

Ortodontia, em nível de Mestrado,

pela Faculdade de Odontologia de

Bauru - Universidade de São Paulo.

"O que nós somos é o presente de Deus a nós. O que nós
nos tornamos é nosso presente a Deus."

Eleanor Powell

Dedicatória

DEDICO ESTE TRABALHO

Ao professor Dr. José Fernando Castanha Henriques,

Pela confiança dispensada, no incansável incentivo que possibilitaram a conclusão desse trabalho mediante as diversas dificuldades encontradas.

.

A minha família,

Que sempre me apoiou nas mais distintas situações, me direcionando, respeitando minhas decisões, e principalmente pelo amor que nos une e nos fortalece diante os meandros da vida.

Ao “Tio” Washington Guillen, pela solicitude nos momentos em que precisei, persuadindo-me a continuar meus aprendizados, participando e sofrendo como um pai das intempéries que passei na minha indecisão profissional.

A minha vovó Alice, in memoriam, presente em todos momentos da minha vida. Agradeço a Deus por tê-la conhecido, pelas boas histórias compartilhadas, e pelos momentos especiais que vivemos.

A minha Tia Nené, agradeço-a pela forma inteligível de se expressar, capaz de mostrar que a idade física não condiz à idade mental. Tenho muito a agradecer pelos ensinamentos transmitidos ao longo de momentos agradáveis ou não.

Aos meus avós paternos, Rosa e Antônio,

Espero que Deus os mantenha em nossas vidas, pois vocês são exemplos a serem seguidos. Quero compartilhar ainda muitos momentos agradáveis com vocês.

Agradecimentos Especiais

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. José Fernando Castanha Henriques, todo o meu apreço, pela liberdade a mim dispensada, pela maneira criteriosa e ao mesmo tempo prazerosa na condução desse trabalho. Agradeço-lhe a solicitude, o dispêndio de tempo, e a preocupação mesmo que comedida fruto de seus inúmeros afazeres.

Ao Prof. Dr. Guilherme Janson, coordenador do curso de Mestrado em Ortodontia da FOB-USP, pela convivência salutar, exemplo de dedicação, seriedade, e honestidade. Admiro-o pela condução criteriosa, pela atenção e disponibilidade, independente das atribuições.

Ao Prof. Dr. Décio Rodrigues Martins, pelo exemplo de professor paradigma. Sinto me honrado por ter sido aluno de um grande expoente da ortodontia, incansável no aprimoramento científico, impecável em sua maneira de expressar, e perspicuo em suas observações e argumentações.

Ao Prof. Dr. Renato Rodrigues de Almeida, pelo incessante prazer em ensinar as suas experiências clínicas e científicas de maneira simples e objetiva.

Ao Prof. Dr. Arnaldo Pinzan, pela amizade e pelos ensinamentos tanto profissionais como pessoais.

Ao Prof. Dr. Marcos Roberto de Freitas, pela maneira peculiar em conduzir as mais adversas situações, com a simplicidade e carisma concernentes a sua pessoa. Seus conhecimentos transmitidos foram e serão de grande valia para o meu aprendizado.

Agradecimentos

AGRADECIMENTOS

A Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, representada pelo **Professor Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, diretor desta faculdade.

Ao meu pai Prof. Dr. Gerson Bonfante pelo exemplo de pai, de profissional, de caráter, e principalmente pela capacidade de aceitar, respeitar, ouvir, impor, intervir, aconselhar, e mostrar de uma maneira despojada que o amor de um pai está nas pequenas atitudes do dia-a-dia. Tenho muito a lhe agradecer por ter sido tão compreensível, por nunca me cobrar em situações que deveria, e simplesmente deixar que o próprio tempo fosse responsável, apesar dos percalços, pelo difícil caminho até o amadurecimento.

A minha querida mãe, Elenice, exemplo de mãe dedicada, que abdicou de seus afazeres profissionais para nos dar o carinho, o amor, e a educação imprescindíveis na formação do nosso caráter. Agradeço-a pela participação efetiva na minha vida, sempre me incentivando a mudar, a melhorar, a acreditar que nada é impossível quando almejamos e lutamos por aquilo que queremos. Te amo!

Ao meu irmão, Estevam, agradeço-o pela forma carinhosa que sempre se dirigiu a mim, pelas confidências, pela confiança e pelo respeito. Muito obrigado por sempre estar do meu lado, nos momentos que sempre precisei. Nem sempre temos em um irmão um amigo. Orgulho-me de poder dizer que você é o meu irmão, exemplo que sempre seguirei em todos os sentidos.

A minha irmã, Samara, agradeço a Deus por você ser essa pessoa tão especial, sensível, amorosa, preocupada e sempre disposta ajudar em todos os momentos. Você é fundamental na minha vida. Te amo muito!

A minha namorada Paloma, agradeço-a apesar do pouco tempo de convivência, mas para mim o suficiente para perceber o quão especial você têm sido na minha vida, pela paciência, companherismo, compreensão e carinho nessa fase atribulada da minha vida.

Ao meu Tio Jair, pelos bons momentos que passamos juntos, compartilhando idéias, pelo companherismo, pelo carinho, e pela forma atenciosa que sempre me tratou.

Aos meus cunhados, Soraya e Fábio, pelos longos anos de convivência, os quais só tenho a agradecer por sentir em vocês pessoas da família, que eu posso contar em todas as situações.

Ao Prof. Dr. José Gilmar Batista, e a todos os funcionários do laboratório de prótese dentária - CEOB, pela prontidão, confiança, e ensinamentos durante os bons períodos de convivência.

A Neusa, funcionária do CIP, o meu reconhecimento e agradecimento.

Ao funcionário Reivanildo, do Departamento de Prótese, pela forma polida, paciente, e atenciosa nas explicações para a utilização da máquina de ensaio universal.

Ao querido Prof. Dr. Accácio Lins do Valle, pela amizade, carinho, e infindável disponibilidade de ajudar as pessoas a sua volta. Sua ajuda foi fundamental para o desenvolvimento desta dissertação.

Ao funcionário Alcides, do Departamento de Materiais Dentários, pela ajuda quanto ao uso dos materiais, sempre atencioso e solícito.

Ao Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto, pela prontidão com que me atendeu, buscando de todas as formas ajudar para que a conclusão desse trabalho fosse conseguida.

Ao Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris, do Departamento de Saúde Coletiva, pela ajuda prestada por meio da análise estatística dos resultados.

Aos colegas e amigos do mestrado, Caio, Danilo, Douglas, Eduardo, Janine, Leonardo, Luiz Filipe, Mayara, Patrícia, Tassiana, Rachelle e Vladimir. Agradeço a todos, pelo carinho muitas vezes correspondido, pela ajuda muitas vezes cedida e pela paciência, uma das virtudes do ser humano.

Aos amigos, Gustavo Siécola, Eduardo, Leonardo e Luiz Filipe, os quais em todos os momentos, mesmo com seus afazeres, sempre pude contar. Tenham em mim o amigo para todas as horas, pois prezo esta amizade e espero que ela assim perdure.

Ao amigo doutorando Rafael dos Santos Silva, agradeço-o pela amizade sincera, e pelos muitos momentos agradáveis compartilhados.

Aos alunos do curso de Doutorado em Ortodontia, sem distinção, sempre dispostos a auxiliar e acrescentar na nossa jornada experiências já vividas.

Aos funcionários da ACOPEN: Luciana, César e Sônia, pela paciência, calma, competência na manutenção e controle de uma unidade de ensino.

Aos queridos funcionários da Disciplina de Ortodontia da FOB - USP, os quais sempre me trataram com muito carinho; Neide, Sérgio, Vera, Cristina Luciana, Daniel. Sou muito grato por esses anos de agradável convivência e respeito mútuo.

Aos funcionários da Biblioteca e todos os demais funcionários desta instituição que sempre me atenderam de forma bastante prestativa.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a conclusão desse trabalho.

Sumário

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO	41
2 - REVISÃO DA LITERATURA	45
2.1. Retenções mecânicas.....	45
2.2. Preparo de superfícies.....	46
2.3. Características das cerâmicas.....	52
2.4. Armazenagem em meios fluídos.....	54
2.5. Remoção dos braquetes	55
3 - PROPOSIÇÃO	61
4 - MATERIAL E MÉTODOS.....	65
4.1. Confecção dos padrões cerâmicos	65
4.2. Cocção da porcelana	71
4.3. Aplicação do ácido hidrofluorídrico	73
4.4. Procedimento de colagem dos braquetes	75
4.5. Teste de resistência ao cisalhamento	79
5 - RESULTADOS	87
6 - DISCUSSÃO	97
7 - CONCLUSÕES	113
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	117
APÊNDICES.....	127

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1: Conjunto de componentes da matriz: - a) Base para adaptação na máquina de ensaio; b) Matriz de aço inoxidável; c) Parafuso metálico para remoção dos padrões; d) Ponta ativa; e) Corpo de prova; f) Disco espaçador para padronização dos padrões cerâmicos.	67
Figura 4.2: Matriz.....	67
Figura 4.3: Homogeneização da porcelana (água + pó) para posterior adaptação na matriz.	69
Figura 4.4: Adaptação da porcelana na matriz para confecção do corpo de prova.	69
Figura 4.5: Padrão cerâmico após a remoção da matriz.	71
Figura 4.6: Corpo de prova ajustado com brocas para acabamento de porcelana, glazeado e reposicionado no interior da matriz.....	73
Figura 4.7: Ácido fluorídrico a 4 %. (Manipulação Farmácia Específica).	75
Figura 4.8: Aplicação da resina na base do braquete.....	77
Figura 4.9: Dispositivo para padronização da pressão exercida sobre o braquete.	77
Figura 4.10: Pressão exercida sobre o braquete.	77
Figura 4.11: Fotopolimerização (aferido em 450 nm).	79
Figura 4.12: Máquina de ensaio universal (Dinamômetros Kratos Ltda, modelo k. 500; 2000, São Paulo – Brasil)	81
Figura 4.13: Representação esquemática dos testes de cisalhamento.	81

Figura 6.1: Escore = 3; Presença de toda a resina remanescente na superfície cerâmica, juntamente com a impressão do desenho da base do braquete.....	103
Figura 6.2: Braquete sem remanescente adesivo em sua base.....	103
Figura 6.3: Escore = 0; Ausência de qualquer resíduo da camada adesiva na superfície cerâmica.....	105
Figura 6.4: Braquete com todo remanescente adesivo em sua base.....	105
Figura 6.5: Escore = 2; Presença de mais da metade da resina remanescente na superfície cerâmica.	107
Figura 6.6: Escore = 2; Braquete com adesivo remanescente.	109
Gráfico 5.1: Valores das resistências médias para todos os grupos.	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1: Valores individuais e respectivas médias (MPa) dos diferentes grupos.....	87
Tabela 5.2: Análise de variância a dois critérios para comparação dos efeitos do substrato e tempo.	89
Tabela 5.3: Teste de Tukey para as comparações múltiplas.....	91
Tabela 5.4: Valores do IRA para todos os espécimes dos distintos grupos.	92
Tabela 5.5: Valores médios e medianos de cada grupo encontrados para o índice de remanescente adesivo (IRA).	93
Tabela 5.6: Teste de Dunn para as comparações múltiplas.	93

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1. Escores utilizados na avaliação dos tipos de fratura	81
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS:

