



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**FORÇA DE ADESÃO DE *BRACKETS* ORTODÔNTICOS A
CERÂMICA UTILIZANDO DIFERENTES SISTEMAS DE
ADESIVOS**

Trabalho submetido por
María Belén Paz Pulido
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2020



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**FORÇA DE ADESÃO DE *BRACKETS* ORTODÔNTICOS A
CERÂMICA UTILIZANDO DIFERENTES SISTEMAS DE
ADESIVOS**

Trabalho submetido por
María Belén Paz Pulido
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Pedro Mariano Pereira

Setembro de 2020

“Choose a job you love, and you will never have to work a day in your life”.

Confucius

AGRADECIMENTOS

Quero agradecer em primeiro lugar ao meu orientador, o Prof. Doutor Pedro Mariano Pereira, pela paciência, dedicação, optimismo e confiança sempre demonstradas, bem como pelo apoio científico e todos os conhecimentos transmitidos.

De igual modo, agradeço a todos os professores e funcionários que fizeram parte da minha formação académica no Instituto Universitário Egas Moniz, que foi a minha segunda casa durante estes últimos cinco anos.

Um especial agradecimento à marca Reliance® Orthodontic Product, à 3M Unitek® e à marca Ivoclar Vivadent AG, pela cedência gratuita do material indispensável para a realização do presente estudo.

Ao Dr. Ricardo Pitschieller e a técnica de prótese dentária Ana Lopes por se terem disponibilizado para o fabrico das amostras de cerâmica.

Ao Prof. Doutor Mário Polido por disponibilizar o Laboratório de Biomateriais e ao Prof. Doutor José Grillo por disponibilizar o Laboratório de Morfologia para a realização da parte laboratorial do meu projeto.

Ao Prof. Doutor Luís Proença pela enorme ajuda dada na análise estatística e tratamento de dados.

À Rita e à Inês, um especial obrigada pelo enorme companheirismo com que trabalhamos ao longo desta investigação.

À Teresa, és uma irmã para mim. Obrigada por estar presente do primeiro ao último dia.

Às minhas parceiras de box, Katerina, Cláudia e Teresa, por todo o carinho e a cumplicidade. Encontrei três grandes amigas.

O meu agradecimento mais especial é para os meus pais e o meu irmão, sem o seu apoio nada disto teria sido possível. Obrigada pela força, pelo esforço e por acreditarem sempre em mim.

Por último, ao Adri, pela infinita paciência que teve durante estes cinco anos e pelo seu amor, mas sobretudo, pela sua motivação e por nunca me deixar cair.

RESUMO

Objetivo: Comparar a força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de cerâmica feldspática, dissilicato de lítio e zircônia utilizando os sistemas adesivos Assure® Plus All e Transbond™ XT.

Materiais e métodos: Utilizaram-se 72 amostras, divididas em seis grupos de 12 amostras, dois de cada uma das superfícies testadas, às quais foram colados *brackets* metálicos utilizando os adesivos Transbond™ XT e Assure® Plus All. Posteriormente, foram sujeitas a 10000 ciclos de termociclagem em água entre 5°-55°C. A força de adesão foi calculada através de testes de cisalhamento, à velocidade de 1mm/min. A falha de adesão foi determinada através do Índice de Remanescente Adesivo (ARI). Na análise estatística foi utilizada a ANOVA One-way e o teste Kruskal-Wallis ($p \leq 0,05$).

Resultados: Verificaram-se diferenças estatisticamente significativas na força de adesão entre os diferentes grupos. Os valores médios obtidos para o Assure® Plus All na cerâmica feldspática, dissilicato de lítio e zircônia foram $7,16 \pm 1,46$ MPa, $9,27 \pm 2,34$ MPa e $8,51 \pm 1,99$ MPa, respetivamente. Para o Transbond™ XT foram $6,04 \pm 2,05$ MPa, $7,76 \pm 3,95$ MPa e $2,51 \pm 1,01$ MPa. Relativamente ao ARI, verificaram-se diferenças significativas entre os grupos, principalmente entre o Grupo cerâmica de dissilicato de lítio com Assure® Plus All, onde a falha ocorreu na interface adesivo-*bracket* e o Grupo zircônia com Transbond™ XT, onde a falha ocorreu na interface zircônia-adesivo.