Kgf/mm ²	Unidade de força: quilograma – força por milímetro - quadrado
FDA	Food and Drug Administration
et al.	e colaboradores
° C	Unidade de temperatura: graus Celsius
Watts	Unidade para potência
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
%	Por cento
mm/min.	Unidade de velocidade: milímetro por minuto
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
mm ²	Unidade de área: milímetro-quadrado
mm	Unidade de comprimento: milímetro
g	Unidade de força: grama
MPa	Unidade de pressão: mega - pascal
nm	Unidade de comprimento
m/s ²	Unidade de velocidade: metro por segundo ao quadrado
p	Nível de confiabilidade estatística
ARI	Adhesive remnant index
IRA	Índice de adesivo remanescente

Resumo

RESUMO

O tratamento ortodôntico em adultos, nos últimos tempos, tem ganhado popularidade na tentativa de melhorar a estética e a função. No entanto, é uma característica comum nestes pacientes, ter os dentes restaurados com facetas de resina, coroas metalo-cerâmicas e/ou porcelana pura. Neste contexto, o ortodontista se defronta com o desafio de colar braquetes em diferentes sistemas cerâmicos, de capacidade desconhecida de resistir às forças de cisalhamento. Portanto, os objetivos deste trabalho foram: 1) Verificar se a força de cisalhamento em braquetes colados em superfícies de porcelana feldspática e AllCeram é afetada por diferentes tempos de ataque com ácido hidrofluorídrico e 2) Observar se existe uma relação direta entre os valores obtidos da força de cisalhamento e o índice remanescente de adesivo (IRA). Sessenta espécimes de porcelana em formato cilíndrico foram aleatoriamente divididos em 3 grupos de 20 espécimes de acordo com o tempo de ataque do ácido hidrofluorídrico de 1 minuto, 30 segundos e 15 segundos (grupos 1, 2 e 3 respectivamente). Outros sessenta espécimes de porcelana AllCeram, com o mesmo formato e divididos da mesma maneira de acordo com o tempo de ataque ácido (grupos 4, 5 e 6 respectivamente). A colagem dos braquetes na superfície cerâmica incluiu aplicação de silano, colocação de resina fotoativada sobre a base do braquete e cimentação com força padronizada de 500g. Vinte e quatro horas após a cimentação, os espécimes foram submersos em água destilada a 37°C e submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento em uma máquina de ensaio universal, com velocidade de 0,5 mm/min, cujos valores registrados em Kgf e convertidos em MPa. O tipo de falha também foi

registrado usando o IRA através de um estereoscópio com magnificação de 4x. A força de cisalhamento mais alta foi registrada no grupo 1 (21.21 MPa), que foi significativamente diferente dos grupos 2, 3, 4, 5 e 6 (11.01, 10.64, 14.31, 10.59, 10.39 MPa, respectivamente). Os valores mais baixos encontrados nos grupos remanescentes não diferiram entre si. A mediana dos escores do IRA para os grupos 1, 2, 3, 4, 5 e 6 foi 2, 3, 3, 0, 3, e 3, respectivamente. O grupo 1 (porcelana feldspática 1 minuto) foi afetado pelos diferentes tempos de ataque com ácido hidrófluídrico, quando comparado aos grupos 2 e 3, ao passo em que os grupos 4, 5 e 6 de porcelana AllCeram não foram. Não houve relação direta entre o escore do IRA e os valores da força de cisalhamento.

Palavras-chave: Ácido fluorídrico. Porcelana. Braquetes. Colagem.

Abstract

ABSTRACT

In vitro short-term evaluation of shear strength of brackets bonded to different porcelain systems

Orthodontic treatment in the adult population has lately gained popularity in an attempt to improve esthetic and function. It is, however, a common feature in these patients, that their dentition is restored by resin veneers, porcelain fused to metal and all ceramic crowns. In this context, the orthodontist faces the challenge of bonding brackets to different porcelain based materials, of unknown ability to resist shear forces. Thus, the aim of this investigation was: 1) to test the null hypothesis that shear strength of brackets bonded to feldspathic and AllCeram porcelain surfaces is not affected by different hydrofluoridric etching times and 2) to test the null hypothesis that there is no direct relation between shear strength values and the adhesive remanent index (ARI). Sixty feldspathic porcelain disc shaped specimens were randomly divided into 3 groups of 20 each, according to hydrofluoridric acid etching time of either 15, 30 seconds and 1 minute (groups 1, 2 and 3, respectively). Another 60 AllCeram specimens of the same shape were subjected to the same division, according to etching time (groups 4, 5, and 6 respectively). Bonding the brackets to the porcelain surfaces included silane coating, an overlying photoactivated resin and a standardized 500g cementation force. Twenty-four hours after cementation, at 37°C in distilled water, specimens were subjected to a shear force in a universal testing machine at a cross-head speed of 0,5mm/min and shear values registered in Kgf and then converted to MPa. Type of failure was

also recorded using ARI by means of a stereoscope at 4x augmentation. The highest shear strength was found for group 1 (21.21 MPa), which was significantly different than groups 2, 3, 4, 5, and 6 (11.01, 10.64, 14.31, 10.59, 10.39 MPa). The lower values found in the remaining groups were not different among each other. Median ARI scores for groups 1, 2, 3, 4, 5, and 6 were 2, 3, 3, 0, 3, and 3, respectively. The first hypothesis must be partially rejected since only feldspathic porcelain group 1 was affected by different hydrofluoric etching times, when compared to groups 2 and 3, while AllCeram groups 4, 5, and 6 were not. On the other hand, the second null hypothesis must be accepted since no direct relation between ARI score and shear strength values could be determined.

Key words: Hydrofluoric acid. Porcelain. Brackets. Bonding.

Introdução

1 - INTRODUÇÃO

Ao longo dos anos o tratamento ortodôntico em pacientes adultos vem se tornando uma realidade. No início da década de 90, uma pesquisa realizada demonstrou que a porcentagem de pacientes adultos era de 30% nos consultórios especializados em ortodontia e estimava-se um aumento para o final da década³.

A proporção de pacientes adultos nos EUA subiu de 5% em 1970 para 25% em 1990, e observou-se que a freqüência da má oclusão em adultos é similar ou maior do que aquela observada em crianças e adolescentes². Este aumento considerável de pacientes adultos à procura de tratamento ortodôntico exigiu dos profissionais a fixação com maior freqüência de acessórios ortodônticos em dentes tratados com diferentes restaurações⁵, dentre estas encontram-se as coroas metalocerâmicas que necessitam de procedimentos especiais para obter níveis de adesão adequados. Não obstante, uma força de adesão máxima ser desejada para minimizar as falhas na colagem durante o período de tratamento, a porcelana deve poder retornar ao seu estado de polimento inicial, sem qualquer dano na sua superfície após a remoção dos acessórios ortodônticos⁴.

As modificações do perfil no paciente adulto só podem ocorrer à custa de movimento dentário ou associado à intervenção cirúrgica. A ausência de crescimento de certa forma facilita o plano de tratamento pelo fato de não exigir a preocupação com os efeitos adversos provenientes de um vetor de crescimento desfavorável¹.

Revisão de Literatura

2- REVISÃO DE LITERATURA

2.1 - RETENÇÕES MECÂNICAS

A união entre a resina e o metal pode ser realizada por meio de procedimentos mecânicos ou químicos, e a retenção mecânica realizada mediante diferentes procedimentos como eletrodeposição de estanho, ataque eletrolítico, aplicação de camada de sílica, pontas diamantadas, discos abrasivos ou jateamento com partículas de óxido de alumínio².

O primeiro autor a descrever e publicar um método alternativo de união resina-metal foi ROCHETTE⁶⁵ em 1973, confeccionando retentores de uma liga de ouro tipo IV perfuradas em toda a sua extensão. As retenções mecânicas obtidas pelo condicionamento ácido facilitam a penetração da resina, além disso, a retentividade da base dos braquetes e o tipo de substrato utilizado são fatores que influenciam no procedimento de colagem⁴³. Os testes de cisalhamento avaliam a resistência de união do adesivo ao braquete, considerado o ponto fraco dessa união, e com o objetivo de enaltecer a resistência adesiva foi preconizado o tratamento pré-químico das bases³⁸. Este pré-tratamento também deve ser realizado nas superfícies de porcelana utilizando a técnica convencional de condicionamento ácido do esmalte (ácido fosfórico 37%) com finalidade de criar retenções micromecânicas, mas não demonstra resistência adesiva na interface resina composta e porcelana, sendo opcionalmente indicado pontas diamantadas para confecção de retenções micromecânicas, melhorando a adesividade³². A colagem de braquetes foi descrita precursoramente por SADLER⁶⁸ em 1958, onde o autor analisou nove adesivos, sendo quatro cimentos dentários, um cimento à base de borracha, dois adesivos para metal e dois adesivos gerais. O propósito desse estudo foi avaliar materiais que pudessem ser usados na prática ortodôntica, possibilitando a união de braquetes metálicos diretamente ao dente, eliminando a utilização das bandas. Os braquetes Edgewise foram colados em dentes humanos extraídos e posteriormente submetidos a testes de tração, cisalhamento e torque. As resistências de tração e cisalhamento foram dadas em gramas, enquanto as de torque em gramas por centímetro. Os adesivos testados demonstraram em grande parte falta de adesão ao braquete metálico.

Concluiu desta forma que nenhum dos agentes fixadores utilizados foi capaz de aderir o metal ao dente com estabilidade necessária para a clínica ortodôntica⁶⁸.

WOOD et al⁸³ em 1986 afirmaram ser realmente possível à colagem de acessórios ortodônticos na porcelana e produzir forças de adesão que igualem ou superem àquelas obtidas após a colagem com condicionamento ácido do esmalte em dentes naturais. A indicação para o tratamento de pacientes adultos estimulou alguns pesquisadores a estudarem a colagem de braquetes em diferentes substratos de porcelana²⁷, utilizando uma técnica de adesão descrita por PAFFENBARGER⁵⁸ em 1967. Este procedimento é aplicável na prática ortodôntica, possibilitando a escolha de diversos tipos de preparos de superfícies que visam à resistência adesiva dos braquetes colados em diferentes substratos de porcelana.

As restaurações cerâmicas modernas podem ser feitas pela técnica “slip-cast”, fundição e com o auxílio do computador, recebendo a denominação de coroas sem metal ou ceramo-cerâmicas, confeccionadas para melhorar a estética, favorecer os mecanismos adesivos, como condicionamento superficial com diferentes ácidos, uso de silanos, jateamentos com óxido de alumínio e silicatização^{21,39}.

O processo de silicatização pode ser descrito como um microjateamento de superfície com partículas de óxido de alumínio modificadas por sílica, que ao serem lançadas, com elevada energia, contra a superfície, acabam incorporando-se em uma fina camada. Como resultado, a superfície cerâmica ou metálica tratada exibe potencial não somente para retenção micromecânica, mas também para união química de silanos^{40,41,56,76}. As cerâmicas podem ser desgastadas com materiais homogêneos fazendo com que estas se tornem mais lisas, provendo melhores características físicas e facilitando o polimento desta superfície⁵¹.

2.2 - PREPARO DE SUPERFÍCIES

Em 1955, BUONOCORE¹⁵ realizou pela primeira vez o condicionamento com ácido fosfórico a 85%, pesquisando um método para melhorar a adesão de materiais acrílicos restauradores às superfícies de esmalte previamente

tratada com solução ácida, o que indiretamente recrudesceria à fixação direta de braquetes sobre a superfície do esmalte. Considerou que uma das grandes falhas inerentes às restaurações era a falta de adesividade às estruturas dentárias. O autor concluiu que o aumento da área obtida com o condicionamento seria responsável pelo aumento dos valores das forças de adesão, classificando esta retenção como um fenômeno físico. Basicamente três requisitos devem ser utilizados para atingir resultados satisfatórios no procedimento de fixação de braquetes: o condicionamento da superfície com ácido fosfórico para obter retenções mecânicas facilitando a penetração da resina no esmalte; o tipo de adesivo utilizado; e a retentividade da base do braquete. Os valores de 0,060 - 0,080 kgf/mm² são suficientes para se obter uma fixação clínica satisfatória tendo como valor mínimo 0,050 kgf/mm². O selante é utilizado para facilitar o molhamento da superfície do esmalte e para atuar como agente duplo, providenciando uma união química⁶².