Conclusão: A adesão de *brackets* com Assure® Plus All demonstrou melhores resultados do que com Tranbond™ XT para cada tipo de cerâmica, contudo, em todos os grupos exceto o Grupo zircônia com Transbond™ XT, obtiveram-se forças de adesão aceitáveis. Neste Grupo, o Transbond™ XT demonstrou ser ineficaz para adesão de *brackets*. A aplicação de ácido fluorídrico seguido do sistema adesivo Assure® Plus All é um método eficaz para a adesão de *brackets* a qualquer das superfícies testadas.

Palavras-chave: força de adesão, *brackets* ortodônticos, cerâmica dentária, zircônia.

ABSTRACT

Objective: To compare the shear bond strength (SBS) of orthodontic brackets to feldspathic porcelain, lithium disilicate porcelain and zirconium surfaces using Assure® Plus All and Transbond™ XT adhesives.

Materials and Methods: 72 samples were used, divided into six groups of 12 samples, two from each of the tested surfaces, to which metal brackets were bonded using Transbond™ XT and Assure® Plus All adhesives. The samples were then subjected to 10000 thermocycling cycles in water between 5°-55°C. The bond strength was calculated with shear tests, at a crosshead speed of 1mm/min. The site of bonding failure was determined using the Adhesive Remnant Index (ARI). For the statistical analysis, One-way ANOVA and Kruskal-Wallis tests ($p \leq 0,05$) were used.

Results: Statistically significant differences in shear bond strength between the different groups were observed. The average SBS for Assure® Plus All in feldspathic porcelain, lithium disilicate, and zirconium were 7.16 ± 1.46 MPa, 9.27 ± 2.34 MPa, and 8.51 ± 1.99 MPa, respectively. Shear bond strengths for Transbond™ XT were 6.04 ± 2.05 MPa, 7.76 ± 3.95 MPa, and 2.5 ± 1.01 MPa. Regarding ARI, statistically significant differences were also found between the different groups, mainly between Group lithium disilicate porcelain plus Assure® Plus All, where adhesion failure occurred in the adhesive-bracket interface and Group zirconium plus Transbond™ XT, where the failure occurred in the zirconium-adhesive interface.

Conclusion: The bonding of brackets with Assure® Plus All showed better results than Transbond™ XT with each type of porcelain. However, all groups except Group zirconium plus Transbond™ XT, showed acceptable bonding forces for orthodontic purposes. In this Group, adhesive Transbond™ XT was proved ineffective for bonding brackets to zirconium. The application of hydrofluoric acid followed by Assure® Plus All adhesive system is an effective method for bonding brackets to any of the tested surfaces.

Keywords: shear bond strength, orthodontic brackets, dental porcelain, zirconium.

RESUMEN

Objetivo: Comparar la fuerza de adhesión de *brackets* de ortodoncia a superficies de porcelana feldespática, disilicato de litio y zirconio utilizando los sistemas adhesivos Assure® Plus All y Transbond™ XT.

Materiales y métodos: Fueron utilizados 72 muestras, divididas en seis grupos de 12 muestras, dos de cada superficie estudiada, en que se cementaron *brackets* metálicos utilizando los adhesivos Transbond™ XT y Assure® Plus All. Posteriormente, fueron sometidas a 10000 ciclos de termociclaje entre 5°-55°C. La fuerza de adhesión fue calculada con ensayos de cizallamiento, a una velocidad de 1mm/min. El fallo de adhesión fue determinado con el Índice de Adhesivo Remanente (ARI). Para el análisis estadístico se recurrió a ANOVA y Kruskal-Wallis ($p \leq 0,05$).

Resultados: Se verificaron diferencias estadísticamente significativas en la fuerza de adhesión entre los diferentes grupos. Los valores medios para Assure® Plus All en porcelana feldespática, disilicato de litio y zirconio fueron $7,16 \pm 1,46$ MPa, $9,27 \pm 2,34$ MPa y $8,51 \pm 1,99$ MPa, respectivamente. Para Transbond™ XT fueron $6,04 \pm 2,05$ MPa, $7,76 \pm 3,95$ MPa y $2,5 \pm 1,01$ MPa. Relativamente al ARI, se encontraron diferencias significativas entre los diferentes grupos, principalmente entre el Grupo porcelana de disilicato de litio con Assure® Plus All, donde el fallo ocurrió en la interfaz adhesivo-*bracket* y el Grupo zirconio con Transbond™ XT, donde el fallo ocurrió en la interfaz adhesivo-zirconio.

Conclusión: La adhesión de *brackets* con Assure® Plus All demostró mejores resultados que con Transbond™ XT para cada tipo de porcelana, sin embargo, en todos los grupos excepto en el Grupo zirconio con Transbond™ XT, se obtuvieron fuerzas de adhesión aceptables. En este Grupo, el adhesivo Transbond™ XT demostró ser ineficaz. La aplicación de ácido fluorhídrico seguido del sistema adhesivo Assure® Plus All es un método eficaz para la adhesión de *brackets* a cualquiera de las superficies estudiadas.

Palabras clave: fuerza de adhesión, *brackets* de ortodoncia, porcelana dental, zirconio.

ÍNDICE GERAL

I.	INTRODUÇÃO	15
1.1.	Contextualização e justificação do trabalho	15
1.2.	Objetivos	16
1.3.	Metodologia de investigação	17
1.4.	Questões de investigação	17
1.5.	Revisão bibliográfica	20
1.5.1.	Restaurações indiretas em Medicina Dentária.....	20
1.5.2.	Adesão	24
1.5.2.1.	Adesão em ortodontia.....	26
1.5.2.2.	Adesão a restaurações indiretas de cerâmica	29
1.5.3.	Força de adesão	31
1.5.4.	<i>Brackets</i> ortodônticos	33
1.5.5.	Estudos precedentes de comparação de colagem de <i>brackets</i> ortodônticos a superfícies de cerâmica	35
II.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	41
2.1.	Métodos de pesquisa bibliográfica.....	41
2.2.	Tipo de estudo.....	41
2.3.	Local de estudo	41
2.4.	Amostra.....	42
2.4.1.	Processo de fabrico das amostras	43
2.5.	Metodologia da investigação	47
2.5.1.	Colagem dos <i>brackets</i>	47
2.5.2.	Armazenamento da amostra	51
2.5.3.	Envelhecimento da amostra.....	52
2.5.4.	Montagem dos dentes em cilindros de resina acrílica	52
2.5.5.	Determinação da força de adesão	53

2.5.6.	Determinação da área do <i>bracket</i>	55
2.5.7.	Análise da fratura com o Índice de Remanescente Adesivo (ARI).....	56
2.6.	Metodologia estatística	58
III.	RESULTADOS E DISCUSSÃO	59
3.1.	Resultados	59
3.1.1.	Resistência ao cisalhamento	59
3.1.2.	Índice de Remanescente Adesivo	62
3.2.	Discussão	64
3.2.1.	Escolha da investigação	64
3.2.2.	Escolha da metodologia da investigação	65
3.2.3.	Discussão dos resultados	68
3.2.4.	Limitações da investigação.....	72
3.2.5.	Sugestões para estudos futuros	73
IV.	CONCLUSÃO.....	75
	BIBLIOGRAFIA	77