O condicionamento com ácido fosfórico a 37% é ineficaz na preparação de superfícies de porcelana. Entretanto, diversos tipos de ácido foram desenvolvidos visando melhorar a união do braquete na superfície cerâmica⁸⁶.

O ácido mais comumente usado para criar microrretenção na superfície cerâmica é o fluorídrico a 9,6%. O uso do flúor fosfato acidulado em solução ou gel contendo fluoreto de sódio, ácido fosfórico e ácido fluorídrico pode condicionar a superfície da porcelana, com maior ação superficial e menos mudanças morfológicas. Entretanto, o ácido fluorídrico é mais efetivo que o flúor fosfato acidulado por enaltecer a resistência de colagem em diferentes tipos de porcelanas feldspáticas⁸⁷. Malgrado o conteúdo de óxido de alumínio aumentar a resistência da porcelana, ele também a deixa mais resistente ao ataque químico atenuando o efeito do condicionamento com ácido fluorídrico.

O ácido fluorídrico foi proposto buscando melhorar a união das resinas compostas às porcelanas e a retenção de facetas de cerâmica⁷³ e sua aplicabilidade clínica requer um isolamento do campo operatório e precauções como lavagem abundante e secagem imediata⁸⁶.

A influência do condicionamento ácido, especialmente o ácido fluorídrico, aplicados sobre diversas cerâmicas tem sido objeto de estudos. Esses estudos sugerem que o ácido fluorídrico aumentou a resistência de união de cerâmicas feldspáticas e cerâmicas com baixo e médio conteúdo de

alumina e que as cerâmicas com alta quantidade de alumina são resistentes ao condicionamento ácido^{21,22,72}. O ataque com o ácido fluorídrico cria micro retenções na superfície, favorecendo o escoamento da resina dentro das microrretenções da porcelana⁴⁶, tornando-as retentivas, e sua utilização intra-bucal não é indicada pelo alto risco de causar lesões quando em contato com os tecidos moles²⁶, sendo coibido pelo FDA (Food and Drug Administration) devido à toxicidade do material⁸⁴. A avaliação da eficiência do ácido fluorídrico varia de acordo com o tempo de aplicação do ácido e a aplicação ou não do agente de ligação silano. Após testes de cisalhamento, a superfície de porcelana alterou-se de acordo com o tempo de aplicação e concentração do ácido fluorídrico, enquanto o agente de ligação silano aumentou a força de união com o ácido fluorídrico⁷³. Em relação à concentração do ácido fluorídrico e principalmente o tempo de aplicação pode-se encontrar diversos trabalhos que descrevem distintamente estes aspectos. Uma concentração baixa de ácido fluorídrico a 4% foi testada em variados tempos (1, 2, 3 e 4 minutos) e mostrou não haver diferença estatisticamente significativa nesta variação²⁰, sugerindo que o tempo de condicionamento com ácido fluorídrico não seja um fator preponderante na resistência da união braquete-porcelana^{28,43,57}. Podem-se utilizar concentrações de 8% com tempo de aplicação de 3³⁶ e 4²⁶ minutos ou 10% durante 2 e 4 minutos⁵⁷.

O silano é uma substância monomérica, composta por radicais orgânicos reativos e grupos monovalentes hidrolisáveis, utilizado primordialmente no tratamento de partículas de sílica para aumentar a união entre a fase orgânica e inorgânica da resina composta^{14,26}, sendo indicado para reforçar a união entre resinas compostas e porcelanas^{7,30,57,75}, podendo sofrer alterações com o decorrer do tempo⁵³. A aplicação do silano aumenta a resistência da união cerâmica-braquete^{7,8} para os materiais de colagem¹³ e o condicionamento da porcelana com este material torna desnecessário o tratamento da superfície com ácido fluorídrico^{6,28}. É possível a colagem de braquetes em dentes restaurados com porcelana, desde que se crie uma superfície mecanicamente retentiva na porcelana. A efetividade na aplicação do silano ocorre somente quando concatenado à retenção mecânica, sendo mais eficaz que a retenção química²⁶. Em 1991 SORENSEN⁷² et al contradisseram com seus estudos que o processo de silanização da cerâmica

não exerce influência sobre a resistência de união à resina composta⁷². Corroborando esta afirmação NEWMAN et al⁵⁵ avaliaram a resistência de união de colagem de braquetes em superfícies de porcelana e resina composta submetidos aos testes de cisalhamento, utilizando ou não a técnica de silanização. Desta forma concluíram que os resultados obtidos na colagem de braquetes em superfícies cerâmicas, com ou sem a técnica de silanização, proporcionaram resultados clínicos similares aos obtidos com a técnica convencional do ataque ácido, sendo a umidade e a temperatura fatores que atenuam a força de união na interface resina-braquete. A força de união das resinas compostas unidas a porcelanas foi avaliada por STANGEL et al⁷³, utilizando variações no tempo de aplicação e na utilização ou não do agente de ligação silano com testes de cisalhamento. Depois de efetuados os testes de cisalhamento, puderam concluir que a superfície da porcelana variou de acordo com o tempo de aplicação e concentração do ácido fluorídrico, e o agente de ligação silano incrementou a força de união nos grupos que receberam ou não condicionamento com o ácido fluorídrico⁷³. A resistência na união com diferentes substratos testados com dois sistemas adesivos (Enforce e Concise ortodôntico), por meio de ensaios de cisalhamento permitiu a conclusão que o uso de agentes de ligação silano, primer para metal e resina Concise ortodôntico e o sistema adesivo universal Enforce viabilizam o procedimento de colagem de acessórios ortodônticos sobre os diversos substratos⁷⁹.

Nas pesquisas realizadas por GHASSEMI²⁷, WOOD⁸³, LEE⁴⁴ verificou-se a colagem de braquetes em superfícies de porcelana, porcelana e ouro utilizando a aplicação prévia do silano-primer sobre os substratos de porcelana⁴, nas quais os resultados demonstraram os níveis mais elevados de força adesiva aos testes de cisalhamento em relação aos testes de tração e torção. No que diz respeito especificamente à colagem de braquetes em restaurações de ouro recomendou-se a confecção de rugosidades ou retenções mecânicas na superfície metálica, assim como a utilização de agentes de ligação específicos para colagem sobre ligas nobres ou básicas e resinas com alto conteúdo de cargas, imprescindíveis para o sucesso da técnica⁴.

GARLIPP; CARVALHO^{24,25} em 1978, constataram experimentalmente *in vitro*, que os silanos são substâncias químicas capazes de unir um polímero a

um vidro, desde que em meio seco. Os autores afirmaram que quando exposta a meio aquoso, a união original era destruída devido a alta polaridade da água, cujas moléculas reagem ao longo das superfícies das faces contactantes, penetrando entre elas e deslocando as forças de união. O silano possui capacidade de unir polímeros orgânicos a substâncias como o vidro, metais e óxidos metálicos, pela presença de dois grupos funcionais distintos na mesma molécula, representados, respectivamente, pelos grupos hidrolisáveis e grupos organo-funcionais, ligados pelo silício. O silano também mantém a alta resistência do compósito, quando este é submetido a um elevado grau de umidade e outras condições ambientais diversas²⁴.

Outra indicação para colagem de braquetes em substratos de ouro, amálgama e porcelana, pode ser a utilização de um jateamento com partículas de óxido de alumínio⁸⁴, que é um procedimento bastante aceito e desenvolvido para efetuar microrretenções em restaurações metálicas ou cerâmicas², propiciando melhora de pelo menos 300% na adesão do compósito ao material⁸⁴. Um microjateador é comumente utilizado, tendo sido recentemente aprovado pela FDA para uso intrabucal. Sua principal vantagem é eliminar os contaminadores, concomitantemente a uma camada microscópica de metal, criando uma superfície de retenção com milhares de retenções microscópicas. Este aparelho é altamente eficaz na colagem ao ouro e sua superfície pode ser polida novamente após a descolagem, assim como em outros metais⁸⁷. Estas características condizentes ao jateamento com óxido de alumínio favorecem a abordagem clínica pela facilidade e versatilidade, com a vantagem de não ser tóxico, fornecendo resultados estáveis^{33,34}. Este jateamento foi primordialmente indicado para reparo de restaurações metalocerâmicas e metaloplásticas, pois possibilitava a silanização e ligações da resina composta à liga metálica. Posteriormente seu uso foi indicado para reparos de restaurações de porcelana ou resina composta, selamento de cicatrículas e fissuras. Recentemente o jateamento das bases dos braquetes foi sugerido por alguns autores^{55,69,79} e associado com outros agentes de ligações⁹.

A avaliação da resistência da união dos braquetes em coroas do tipo metalocerâmica, submetidas às forças de remoção, observando-se a capacidade de polimento da porcelana após a remoção dos braquetes, demonstraram que independente do tipo de variável (aplicação ou não de

silano-primer, remoção ou não do glaze da porcelana e resinas com alta e baixa porcentagem de carga inorgânica), os resultados obtidos foram satisfatórios e semelhantes aos encontrados na técnica convencional de colagem sobre esmalte. As variáveis citadas anteriormente incrementam a força de união porcelana-resina, mas ao mesmo tempo, foram aumentando as possibilidades de fratura da porcelana, sendo que as rugosidades localizadas na sua superfície puderam ser polidas satisfatoriamente³⁶. A remoção do glaze da porcelana é, de acordo com alguns autores, essencial para a obtenção de níveis adequados de adesão^{26,27,36,37,52,54,71,83}. Entretanto, EUSTÁQUIO²³ et al verificaram em seus estudos que não existe diferença estatisticamente significativa na remoção ou não do glaze durante a colagem de braquetes sobre superfícies de porcelana, mas WOOD⁸³ afirmou que a preservação do glaze evita a propagação de fraturas, e a aplicação de resinas com altas cargas diminuem os riscos de fraturas na superfície da porcelana.

Na medicina e odontologia o laser tem sido amplamente utilizado desde sua descoberta por MAIMAN⁴⁷. Na ortodontia, vários tipos de lasers são sugeridos para o preparo da superfície de esmalte visando a melhor união dos braquetes^{5,81}. Apesar de alguns pesquisadores afirmarem em seus estudos que a indicação do laser é efetiva para a colagem dos braquetes em superfície de esmalte⁸¹, outros discordam argumentando a ausência de força de resistência na união^{5,48}. Atualmente o uso do laser tem sido comumente recomendado para descolagem dos braquetes^{63,74}. Somente poucos estudos relatam a efetividade do laser no tratamento em porcelana. O laser de dióxido de carbono é recomendado para o tratamento de materiais à base de porcelana devido ao comprimento de onda que é absorvido quase totalmente pela porcelana. O efeito promovido pelo laser gera retenções mecânicas entre a resina e a porcelana. A principal desvantagem do laser refere-se ao local de aplicação e as alterações na porcelana provocadas pelas mudanças de temperatura (aquecimento, resfriamento) as quais podem criar tensões internas prejudicando o dente e o substrato^{61,64}. Estudos recentes demonstraram que injúrias pulpare não ocorrem quando a temperatura fisiológica limite da polpa não é excedida^{35,67}.

Em 2005 AKOVA et al¹, investigaram o efeito do laser na colagem de braquetes em porcelana feldspática em comparação com a colagem de

braquetes usando técnicas convencionais. Utilizaram 100 espécimes de metalocerâmicas divididos equitativamente em 10 grupos. Os tratamentos empregados para os grupos foram: jateamento; jateamento + silano; ácido ortofosfórico; ácido ortofosfórico + silano; ácido hidrofúorídrico; ácido hidrofúorídrico + silano; laser; laser+ silano; glaze (controle 1); sem glaze (controle 2). Separadamente aos grupos 5 espécimes foram submetidos a radiações de 2,3,5,10, e 15 watts – superpulso de dióxido de carbono por 20 segundos e posteriormente examinados por microscopia de varredura. Os braquetes de metal foram colados com compósito de auto-ativação e os espécimes armazenados em água destilada a 37° C por 24 horas e depois por termociclagem em água com temperatura entre 5° a 55° C, por 500 ciclos. A força de adesão foi determinada em MPa pelo teste de cisalhamento na velocidade de 1mm/min. As falhas na adesão foram observadas por estereomicroscopia. Os resultados obtidos mostraram que o ácido hidrofúorídrico + silano, obtiveram a média de resistência mais alta, seguido do jateamento + silano; ácido hidrofúorídrico; ácido ortofosfórico + silano; laser + silano; laser; controle 2 (sem glaze); ácido ortofosfórico; jateamento; controle 1 (com glaze). As falhas na colagem dos grupos que continham ácido hidrofúorídrico e silano, exceto laser e silano, foram coesivas à porcelana. Apenas a irradiação com 2 watts/ 20 segundos promoveram uma textura de superfície porosa e sem trincas. Concluiu-se que pulsos de 2 watts/ 20 segundos de irradiação com laser de dióxido de carbono podem ser uma alternativa como método de condicionamento das superfícies de cerâmica. O aumento da resistência de adesão pode ser alcançada pela silanização após irradiação com o laser de dióxido de carbono.

2.3 - CARACTERÍSTICAS DAS CERÂMICAS

A busca pelo paciente de um tratamento que principalmente reproduza a estética, proporcionou o desenvolvimento de novas técnicas visando à confecção de coroas sem metal. A estabilidade química, a alta resistência à compressão, a estética aceitável, e impreterivelmente a biocompatibilidade com os mais baixos índices de aderência de placa, são algumas características das

cerâmicas. Desta forma, não é difícil compreender o grande potencial das cerâmicas na odontologia⁷⁸.

Com a evolução dos materiais dentários, foi introduzida com sucesso no início de 1960, a coroa metalocerâmica. Utiliza-se para a construção desta restauração uma porcelana feldspática, que por ser um material frágil e de baixa resistência à fratura, necessita receber uma infra-estrutura metálica como reforço. As coroas metalocerâmicas são muito mais resistentes do que possam exigir as necessidades clínicas para as quais são indicadas.

As cerâmicas constituem-se na principal alternativa de tratamento restaurador para a estrutura dental, devido à sua biocompatibilidade, resistência à compressão, condutibilidade térmica semelhante aos tecidos dentais, radiopacidade, integridade marginal e estabilidade de cor^{18,59}. Além disso, este material retém menos placa bacteriana e apresenta boa resistência à abrasão⁴⁹. O potencial estético e a biocompatibilidade das cerâmicas podem ser considerados únicos, dentre os materiais restauradores odontológicos²⁹. Nos últimos dez anos, foram desenvolvidos novos sistemas cerâmicos que melhoraram a dureza e a estética do material, através da incorporação de vidros cerâmicos e cerâmicas com adição de cristais para reforço como o quartzo e a alumina²⁹.

Atualmente, as cerâmicas, no que diz respeito aos procedimentos laboratoriais de fabricação, são divididas em cinco categorias: cerâmicas convencionais, fundidas, prensadas, infiltradas e computadorizadas⁶⁶. As cerâmicas feldspáticas ou convencionais são constituídas basicamente de feldspato, quartzo e caulim. Apresentam-se sob forma de pó, que é misturado com água destilada ou outro veículo apropriado, sendo então esculpidas em camadas, sobre um troquel refratário, lâmina de platina ou sobre uma liga metálica¹⁸. A porcelana feldspática é uma porcelana convencional heterogênea considerada de alta fusão e, neste material, o ácido fluorídrico tem sido eficaz, com algumas limitações sobre porcelanas alumínicas como Hi-ceram⁴⁵.

As restaurações em cerâmica modernas são fabricadas com o auxílio do computador por meio da tecnologia CAD/CAM. O sistema Procera All Ceram é constituído basicamente por uma infra-estrutura de óxido de alumínio puro densamente sinterizado que posteriormente recebe uma cobertura de porcelana de baixa fusão. Com a união da cobertura cerâmica com a infra-

estrutura obtém-se uma excelente resistência^{80,88}. A partir disso a porcelana de cobertura é unida quimicamente com a alumina densamente sinterizada por uniões iônicas e covalentes³. Algumas propriedades intrínsecas da alumina propiciam características clínicas superiores com alta resistência, estabilidade de cor, desgaste, adaptação marginal, retenção, e biocompatibilidade.

2.4 - ARMAZENAGEM EM MEIOS FLUÍDOS

A avaliação da durabilidade da união de cimentos resinosos em dentina bovina armazenados em água com e sem trocas semanais, foi descrita por KITASAKO⁴². O armazenamento em água, com trocas diárias, é importante nos testes em longo prazo para avaliação da resistência adesiva, e a sorção de água pode liberar alguns componentes da resina não completamente polimerizados. O efeito da umidade, tempo de armazenamento e a variação térmica na colagem direta de braquetes de polycarbonato em dentes humanos extraídos e submetidos a testes de tração e cisalhamento, atenuam a resistência dos adesivos quando submetidos ao calor e a ciclagem térmica^{10,31}. As falhas inerentes às descolagens dos braquetes ocorrem devido a fraturas no adesivo, na interface esmalte-resina ou fraturas coadunadas na interface esmalte-resina e resina braquete. Essa perda precoce dos braquetes é decorrente das características distintas da superfície dentária, contaminação devido à umidade e forças superiores à resistência da colagem⁸⁵. Comumente, a resistência à união dos materiais de colagem são avaliadas no período de 24h^{11,12,77} e 30 dias, visando avaliar a resistência a umidade

A umidade presente no meio bucal é um dos principais fatores responsáveis pelo insucesso das colagens diretas. A partir dessa afirmação MITCHELL⁵⁰ propôs um estudo utilizando uma base de ouro em folha com forma de um chapéu para proteger o cimento do contato com a umidade para aumentar a adesão por meio de cinco materiais distintos. Foram selecionados 10 grupos de molares, contendo 10 dentes cada, onde estes foram mantidos em formalina e lavados em água corrente durante 24 horas. Após o processo de lavagem, foram conservados em água. O presente estudo concluiu que

nenhum desses adesivos mantém integridade de adesão tão bem para serem considerados usáveis em ambiente úmido.

Os compostos resinosos são constituídos por monômeros metacrilatos, somados a uma considerável quantidade de diluentes e partículas inorgânicas tratadas com silano. A distribuição da carga inorgânica varia conforme o produto. O clínico deve ter em mente que nenhum cimento resinoso apresenta um grau de conversão de monômero para polímero de 100%⁷⁰.

2.5 - REMOÇÃO DOS BRAQUETES

A descolagem dos braquetes deve ser feita de maneira comedida, evitando-se as fraturas, ranhuras, perdas de parte do esmalte e/ou outras superfícies¹⁶.

Os maiores índices de fratura de superfícies de porcelana são concernentes aos testes de cisalhamento, em relação aos de tração, com grandes possibilidades de fratura da porcelana durante a remoção do braquete quando se utiliza instrumentos que reproduzem as forças de cisalhamento, indicando-se o uso de instrumentos que executem forças de tração⁸².

As tensões do tipo cisalhamento consistem no desafio da interface adesiva por forças que tendem a separar os átomos ou moléculas desta interface, quando submetida a cargas num plano paralelo a mesma. Constitui teste altamente relevante na simulação de cargas aplicadas entre o braquete ortodôntico e o dente¹⁹. Dentre os testes laboratoriais de avaliação da união resina/dente, os ensaios mecânicos de tração e cisalhamento são reconhecidos como os métodos mais comumente empregados para análise da resistência de união à estrutura dentária. Cabe ao pesquisador conhecer as vantagens e limitações de cada um para que ele possa eleger o mais adequado para testar as hipóteses levantadas em seu projeto¹⁷.

Os efeitos dos vários tratamentos nas superfícies de porcelana na força de cisalhamento e o tipo de fratura depois da descolagem, são os fatores encontrados pelos ortodontistas no tratamento de pacientes adultos portadores de coroas de porcelana, que devem observar o grau de microfraturas na hora da descolagem, em função do tratamento feito na porcelana⁶⁹. Neste estudo

foram utilizados 88 espécimes de porcelana feldspática sobre suporte metálico, sendo dividido aleatoriamente em quatro grupos de acordo com a superfície preparada. No grupo 1 a porcelana foi mantida intacta; no grupo 2 foi asperizada com broca diamantada; no grupo 3 a porcelana foi condicionada com ácido hidrófluídrico a 10%, e no grupo 4 jateada com óxido de alumínio. Os espécimes foram tratados com silano, os braquetes colados com Concise e submetidos individualmente às forças de cisalhamento de 1 mm/min. As forças adesivas adequadas para suportar a aplicação de forças ortodônticas foram encontradas em todos os grupos. Diversas fraturas ocorreram na porcelana que tinha perdido o glaze. Os resultados demonstraram a possibilidade somente da utilização do silano para efetuar uma colagem satisfatória⁶⁹.

Como visto anteriormente diversos tipos de preparos de superfícies⁶⁹ são feitos visando otimizar a resistência de união braquete-resina-porcelana de uma forma que possibilite o polimento da superfície de porcelana após a remoção dos braquetes, sem que a estética e a estrutura sejam prejudicadas²⁶.

As fraturas coesivas na interface resina-braquete-porcelana ocorrem na maioria das vezes associadas com as forças de cisalhamento que são necessárias para o deslocamento dos braquetes⁴⁶. Pode ocorrer também fraturas coesivas com níveis menores de força, em razão da presença de bolhas e trincas decorrentes do processo de confecção da porcelana ou pelo preparo de superfícies para criação de microrretenções. As superfícies trincadas, mesmo avaliadas microscopicamente, podem atuar como concentrações de estresse, acarretando fraturas na porcelana. O estresse concentrado pode facilmente exceder a resistência do corpo da porcelana, com o aumento da profundidade das trincas, uma fratura significativamente maior pode ocorrer rapidamente. Desta forma é de suma importância atenuar as irregularidades das superfícies, pelo fato do glaze ser efetivo na redução da propagação das fraturas⁶⁰.

A necessidade de polir restaurações cerâmicas não se restringe apenas às especialidades de dentística ou prótese, mas abrange também outras áreas, como a ortodontia, já que nas coroas e facetas de porcelana podem-se colar braquetes, viabilizando a movimentação ortodôntica de dentes restaurados³⁶. EUSTAQUIO et al²³ avaliaram a possibilidade de realizar o polimento de restaurações de porcelana após a remoção de braquetes ortodônticos e

observaram que a utilização de pastas de polimento com partículas finas de diamante foi efetiva para restabelecer a superfície da porcelana. Existem dois métodos de polimento que foram testados para serem utilizados após a remoção de braquetes ortodônticos aderidos às restaurações cerâmicas⁸². O autor dividiu a amostra em duas partes iguais onde uma metade recebeu polimento com uma pasta contendo partículas de diamante aplicada com taça de borracha (Vita VMK Diamond Polishing Paste) e a outra foi polida com pontas de silicone (Shofu Enamel Adjustment Kit). Após análise ao MEV, verificou-se que o polimento com pasta diamantada foi superior ao proporcionado pelo kit de pontas de silicone.