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Transformação da fase tetragonal para a fase monoclinica da zircónia. (Adaptado de Helvey ¹⁶).....	23
Figura 2: Expansão volumétrica da zircónia ao mudar da fase tetragonal para monoclinica. (Adaptado de Helvey ¹⁶).....	24
Figura 3: Seis blocos de cerâmica feldspática com quatro faces cada um.	42
Figura 4: Seis blocos de cerâmica de dissilicato de lítio com quatro faces cada um.	42
Figura 5: Seis blocos de zircónia com quatro faces cada um.	42
Figura 6: Esquema ilustrativo dos grupos formados no presente estudo.	43
Figura 7: Scanner Vinyl Smart Optics a <i>scanear</i> um pré-molar.....	43
Figura 8: Programa 3D Builder já com o projeto criado.	44
Figura 9: Vista do projeto no Programa CORiTEC iCAM V5 smart para as amostras de dissilicato de lítio e feldspática. A - Vista horizontal; B - Vista oclusal.....	44
Figura 10: Vista do projeto de zircónia no Programa CORiTEC iCAM V5 smart.....	45
Figura 11: Máquina fresadora CORiTEC 250i series.	45
Figura 12: Amostras colocadas na máquina fresadora CORiTEC 250i series. A - Bloco de cerâmica de dissilicato de lítio; B - Bloco de cerâmica feldspática; C - Disco de zircónia pré-sinterizado.	46
Figura 13: Amostra de dissilicato de lítio após a técnica CAD-CAM.	46
Figura 14: Forno de cerâmica utilizado nas amostras de dissilicato de lítio.	47
Figura 15: Embalagem com cinco <i>brackets</i> de pré-molares Victory Series™.....	47
Figura 16: Ácido fluorídrico Porc-Etch™, silano Reliance® Porcelain Conditioner, sistema adesivo Transbond™ XT e pasta adesiva Transbond™ XT.	48
Figura 17: Ácido fluorídrico Porc-Etch™, silano Reliance® Porcelain Conditioner, sistema adesivo Assure® Plus All e pasta adesiva Transbond™ XT.	48
Figura 18: Esquema resumo da adesão dos <i>brackets</i>	50
Figura 19: Fotopolimerizador 3M Unitek Ortholux™ Luminous Curing Light.	51
Figura 20: Estufa incubadora universal Memmert® INE 400.	51
Figura 21: Máquina termocicladora Julabo Labortech® com o tanque esquerdo a 5°C e o direito a 55°C, pronta para começar os ciclos de termociclagem.	52
Figura 22: Ecrã da máquina termocicladora Julabo Labortech® uma vez completados os 10000 ciclos.....	52
Figura 23: Amostra preparada com o cilindro de acrílico.	53

Figura 24: Cilindros metálicos utilizados para fazer blocos de acrílico. A - Vista lateral; B - Vista superior.....	53
Figura 25: Máquina de Testes Universal Shimadzu Autograph do Laboratório de Biomateriais do IUEM.	53
Figura 26: Cilindros montados na máquina de testes universal. A - Antes de prender a ansa desenhada para o teste; B - Com a ansa prendida nas aletas do <i>bracket</i>	54
Figura 27: Máquina de testes universal já com o saco plástico para que não se perdessem os <i>brackets</i>	54
Figura 28: Estereomicroscópio Leica MZ6 com um <i>bracket</i> a ser analisado.	55
Figura 29: Calibração da escala através do programa informático ImageJ 1.45m.	56
Figura 30: Determinação da área do <i>bracket</i> através do programa informático ImageJ 1.45m.	56
Figura 31: Boxplot ilustrando a distribuição das variâncias nos diferentes grupos.	60
Figura 32: Frequência absoluta de cada tipo de falha adesiva para cada grupo.	63

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Resumo comparativo de diferentes estudos sobre força de adesão de <i>brackets</i> a cerâmica.....	38
Tabela 2: Protocolo de colagem dos <i>brackets</i> à superfície das amostras.	49
Tabela 3: Micrografias ilustrativas e sua correspondência ao valor de ARI.	57
Tabela 4: Resumo de processamento de casos do Grupo 6 - Superfícies de zircônia em que foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT.	59
Tabela 5: Análise descritiva da força de adesão obtida nos testes de resistência ao cisalhamento (MPa).	59
Tabela 6: Análise de variâncias das forças de adesão médias.	60
Tabela 7: Análise de Tukey para comparações múltiplas da variável força de adesão (MPa).	61
Tabela 8: Frequência de atribuição dos valores do ARI para cada grupo.	62
Tabela 9: Valor de significância resultante do teste de Kruskal-Wallis relativo ao ARI dos diferentes grupos.	63
Tabela 10: Comparações por método Pairwise de grupo relativas ao valor do Índice de Remanescente Adesivo.	64