Na finalização do tratamento ortodôntico tem-se como escopo a preservação da estética das estruturas onde foram colados os acessórios ortodônticos. Isso inclui a possibilidade de remoção do braquete mantendo a superfície de porcelana intacta, ou passível de pequenos danos, necessitando apenas de polimento para a remoção da resina composta^{4,23}.

O surgimento de novas técnicas e materiais possibilitou a reabilitação com coroas de diferentes sistemas cerâmicos mimetizando a dentição natural nos quesitos cor, forma e tamanho. Embora a literatura seja ampla no que diz respeito aos estudos de resistência da adesividade braquete-porcelana, as dificuldades adicionais surgidas com esses novos adventos devem ser avaliadas e empregadas comedido. Como o objetivo complementar, é extremamente importante que o meio bucal não tenha sido capaz de possibilitar o deslocamento dos braquetes durante a movimentação ortodôntica, quer pela ação dos fluídos, quer pela força requerida, haja vista que um tratamento ortodôntico pode estender-se por um longo período.

Proposição

3 - PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste trabalho são:

- 3.1 Verificar se os diferentes tempos de condicionamento com ácido hidrofluorídrico a 4% afetam a resistência ao cisalhamento de braquetes ortodônticos cimentados em dois tipos de porcelana;
 - 3.2 Observar se existe relação direta entre a resistência ao cisalhamento e o índice de remanescente adesivo (IRA).
-

Material e Métodos

4 - MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização deste trabalho utilizou-se dois tipos de porcelana (Feldspática e AllCeram), as quais foram colados braquetes metálicos de pequenas dimensões (9 mm²) com cimento resinoso ortodôntico, sendo que as superfícies cerâmicas foram previamente submetidas a ação erosiva do ácido hidrófluorídrico a 4% durante 1 minuto, 30 e 15 segundos, aplicação de silano, constituindo-se 6 grupos posteriormente submetidos à carga de resistência ao cisalhamento.

Esses grupos apresentavam a seguinte constituição:

- **Grupo 1** = Porcelana Feldspática, braquete colado após 1 minuto de ataque ácido (controle);
- **Grupo 2** = Porcelana Feldspática, braquete colado após 30 segundos de ataque ácido;
- **Grupo 3** = Porcelana Feldspática, braquete colado após 15 segundos de ataque ácido;
- **Grupo 4** = Porcelana AllCeram, braquete colado após 1 minuto de ataque ácido;
- **Grupo 5** = Porcelana AllCeram, braquete colado após 30 segundos de ataque ácido;
- **Grupo 6** = Porcelana AllCeram, braquete colado após 15 segundos de ataque ácido.

4.1- Confeção dos padrões cerâmicos

Para confecção dos 120 corpos de prova de substratos de porcelana, colagem dos braquetes e realização dos testes de resistência ao cisalhamento, utilizou-se uma matriz de aço inoxidável, em forma cilíndrica com 15 mm de altura e 20 mm de diâmetro, tendo uma perfuração de 2 mm de diâmetro da base da matriz até a base da perfuração central, para proporcionar a remoção dos corpos de prova. A matriz contém um disco de 6 mm de diâmetro por 1,5mm de largura, que corresponde à espessura da cerâmica. A metodologia

padronizou todos os corpos de prova em, aproximadamente, 6 mm de diâmetro por 5 mm de largura. Um parafuso de 4 mm de diâmetro e com cabeça hexagonal foi utilizado na região superior da matriz para evitar o movimento indesejável dos corpos de prova quando submetidos aos testes de cisalhamento (Figura 4.1 e 4.2).

FIGURA 4.1 e 4.2 – Conjunto de componentes da matriz: - a) Base para adaptação na máquina de ensaio; b) Matriz de aço inoxidável; c) Parafuso metálico para remoção dos padrões; d) Ponta ativa; e) Corpo de prova; f) Disco espaçador para padronização dos padrões cerâmicos

FIGURA 4.2 – Matriz

Para obtenção dos padrões cerâmicos foram utilizados dois substratos de cerâmica, constituídos de porcelana feldspática (Duceram Plus – Dental GmbH & Co.KG), e porcelana AllCeram (Vollkeramik, Full Ceramic Porcelain, Germany), que após passarem pelos processos de cocção, glazeamento, preparo de superfície com ácido fluorídrico a 4 %, aplicação de agente de ligação silano (Dentsply Caulk) e colagem dos braquetes Edgewise “Slim” de incisivos centrais superiores (Dental Morelli) com o sistema adesivo Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA) foram submersos em água destilada na temperatura de 37° C, armazenados em estufa e submetidos 24h depois a testes de resistência de ruptura (cisalhamento) em uma máquina de ensaio universal (Dinamômetros Kratos Ltda, modelo k. 500; 2000, São Paulo – Brasil), utilizando célula de carga de 500 kgf (quilograma força) e velocidade fixa de 0,5mm/minuto. Após o

processo de descolagem dos braquetes, as superfícies cerâmicas foram avaliadas microscopicamente quanto ao tipo de fratura.

A metodologia para aplicação da porcelana foi realizada de acordo com as instruções do fabricante, para preparo das massas, condensação, temperatura e cocção.

Para aplicação da camada de corpo, a base para adaptação da máquina de ensaio foi separada da matriz, posicionada sobre a bancada e a massa cerâmica foi preparada e aplicada por meio de um pincel no interior da matriz. Antes da aplicação utilizou-se um isolante para cerâmica (Picosep, Renfert - Made in Germany) no interior da matriz para facilitar a remoção e evitar a deformação durante a remoção. Os excessos de água foram removidos com lenços absorventes e a condensação da cerâmica foi feita com pressão manual, de acordo com a técnica de condensação preconizada pelo fabricante (Figura 4.3 e 4.4).

FIGURA 4.3 – Homogenização da porcelana (água + pó) para posterior adaptação na matriz.

FIGURA 4.4 – Adaptação da porcelana na matriz para confecção do corpo de prova.

Em seguida à aplicação, os padrões cerâmicos foram cuidadosamente removidos da matriz (Figura 4.5), assim como o disco espaçador para

padronização, que foi separado do corpo de prova por meio de uma lâmina de bisturi número 15.

FIGURA 4.5 – Padrão cerâmico após a remoção da matriz.

4.2 - Cocção da porcelana

Os padrões cerâmicos foram colocados em uma superfície esponjosa e levados ao interior do forno elétrico EDG – FA IV (Equipamento e Controles Ltda, São Carlos), para cocção. Para o grupo com porcelana feldspática, os padrões foram introduzidos em temperatura ambiente e programado para temperatura inicial de 575°C (T1), que após completado o ciclo de aquecimento, foi mantida em T1 por 30 minutos. Decorrido esse tempo, o forno foi programado para temperatura final 900°C (T2) (grupo 1, 2 e 3). Nos grupos com porcelana All Ceram (grupos 4, 5, 6), a temperatura inicial foi de 575°C (T1) e uma temperatura final 935°C (T2). Em ambos os grupos houve a necessidade de uma segunda queima, pois a quantidade de contração inerente à cocção da porcelana inviabilizava a padronização e ajuste dos padrões cerâmicos. Realizada a cocção, deixou-se os padrões esfriarem até a temperatura ambiente, onde foram reposicionados no interior da matriz para ajustes na superfície com discos de borracha para acabamento de porcelana Cerapol Plus (Edenta AG, Dental Products, Switzerland) (Figura 4.6).

O glazeamento da porcelana foi obtido mediante a sua queima com uma temperatura de 940°C, durante 20 minutos. Após o glazeamento os 60

padrões de porcelana feldspática foram aleatoriamente divididos em grupos de 20 cada, constituindo o grupo 1, considerado grupo controle, 2 e 3, que receberam ataque ácido por 1 minuto, 30 segundos e 15 segundos, respectivamente; o mesmo procedimento foi realizado com os 60 padrões de porcelana AllCeram, constituindo os grupos 4, 5, 6.

FIGURA 4.6 – Corpo de prova ajustado com brocas para acabamento de porcelana, glazeado e reposicionado no interior da matriz.

4.3 - Aplicação do ácido hidrofúorídrico.

Todos os padrões cerâmicos foram submetidos a tratamento de superfície com ácido hidrofúorídrico com concentração de 4 % (Manipulação Farmácia Específica)(Figura 4.7). O ácido foi aplicado diretamente na superfície cerâmica pelo tempo de 1 minuto, 30 segundos e 15 segundos, conforme o grupo. Decorrido o tempo necessário, o ácido foi removido com gaze, a superfície foi lavada abundantemente em água corrente durante 20 segundos e secada posteriormente por 10 segundos com jatos de ar.

FIGURA 4.7 – Ácido fluorídrico a 4 %. (Manipulação Farmácia Específica)

4.4 - Procedimento de colagem dos braquetes

O material de colagem utilizado foi o sistema adesivo Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA), manipulado de acordo com as instruções do fabricante e o procedimento de colagem foi executado por um único operador^{1,8-10} a fim de atenuar as variações.

Após secagem do padrão cerâmico, utilizou-se o agente de ligação silano, misturando uma gota de silano primer e uma gota de silano ativador. Transcorridos 5 minutos de repouso aplicou-se com um micropincel (KG brush, Denbur Inc., Baureri) uma camada de silano na superfície da porcelana durante 20 segundos, repetindo-se a aplicação de outra camada pelo mesmo tempo, sendo posteriormente secada com jatos de ar.

A seguir na base do braquete aplicou-se a resina recém manipulada, visando preencher toda sua superfície (Figura 4.8). Os braquetes empregados nos testes foram do tipo Edgewise “Slim” para incisivos centrais superiores (Dental Morelli), visto que apresentavam uma base relativamente plana, permitindo assim uma melhor adaptação à superfície da porcelana. Os braquetes foram colados no centro do corpo de prova e a padronização da pressão exercida para colagem foi feita com um dispositivo para cimentação com um peso de 500 gramas mantidos por 10 segundos³⁻⁷ (Figura 4.9), com o intuito de permitir o escoamento semelhante do material em todos os corpos de prova. Na porção inferior desse dispositivo instalou-se uma ponta similar a utilizada usualmente no processo de colagem dos acessórios (Figura 4.10)

FIGURA 4.8 – Aplicação da resina na base do braquete.

FIGURA 4.9 – Dispositivo para padronização da pressão exercida sobre o braquete.

FIGURA 4.10 – Pressão exercida sobre o braquete.

Aplicada à pressão, o excesso de material foi removido com o auxílio de uma espátula para resina e ativou-se a fotopolimerização por 30 segundos (tempo preconizado pelo fabricante) com o aparelho fotopolimerizador (Ultralux EL Curing Light Dabi Atlante), que foi aferido em 450 nm (Figura 4.11).

FIGURA 4.11– Fotopolimerização (aferido em 450 nm).

Os corpos de prova assim obtidos foram então colocados individualmente em recipientes de vidro, separados por grupos, submersos em 10 ml de água destilada e levados a uma estufa a 37°C para serem submetidos aos testes de cisalhamento após 24 horas.

4.5 - Teste de resistência ao cisalhamento

Para os testes de resistência ao cisalhamento os corpos de prova foram removidos 24h após terem sido colocados na estufa. Os testes foram feitos em uma máquina de ensaio universal (Dinamômetros Kratos Ltda, modelo k. 500; 2000, São Paulo – Brasil)(Figura 4.12), usando uma célula de carga de 500 kgf e velocidade de 0,5 mm por minuto.

Os corpos de prova foram posicionados na matriz, ficando somente o braquete exposto à força aplicada pela ponta ativa na parte superior do braquete, gerando uma resistência ao cisalhamento na interface (Figura 4.13). Quando ocorria a ruptura (Figura 12) os valores em Kgf (apêndices) eram anotados, convertidos em MPa conforme a fórmula abaixo:

$$\text{MPa} = \frac{\text{Valor em Kgf} \times 9,8 \text{ m/s}^2}{\text{Área em mm}^2 \text{ do braquete}}$$

Esses valores foram organizados em tabelas para posterior análise estatística.

FIGURA 4.12 - Máquina de ensaio universal (Dinamômetros Kratos Ltda, modelo k. 500; 2000, São Paulo – Brasil)

FIGURA 4.13 – Representação esquemática dos testes de cisalhamento.

Após a descolagem as superfícies do braquete e da cerâmica foram avaliadas buscando visualizar a quantidade de adesivo remanescente nas superfícies por meio do índice de adesivo remanescente (Adhesive remnant index – ARI), descrito por ARTUN e BERGLAND² como relacionados no Quadro 4.1. Os dados obtidos pelo índice auxiliam na caracterização das falhas adesivas por meio da avaliação das interfaces envolvidas nas fraturas, permitindo análise estatística e comparação entre os grupos.

IRA (Índice Remanescente Adesivo)	
ESCORES	Frequência do adesivo remanescente
0	Ausência de qualquer resíduo da camada adesiva na superfície cerâmica
1	Presença de menos da metade da resina remanescente na superfície cerâmica
2	Presença de mais da metade da resina remanescente na superfície cerâmica
3	Presença de toda a resina remanescente na superfície cerâmica, juntamente com a impressão do desenho da base do braquete

QUADRO 4.1 – Escores utilizados na avaliação dos tipos de fratura.

O IRA de cada corpo de prova foi organizado em tabela após sua classificação e as amostras mais representativas foram observadas em um estereoscópio Stemi SV6 (Carl Zeiss, Germany) com sistema fotográfico MC80DX (Carl Zeiss, Germany) utilizando uma lente com 4,0 vezes de aumento.

Após a avaliação das fraturas, os valores mínimo, máximo, médio e desvio padrão foram obtidos para cada grupo por meio da análise estatística de variância a dois critérios (substrato e tempo), e teste de Tukey, com o objetivo de fazer as comparações múltiplas entre os grupos e avaliar suas diferenças.

Resultados

5 - RESULTADOS

Os dados obtidos dos teste de resistência ao cisalhamento dos 2 tipos de porcelana (Feldspática e AllCeram) e dos 3 tempos (1minuto - grupos 1 e 4, 30 segundos – grupos 2 e 5 e 15 segundos - grupos 3 e 6) são apresentados na tabela 1.

Tabela 5.1 – Valores individuais e respectivas médias (MPa) dos diferentes grupos.

	Feldspática			AllCeram		
	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4	GRUPO 5	GRUPO 6
1	16,66	5,64	6,21	26,82	3,05	13,61
2	12,90	5,47	3,24	13,80	7,27	3,73
3	33,35	15,71	9,75	16,14	6,21	4,17
4	13,20	10,24	18,08	12,17	28,56	7,46
5	33,27	7,87	22,13	13,94	9,72	11,03
6	16,06	9,09	16,39	12,77	10,73	16,28
7	17,61	24,70	2,97	11,16	7,84	5,50
8	13,99	9,72	12,93	9,45	12,23	10,97
9	26,27	17,20	10,54	12,96	7,51	7,89
10	16,74	6,10	10,75	16,99	5,91	21,67
11	26,87	10,54	3,32	21,64	9,83	13,80
12	16,99	8,44	16,36	15,38	9,23	15,76
13	9,96	9,88	28,58	10,07	12,39	12,30
14	18,35	4,74	4,55	15,41	9,17	9,69
15	18,73	14,02	5,23	8,98	11,57	7,60
16	22,89	16,85	3,54	14,35	16,66	6,86
17	32,97	13,26	4,19	15,87	8,68	19,03
18	26,13	8,49	22,02	16,71	11,11	4,41
19	34,25	10,56	8,98	10,62	14,51	10,26
20	16,96	11,71	2,99	10,89	9,53	5,77
MÉDIA	21,21	11,01	10,64	14,31	10,59	10,39
D.P.	7,70	4,87	7,67	4,27	5,22	5,09

GRÁFICO 5.1 – Valores das resistências médias para todos os grupos.

- **GRUPO 1** = Porcelana Feldaspática + 1 minuto de ataque ácido.
- **GRUPO 2** = Porcelana Feldaspática + 30 segundos de ataque ácido.
- **GRUPO 3** = Porcelana Feldaspática + 15 segundos de ataque ácido.
- **GRUPO 4** = Porcelana AllCeram + 1 minuto de ataque ácido. Os dados contidos na Tabela 5.1 foram submetidos ao teste estatístico
- **GRUPO 5** = Porcelana AllCeram + 30 segundos de ataque ácido. Análise de variância (ANOVA) a dois critérios, gerando os seguintes resultados:
- **GRUPO 6** = Porcelana AllCeram + 15 segundos de ataque ácido.

Tabela 5.2 – Análise de variância a dois critérios para comparação dos efeitos do substrato e tempo.

	Graus de Liberdade Efeito	Quadrado Médio Efeito	Graus de Liberdade Erro	Quadrado Médio Erro	F	p
Substrato	1	191,3302	114	35,52894	5,385193	0,02209*
Tempo	2	673,1071	114	35,52894	18,94532	0,00000*
Interação	2	143,7337	114	35,52894	4,045539	0,02007*

* - Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

A análise de variância a dois critérios de classificação, aplicada aos valores de resistência adesiva (tabela 5.2), mostrou a existência de diferença estatisticamente significativa entre os tempos de condicionamento e a resistência dos substratos.

Tabela 5.3 – Teste de Tukey para as comparações múltiplas.

COMPARAÇÃO	p
Grupo 1 x Grupo 2	< 0,001*
Grupo 1 x Grupo 3	< 0,001*
Grupo 1 x Grupo 4	< 0,005*
Grupo 1 x Grupo 5	< 0,001*
Grupo 1 x Grupo 6	< 0,001*
* - Diferença estatisticamente significativa (p< 0,05).	

Tabela 5.4 – Valores do IRA para todos os espécimes dos distintos grupos.

GRUPO 1		GRUPO 2		GRUPO 3	
1 minuto		30 segundos		15 segundos	
CP	IRA	CP	IRA	CP	IRA
1	1	1	2	1	3
2	2	2	3	2	3
3	3	3	3	3	3
4	2	4	3	4	3
5	2	5	0	5	3
6	2	6	3	6	1
7	1	7	3	7	3
8	2	8	3	8	2
9	2	9	2	9	3
10	2	10	3	10	3
11	3	11	1	11	2
12	2	12	3	12	3
13	3	13	3	13	3
14	2	14	3	14	1
15	2	15	3	15	3
16	3	16	3	16	3
17	2	17	3	17	3
18	2	18	3	18	2
19	2	19	3	19	3
20	3	20	2	20	3

GRUPO 4		GRUPO 5		GRUPO 6	
1 minuto		30 segundos		15 segundos	
CP	IRA	CP	IRA	CP	IRA
1	1	1	3	1	3
2	2	2	3	2	3
3	0	3	3	3	2
4	0	4	2	4	3
5	1	5	3	5	1
6	0	6	2	6	3
7	0	7	3	7	3
8	0	8	3	8	3
9	3	9	3	9	2
10	1	10	3	10	3
11	0	11	3	11	3
12	0	12	3	12	3
13	0	13	2	13	3
14	0	14	2	14	3
15	0	15	3	15	2
16	0	16	1	16	3
17	1	17	2	17	1
18	0	18	3	18	3
19	0	19	3	19	2
20	2	20	2	20	1

A média dos resultados obtidos encontra-se na tabela 5.5. Para a comparação entre os grupos foi utilizado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e mostrou haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($H=50,03$; $p < 0,001$). Para as comparações múltiplas entre os grupos foi então aplicado o teste de Dunn (Tabela 5.6).

Tabela 5.5 – Valores médios e medianos de cada grupo encontrados para o índice de remanescente adesivo (IRA).

GRUPO	MÉDIA	Dp	MEDIANA
1	2,15	0,59	2
2	2,60	0,82	3
3	2,65	0,67	3
4	0,55	0,89	0
5	2,60	0,60	3
6	2,50	0,76	3

Tabela 5.6 – Teste de Dunn para as comparações múltiplas.

COMPARAÇÃO	p
GRUPO 4 X 1	< 0,05 *
GRUPO 4 X 2	< 0,05 *
GRUPO 4 X 3	< 0,05 *
GRUPO 4 X 5	< 0,05 *
GRUPO 4 X 6	< 0,05 *
* - Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).	

Discussão

6 - DISCUSSÃO

Os valores obtidos nos testes de resistência ao cisalhamento e expostos na Tabela 5.1, evidenciam inicialmente alto valor para os corpos de prova do Grupo 1 (21,21 MPa), adotados como controle, tendo em vista que trabalho semelhante de SAMPAIO⁸, já havia demonstrado essa ocorrência. A análise de variância a dois critérios mostrou que esse grupo apresentou valores estatisticamente significantes quando comparados aos demais. A mesma Tabela 5.1 mostra alto desvio-padrão, fato também corroborado em trabalhos desse gênero². Esse alto desvio padrão pode ser concernente às diferentes etapas da obtenção dos corpos de prova, como a dificuldade de confecção de um padrão cerâmico que se adapte perfeitamente à matriz, sem folgas; algum tipo de força aplicada ao braquete pela ponta ativa gerando cargas que não as de cisalhamento.

A presença de uma infra-estrutura metálica, tal como ocorre com as porcelanas feldspáticas e as coroas metalocerâmicas e de uma infra-estrutura cerâmica, tal como ocorre com as porcelanas aluminizadas (AllCeram) e alguns tipos de coroas ceramo-cerâmicas com alto teor de alumina poderia tornar mais reais os valores encontrados nos testes, pois possibilitaria espessuras de porcelana semelhantes às encontradas clinicamente. A adoção neste trabalho de padrões cerâmicos, em vez de combinados, e a dificuldade de posicionamento perfeitamente estável na matriz metálica para ser submetida ao cisalhamento pode ter contribuído, juntamente com os demais fatores comentados, para o alto desvio padrão da amostra. A utilização de padrões cerâmicos é procedimento de rotina nas pesquisas desse tipo^{2,26}. A amostra com 20 corpos de prova, em vez de 10 corpos de prova tradicionais dos trabalhos de pesquisa em geral tem efetivamente a função de neutralizar ou pelo menos minimizar os efeitos dessa ampla variabilidade.

Uma gama de artigos avaliando a resistência de união de braquetes à porcelana foi feita utilizando as porcelanas feldspáticas, dada a sua aplicação sobre as infra-estruturas metálicas das coroas metalocerâmicas^{2,14,22,26}; mesmo com características diferentes, inclusive dentes artificiais de porcelana têm sido utilizados para a cimentação de braquetes²⁷ e, com as porcelanas de revestimentos das infra-estruturas das coroas ceramo-cerâmicas, talvez até

mais conhecidas como próteses sem metal ou “metal free”, não se encontrou trabalhos de colagem de braquetes ortodônticos.