LISTA DE ABREVIATURAS

% - Percentagem

°C - Graus Celsius – unidade de temperatura

µm – Micrómetro – unidade de comprimento

ANOVA - Análise da Variância

ARI - Índice de Remanescente Adesivo

CAD-CAM- *Computer-aided design and Computer-aided manufacturing*

cm – Centímetro – unidade de comprimento

Er:YAG - *Erbium-doped yttrium aluminum garnet laser*

EUA – Estados Unidos da América

ISO – *International Organization for Standardization*

IUEM – Instituto Universitário Egas Moniz

MDP - Metacriloxididihidrogeno fosfato

mm – Milímetro – unidade de comprimento

mm/min – Milímetros por minuto – unidade de velocidade

MPa – Megapascal

MN/m² – Meganewtons por metro quadrado

N/mm² – Newtons por milímetro quadrado

PENTA - *Dipentaerythritol penta-acrylate phosphate*

PM - Pré-molares

s – Segundos – unidade de tempo

SBS – *Shear Bond Strength*

SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences*

v – Velocidade

I. INTRODUÇÃO

1.1. Contextualização e justificação do trabalho

Restaurações dentárias em cerâmica são amplamente utilizadas em medicina dentária para substituir dentes perdidos ou danificados através da colocação de facetas, coroas e pontes, devido às suas vantagens estéticas, excelentes propriedades mecânicas e de biocompatibilidade^{1,2}. É por estes motivos que, neste momento, as cerâmicas são consideradas o material de eleição para restaurações indiretas³. Algumas das propriedades das cerâmicas são a sua resistência à compressão, condutibilidade térmica semelhante aos tecidos dentários, radiopacidade, adequada integridade marginal, estabilidade de cor, biocompatibilidade e principalmente o elevado potencial para simular a estética dentária⁴.

Nos últimos anos o número de pacientes adultos que procuram tratamento ortodôntico tem aumentado⁴⁻⁶. No entanto, na necessidade de tratamento ortodôntico podem surgir dificuldades quando queremos colar *brackets* a superfícies em cerâmica^{1,2,7,8}, pois é sabido que, métodos convencionais de adesão podem não ser efetivos nestes casos⁹. A zircónia, a cerâmica feldspática ou de dissilicato de lítio poderão ser utilizados como material restaurador. As diferentes microestruturas e técnicas de processamento poderão influenciar a força de adesão¹⁰. Para os diferentes tipos de cerâmica, a literatura sugere diversos tipos de tratamento para as mesmas. Neste sentido, elaborar protocolos de adesão que tenham sucesso em vários tipos de materiais é de extrema importância, uma vez que pode ser difícil diferenciar qual o material restaurador presente na cavidade oral⁵.

Como em ortodontia a colagem dos *brackets* é transitória, será necessária uma força de adesão suficientemente alta para resistir às forças da mastigação e às forças ortodônticas, prevenindo o descolamento do *bracket* durante o curso do tratamento. Contudo, deverá permitir a descolagem dos *brackets* no fim do tratamento sem danificar a superfície da restauração, mantendo a sua estrutura inicial^{3,4,6,10,11}.

Uma vez que os métodos convencionais nem sempre garantem uma força de adesão suficiente, diferentes protocolos tem sido desenvolvidos⁷. É possível atingir uma adequada força de adesão através da utilização de tratamentos de superfície mecânicos e/ou químicos¹⁴. Como procedimento mecânico é realizado o aumento da rugosidade da peça através do jateamento com óxido de alumínio ou com uma broca diamantada. Enquanto que nos procedimentos químicos, o condicionamento ácido da superfície e a aplicação de silano são os mais preconizados¹¹. É demonstrado que, embora o jateamento

da peça de cerâmica aumenta significativamente a força de adesão, também resulta em aumento da incidência de ocorrer fratura durante a descolagem do *bracket*. Além disso, sugere-se que apesar do ácido fluorídrico aumentar a força de adesão em superfícies de cerâmica feldspática, não ocorre o mesmo para a zircônia. O ácido fluorídrico tem um pH muito baixo e deve ser usado com cuidado, pois é muito corrosivo, podendo causar traumas severos nos tecidos moles. Deste modo, torna-se importante o isolamento cuidadoso da área⁷.

Restaurações dentárias em zircônia carecem de fase cristalina e o condicionamento com ácido fluorídrico pode não ser uma opção. A adesão é difícil de atingir devido à sua reatividade química e resistência a agentes químicos, como ácidos, materiais alcalinos e solventes orgânicos e inorgânicos¹¹. Nestes casos, deve combinar-se o jateamento da peça e a aplicação de *primers* ou silanos⁵.