Se à primeira vista os valores de resistência do grupo 1 poderiam ser sugestivas da sua aplicação para cimentação dos braquetes, pois seriam capazes de suportar os diferentes tipos de tensões induzidas pelos fios, tais como a de tração na ação de alimentos pegajosos sobre o braquete ou fio, ou nos movimentos de cisalhamento gerados pelo próprio fio durante a movimentação. Deve se levar em consideração, entretanto, que quanto maior a força requerida para remoção do braquete, maior a possibilidade de danos estruturais à cerâmica subjacente, que poderia se tornar de difícil resolução em áreas estéticas e, eventualmente, exigir reparos de resina composta ou mesmo a troca da coroa, o que sem dúvida acarretaria ônus financeiro para o operador.

A manutenção da integridade da superfície cerâmica é extremamente importante não apenas do ponto de vista estético. Essa integridade é obtida pelo processo de glazeamento da superfície cerâmica, que nada mais é do que o derretimento superficial da camada externa, capaz de vedar trincas e porosidades reduzindo a possibilidade de propagação quando no meio bucal e lhe conferindo alta resistência²⁰. Seria ideal, então, que essa superfície pudesse se manter íntegra, como o trabalho de NEBBE;STEIN¹⁴ demonstrou; seria ideal, também, que se evitasse a remoção da superfície glazeada com brocas criando-se retenções mecânicas, pois embora existam vários materiais e métodos para polimento²² chamaram a atenção acerca da inabilidade para reproduzir a aparência anterior da cerâmica.

A utilização de agentes capazes de promover irregularidades superficiais na cerâmica, como os fluoretos fosfatados acidulados, têm se mostrado ineficaz em se obter uma resistência ao cisalhamento capaz de suportar os esforços funcionais²; embora capaz de promover a criação de irregularidades superficiais num tempo relativamente curto, o uso do ácido hidrófluorídrico envolve riscos inerentes à sua toxicidade. Esse risco poderia ser reduzido por uma baixa concentração do ácido, como a utilizada neste trabalho (4%) e por tempos de aplicação curtos (15 segundos).

Em qualquer situação um agente de ligação silano promoveria a união entre materiais tão distintos como a porcelana e os cimentos resinosos e esta

propriedade parece estar bem fundamentada na literatura^{1,2,10,12,13,15-18,24,26}. Apesar de serem quimicamente instáveis e terem fraca adesão inicial, o que poderia contra-indicar a ativação imediata do aparelho ortodôntico pós-cimentação do braquete, a realização do teste na máquina de ensaio universal 24 horas após teria contornado essa deficiência inicial. Neste trabalho optou-se em realizar os testes após 24 horas^{3,4,6,25} de armazenamento em ambiente úmido (37° C a 100% de umidade), por ter sido a mais citada por diversos autores. Este período é conveniente para testes laboratoriais, mas não reflete as condições clínicas ortodônticas, onde a ativação do aparelho é realizada imediatamente à colagem dos braquetes.

As médias obtidas com as duas porcelanas e os três tempos avaliados confirmam a possibilidade da aplicação com ácido hidrofúorídrico a 4%, pela sua efetividade ao teste de resistência ao cisalhamento com tempo mínimo de 15 segundos (Grupo 3 = 10,64 MPa, Grupo 6 = 10,39 MPa), já que elas ultrapassam os valores adequados de 6 a 8 MPa^{5,9,19,22}, considerados aceitáveis clinicamente. Já os valores dos demais grupos (2, 4, 5) sugerem que os tempos e as cerâmicas não são impeditivos para a obtenção de valores satisfatórios. Porém, numa análise dos valores individuais dos 120 corpos de prova observa-se que nenhum deles apresentou valores abaixo de 6 MPa, nos dois tipos de cerâmica para o tempo de 1 minuto; para o tempo de 30 segundos, 3 corpos de porcelana feldspática e 2 de AllCeram apresentaram valores abaixo de 6 MPa e, no tempo de 15 segundos, encontrou-se 8 e 5 corpos de prova, respectivamente, para essa condição.

Desta forma, em 40 corpos de prova submetidos a 30 segundos de ácido hidrofúorídrico encontrou-se 5 (12,5%) passíveis de deslocamento durante o tratamento ortodôntico e, no tempo de 15 segundos, 12 corpos de prova dos 40 se encontrariam nessas condições, correspondendo a 30% dessa amostra.

Estes resultados sugerem que os tempos de 1 minuto e 30 segundos poderiam ser utilizados para o ataque ácido fornecendo valores confiáveis e que a chance de deslocamento aumenta quando se utiliza 15 segundos de ácido na superfície cerâmica com concentração de 4%. Talvez concentrações mais altas fossem capazes de criar microrretenções mais efetivas para resistir às forças induzidas pelo tratamento ortodôntico, no mesmo tempo.

Como o tempo clínico é fator preponderante na tomada de decisões, a adoção de 30 segundos de ataque ácido parece se tornar uma alternativa viável, pois resulta em redução de 50% desse tempo e pequena margem de possibilidade de deslocamento, quando comparado com o tempo de 1 minuto. Esse tempo também se torna mais importante quanto maior for o número de coroas metalocerâmicas ou ceramo – cerâmicas a serem submetidas a tratamento ortodôntico, como no caso de mordida aberta anterior.

Acrescente-se, ainda, que apesar de adeptos contra^{2,9,19,28} e a favor^{23,29} do uso do ácido hidrofluorídrico, sua aplicação pode perfeitamente se tornar segura no ambiente bucal se combinada com o uso de dique de borracha e isolamento absoluto. Talvez, se aliado a essas prerrogativas o ácido hidrofluorídrico possa se tornar um material de escol na ortodontia e, inclusive, receber aprovação dos órgãos públicos como o FDA (Food and Drugs Association) que não o libera para uso intrabucal²⁸. O ácido hidrofluorídrico é, sabidamente, o único ácido capaz de promover a formação de microrretenções na porcelana, mesmo em concentrações baixas como as utilizadas neste trabalho (4%), sua utilização pode ser bastante útil.

Vale ressaltar que, quanto mais concentrado o ácido e maior o tempo de aplicação (até o limite de 1 minuto), maior resistência final do braquete e, como consequência disso, maior dificuldade de remoção desse acessório ao finalizar o tratamento ortodôntico, gerando a possibilidade de maiores danos à estrutura subjacente.

O Índice de Remanescente Adesivo (IRA) descrito no Quadro 4.1 têm por finalidade descrever a interface de ocorrência da ruptura durante os testes de cisalhamento e seria ideal encontrar-se valores de resistência adequados clinicamente e ausência de remanescente do cimento resinoso na superfície cerâmica (escore = 0). O valor 3 do índice significa ruptura da união na base do braquete (FIGURAS 6.1 e 6.2), permanecendo no substrato cerâmico praticamente a totalidade do cimento. Este índice significa necessidade de brocas para remoção do cimento, riscos de danos à superfície glazeada e dificuldade ou impossibilidade de restabelecer suas características iniciais.

O grupo 4 (AllCeram – 1 minuto) se destacou como o grupo que mais atingiu o escore 0 (FIGURAS 6.3 e 6.4), além de apresentar excelente valor de resistência ao cisalhamento, com média de 14,31 MPa. Com 13 corpos de

prova com escore 0 (Média = 0,55) o que representa 65% da amostra e 4 escores 1, com pequena quantidade de remanescente adesivo, parece ser este o tempo adequado para ataque ácido (4% = 1 minuto) para porcelana aluminizada como a AllCeram, sendo talvez a melhor combinação cerâmica x tempo da amostra. Estatisticamente diferente e numericamente de maior valor o grupo 1 (Feldspática 1 minuto) apresentou valor de 21,21 MPa para a resistência ao cisalhamento e valores de IRA relativamente altos (Média = 2,15) com 85% dos escores 2 (FIGURAS 6.5 e 6.6) totalizando 12 corpos de prova e escores 3 (5 corpos de prova). Embora seja raciocínio lógico se imaginar que os valores mais altos de resistência ao cisalhamento, sejam acompanhadas também dos escores IRA mais altos e, conseqüentemente, maiores dificuldades e riscos na remoção dos braquetes e do remanescente adesivo da superfície cerâmica, isso não pôde ser comprovado neste trabalho.

Tempos menores de ataque ácido (30 segundos e 15 segundos), valores menores de resistência adesiva (grupos 2, 3, 5, e 6), embora aceitáveis clinicamente, e cerâmicas diferentes, resultaram em escores de IRA altos e relativamente iguais (Média = 2,50 a 2,65). Os dados deste trabalho parecem não demonstrar relação direta entre resistência ao cisalhamento e IRA.

FIGURA 6.1 – Escore = 3; Presença de toda a resina remanescente na superfície cerâmica, juntamente com a impressão do desenho da base do braquete.

FIGURA 6.2 – Braquete sem remanescente adesivo em sua base.

FIGURA 6.3 – Escore = 0; Ausência de qualquer resíduo da camada adesiva na superfície cerâmica.

FIGURA 6.4 – Braquete com todo remanescente adesivo em sua base.

Os resultados do teste de Dunn (Tabela 5.6) mostra claramente que o grupo 4 (AllCeram 1 minuto) apresentou diferenças estatisticamente significantes de todos os demais. Esta comprovação estatística pode servir de alerta para colagens de braquetes em diferentes sistemas cerâmicos, pois o escore do IRA médio dos 120 corpos de prova foi alto (2,175) e o risco de danos à superfície cerâmica para remoção dos resíduos do cimento também é alto e o paciente deveria ser alertado com ênfase da possibilidade dessa ocorrência. Vale ressaltar que como outros trabalhos nenhum corpo de prova analisado apresentou qualquer tipo de falha coesiva na porcelana^{11,21}, o que poderia gerar necessidade de troca da prótese atingida pela perda superficial de estrutura.

FIGURA 6.5 – Escore = 2; Presença de mais da metade da resina remanescente na superfície cerâmica.

FIGURA 6.6 – Escore = 2; Braquete com adesivo remanescente.

Uma limitação freqüentemente associada ao teste de cisalhamento é que ele induz a união a falhar em um plano determinado pelo teste e não pelas características próprias da interface adesiva. Desta forma, a fratura se inicia no ponto de aplicação da carga e, portanto, nem sempre ocorrendo no ponto mais fraco. Como as tensões induzidas durante o teste tendem a se propagar pelas áreas frágeis da interface, acredita-se, que o teste de cisalhamento demonstre, em realidade a distribuição dos defeitos presentes na interface adesiva e não a resistência de união⁷.

Conclusões

7 - CONCLUSÃO

Os resultados deste trabalho permitem concluir que:

7.1 - Houve alteração significativa na resistência ao cisalhamento para o grupo 1 (porcelana feldspática - 1 minuto) quando comparado aos grupos 2 e 3, ao passo em que os grupos 4, 5 e 6 da porcelana AllCeram não foram.

7.2 - Não houve relação direta entre a resistência ao cisalhamento e o IRA, haja vista os baixos valores de resistência ao cisalhamento e os altos escores encontrados para o IRA.

Referências Bibliográficas

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(5):630-7.
2. Albers HF. Metal-resin bonding. *Adept Rep.* 1991;2:25-40.
3. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1993;51(1):59-64.
4. Andreasen GF, Stieg MA. Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93(4):341-5.
5. Ariyaratnam MT, Wilson MA, Mackie IC, Blinkhorn AS. A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid. *Dent Mater.* 1997;13(1):51-5.
6. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent.* 2004;91(3):247-52.
7. Barbosa VL, Almeida MA, Chevitaese O, Keith O. Direct bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107(2):159-64.
8. Barcelo Santana HF, Hernandez Medina R, Acosta Torres SL, Sanchez Herrera LM, Fernandez Pedrero AJ, Ortiz Gonzalez R. Evaluation of bond strength of metal brackets by a resin to ceramic surfaces. *J Clin Dent.* 2006;17(1):5-9.
9. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2002;72(5):464-7.
10. Bishara SE, Khowassah MA, Oesterle LJ. Effect of humidity and temperature changes on orthodontic direct-bonding adhesive systems. *J Dent Res.* 1975;54(4):751-8.
11. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren J. Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;121(3):297-300.
12. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(6):616-20.

13. Borges AB, Marsilio AL, Pagani C, Rodrigues JR. Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *J Esthet Restor Dent*. 2004;16(1):42-7; discussion 8.
 14. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 1963;66:57-64.
 15. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;34(6):849-53.
 16. Carstensen W. Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995;108(3):274-7.
 17. Carvalho RM, et al. Métodos de análise de interfaces adesivas. Avaliação da resistência de união e observações por microscopia óptica e eletrônica. In: Estrela, C Metodologia Científica. São Paulo; 2005. p. 373-97.
 18. Chain MC, Arcari GM, and Lopes G.C. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal. *RGO*. 2000;48:67-70.
 19. Darvell BW. In: *Materials Science for Dentistry. Mechanical Testing*. 7 ed. Honk Kong; 2002 p. 1-35.
 20. de Sampaio RSC. A influência do tempo de condicionamento com ácido fluorídrico e do jateamento com óxido de alumínio na colagem de acessórios ortodônticos à porcelana [Dissertação de mestrado apresentada a Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.]; 2000.
 21. Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):159-67.
 22. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*. 2002;15(3):248-53.
 23. Eustaquio R, Garner LD, Moore BK. Comparative tensile strengths of brackets bonded to porcelain with orthodontic adhesive and porcelain repair systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988;94(5):421-5.
 24. Garlipp OA, Carvalho JC. [Composites: constitution and properties. II--agents uniting matrix to substrate]. *Ars Curandi Odontol*. 1978;5(5):10-5.
 25. Garlipp OA, de Carvalho JC. [Composites: composition and properties. I--matrix and substrate]. *Ars Curandi Odontol*. 1978;5(4):4-5.
 26. Gillis I, Redlich M. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114(4):387-92.
-

27. Guassemi TB. Direct bonding to porcelain. *Am J Orthod*. 1979;76:673-9.
28. Hayakawa T, Horie K, Aida M, Kanaya H, Kobayashi T, Murata Y. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dent Mater*. 1992;8(4):238-40.
29. Hollweg H, et al. Sistema In-Ceram: uma alternativa para a otimização estética em prótese unitária. *Revista Odonto Pope*. 1998;2:379-88.
30. Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. *Int J Prosthodont*. 1999;12(1):59-64.
31. Jassem HA, Retief DH, Jamison HC. Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. *Am J Orthod*. 1981;79(6):661-8.
32. Jochen DG, Caputo AA. Composite resin repair of porcelain denture teeth. *J Prosthet Dent*. 1977;38(6):673-9.
33. Jost-Brinkmann PG, Can S, Drost C. In-vitro study of the adhesive strengths of brackets on metals, ceramic and composite. Part 2: Bonding to porcelain and composite resin. *J Orofac Orthop*. 1996;57(3):132-41.
34. Jost-Brinkmann PG, Drost C, Can S. In-vitro study of the adhesive strengths of brackets on metals, ceramic and composite. Part 1: Bonding to precious metals and amalgam. *J Orofac Orthop*. 1996;57(2):76-87.
35. Jost-Brinkmann PG, Stein H, Miethke RR, Nakata M. Histologic investigation of the human pulp after thermodebonding of metal and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992;102(5):410-7.
36. Kao EC, Boltz KC, Johnston WM. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988;94(6):458-68.
37. Kao EC, Johnston WM. Fracture incidence on debonding of orthodontic brackets from porcelain veneer laminates. *J Prosthet Dent*. 1991;66(5):631-7.
38. Keiser Sea. Direct bonding of brackets to porcelain venner laminates. *Am J Orthod*. 1976;69:318-27.
39. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1):18-32.
40. 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(5):453-61.
41. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent*. 1995;73(3):240-9.

42. Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater.* 2000;16(1):1-6.
 43. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *J Prosthet Dent.* 1988;60(3):288-91.
 44. Lee JG, Moore BK, Avery DR, Hovijitra ST. Bonding strengths of etched porcelain discs and three different bonding agents. *ASDC J Dent Child.* 1986;53(6):409-14.
 45. Llobell A, Nicholls JI, Kois JC, Daly CH. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont.* 1992;5(3):205-13.
 46. Lu R, Harcourt JK, Tyas MJ, Alexander B. An investigation of the composite resin/porcelain interface. *Aust Dent J.* 1992;37(1):12-9.
 47. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature.* 1960;187:493.
 48. Martinez-Insua A, Da Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penin UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000;84(3):280-8.
 49. Miranda CC, et al. Sistema In-Ceram Alumina. *Rev Bras Prótese Clin Lab.* 1998;1:163-72.
 50. Mitchell DL. Bandless orthodontic bracket. *J Am Dent Assoc.* 1967;74(1):103-10.
 51. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int.* 1989;20(5):329-39.
 52. Nebbe B, Stein E. Orthodontic brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(4):431-6.
 53. Newburg R, Pameijer CH. Composite resins bonded to porcelain with silane solution. *J Am Dent Assoc.* 1978;96(2):288-91.
 54. Newman GV. Bonding to porcelain. *J Clin Orthod.* 1983;17(1):53-5.
 55. Newman SM, Dressler KB, Grenadier MR. Direct bonding of orthodontic brackets to esthetic restorative materials using a silane. *Am J Orthod.* 1984;86(6):503-6.
 56. Ozcan M, Alkumru HN, 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(4):335-9.
 57. Pacheco JFM, Consani S, De Goes MF. Influência do condicionamento e da aplicação do silano na resitência da união porcelana-resina composta. *Revista ABO Nacional.* 1999;7(2):81-5.
-

-
58. Paffenbarger GC, Sweeney WT, Bowen RL. Bonding porcelain teeth to acrylic resin denture bases. *J Am Dent Assoc.* 1967;74(5):1018-23.
 59. Paulillo L, Serra MC, and Francischone C.E. Cerâmica em dentes posteriores. *ROBRAC.* 1997;6:37-9.
 60. Phillips RW. *Materiais Dentários de Skinner.* 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1993.
 61. Reisse G, Seifert U. Lasers in dentistry. *Laserinduzierte Modifizierung von Keramikwerkstoffen,.* 1989;4:231-45.
 62. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct bonding in orthodontics: a comparison of attachments. *Br J Orthod.* 1977;4(2):65-9.
 63. Rickabaugh JL, Marangoni RD, McCaffrey KK. Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110(4):388-93.
 64. Rickoff B, Trowbridge H, Baker J, Fuss Z, Bender IB. Effects of thermal vitality tests on human dental pulp. *J Endod.* 1988;14(10):482-5.
 65. Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1973;30(4):418-23.
 66. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(3):297-307.
 67. Rueggeberg FA, Lockwood P. Thermal debracketing of orthodontic resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(1):56-65.
 68. Sadler J. A survey of some commercial adhesives. Their possible application in clinical orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1958;44:65.
 69. Sant'Anna EF, Monnerat ME, Chevitarese O, Stuari MB. Bonding brackets to porcelain--in vitro study. *Braz Dent J.* 2002;13(3):191-6.
 70. Silva e Souza Junior M. Adesivos dentinários, evolução, estágio atual, e considerações clínicas para sua utilização. *Maxi-Odonto:Dentística.* 1995;1:1-18.
 71. Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. Orthodontic bonding to porcelain--bond strength and refinishing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;94(3):245-52.
 72. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthodont.* 1991;4(1):17-23.
 73. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *J Dent Res.* 1987;66(9):1460-5.
-

74. Strobl K, Bahns TL, Willham L, Bishara SE, Stwalley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;101(2):152-8.
 75. Suh BI. All-Bond--fourth generation dentin bonding system. *J Esthet Dent.* 1991;3(4):139-47.
 76. Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M. Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent.* 2000;28(6):441-5.
 77. Tavas MA, Watts DC. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. *Br J Orthod.* 1979;6(4):207-8.
 78. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(3):231-8.
 79. Velasques N. Estudo comparativo das uniões braquete-resina-esmalte, braquete-resina-cobre-alumínio, braquete-resina-níquel-cromo, braquete-resina-porcelana mediante testes de cisalhamento utilizando as resinas Concise e EnForce [Dissertação de Mestrado apresentada na Faculdade de Odontologia de Bauru]; 1998.
 80. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):140-4.
 81. Walsh LJ, Abood D, Brockhurst PJ. Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified human enamel. *Dent Mater.* 1994;10(3):162-6.
 82. Winchester L. Direct orthodontic bonding to porcelain: an in vitro study. *Br J Orthod.* 1991;18(4):299-308.
 83. Wood DP, Jordan RE, Way DC, Galil KA. Bonding to porcelain and gold. *Am J Orthod.* 1986;89(3):194-205.
 84. Zachrisson BU BT. Recent Advances in Bonding to Gold, Amalgam, and Porcelains. *Am J Orthod.* 1993; 27:661-75.
 85. Zachrisson BJ. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod.* 1977;71(2):173-89.
 86. Zachrisson BU. In Graber, TM & Swain, B. F. Orthodontic current and principles and techniques. ZACHRISSON, B U Bonding in orthodontics In GRABER, TM & SWAIN, B F Orthodontic current and principles and techniques, St Louis, C V Mosby, 1985, p 485-563. 1985: 485-563.
-

87. Zachrisson YO, Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(4):420-30.
 88. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont.* 1998;11(2):183-9.
-

Apêndices

Tabela - Valores individuais e respectivas médias (Kgf) dos diferentes grupos.

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4	GRUPO 5	GRUPO 6
1	15,30	5,18	5,70	24,63	2,80	12,50
2	11,85	5,03	2,98	12,68	6,68	3,43
3	30,63	14,43	8,95	14,83	5,70	3,83
4	12,13	9,40	16,60	11,18	26,23	6,85
5	30,55	7,23	20,33	12,80	8,93	10,13
6	14,75	8,35	15,05	11,73	9,85	14,95
7	16,18	22,68	2,73	10,25	7,20	5,05
8	12,85	8,93	11,88	8,68	11,23	10,07
9	24,13	15,80	9,68	11,90	6,90	7,25
10	15,38	5,60	9,88	15,60	5,43	19,90
11	24,68	9,68	3,05	19,88	9,03	12,68
12	15,60	7,75	15,03	14,13	8,48	14,48
13	9,15	9,08	26,25	9,25	11,38	11,30
14	16,85	4,35	4,18	14,15	8,43	8,90
15	17,20	12,88	4,80	8,25	10,63	6,98
16	21,03	15,48	3,25	13,18	15,30	6,30
17	30,28	12,18	3,85	14,58	7,98	17,48
18	24,00	7,80	20,23	15,35	10,20	4,05
19	31,45	9,70	8,25	9,75	13,33	9,43
20	15,58	10,75	2,75	10,00	8,75	5,30
MÉDIA	19,48	10,11	9,77	13,14	10,91	9,54