O sistema adesivo Transbond™ XT* é considerado o adesivo ortodôntico mais testado e comparado, pelo que é utilizado como “grupo controle” em muitos dos estudos que comparam adesivos ortodônticos¹⁰. Recentemente, surgiu o sistema adesivo Assure® Plus All†, com indicação específica para superfícies em cerâmica, amálgama, resina composta e esmalte atípico^{5,9,10}.

Justifica-se, assim, o desenvolvimento de estudos que comparem a força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de cerâmica.

1.2. Objetivos

O presente estudo tem como objetivo principal avaliar a eficácia da adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de cerâmica feldspática, de cerâmica de dissilicato de lítio e de zircônia através da utilização do sistema adesivo Assure® Plus All e o sistema adesivo Transbond™ XT.

Foram ainda criados os seguintes objetivos específicos:

- Avaliar se a força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de cerâmica feldspática é idêntica quando utilizado o sistema Assure® Plus All e o sistema Transbond™ XT.

* Light Cure; 3M Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA

† Reliance Orthodontic Products, Itasca, Illinois, EUA

- Avaliar se a força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio é idêntica quando utilizado o sistema Assure® Plus All e o sistema Transbond™ XT.
- Avaliar se a força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de zircônia é idêntica quando utilizado o sistema Assure® Plus All e o sistema Transbond™ XT.
- Avaliar se a força de adesão de *brackets* colados com o sistema Assure® Plus All é semelhante em superfícies de cerâmica feldspática, de dissilicato de lítio e de zircônia.
- Avaliar se a força de adesão de *brackets* colados com o sistema Transbond™ XT é semelhante em superfícies de cerâmica feldspática, de dissilicato de lítio e de zircônia.

1.3. Metodologia de investigação

Foram utilizados um total de 72 faces vestibulares de pré-molares, 24 de cerâmica feldspática, 24 de cerâmica de dissilicato de lítio e 24 de zircônia. As amostras encontravam-se agrupadas em 18 blocos com quatro faces vestibulares de pré-molares cada um. A amostra total foi posteriormente dividida em seis grupos de 12 amostras cada, aos quais foram colados *brackets* ortodônticos de pré-molares .018in *bracket* MBT™ Victory Series[‡] utilizando o sistema adesivo Transbond™ XT e o sistema adesivo Assure® Plus All.

Após a adesão dos *brackets*, as amostras foram mantidas em água destilada a 37°C durante 24h e, posteriormente, submetidas a 10000 ciclos de termociclagem em água entre os 5°C e os 55°C. A força de adesão foi calculada através de testes de cisalhamento, a uma velocidade de 1mm/min e o local de falha de adesão foi determinado através do Índice de Remanescente Adesivo (ARI).

1.4. Questões de investigação

Problema (P) 1: Será que a força de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica feldspática com Assure® Plus All é idêntica à força de adesão de *brackets* colados com Transbond™ XT?

[‡] 3M Unitek, Monrovia, California, EUA

Hipótese Nula (H0): A força de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica feldspática com Assure® Plus All é idêntica à força de adesão de *brackets* colados com Transbond™ XT.

Hipótese alternativa (H1): A força de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica feldspática com Assure® Plus All não é igual à força de adesão de *brackets* colados com Transbond™ XT.

P 2: Será que a força de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio com Assure® Plus All é idêntica à força de adesão de *brackets* colados com Transbond™ XT?

H0: A força de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio com Assure® Plus All é idêntica à força de adesão de *brackets* colados com Transbond™ XT.

H1: A força de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio com Assure® Plus All não é igual à força de adesão de *brackets* colados com Transbond™ XT.

P 3: Será que a força de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de zircónia com Assure® Plus All é idêntica à força de adesão de *brackets* colados com Transbond™ XT?

H0: A força de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de zircónia com Assure® Plus All é idêntica à força de adesão de *brackets* colados com Transbond™ XT.

H1: A força de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de zircónia com Assure® Plus All não é igual à força de adesão de *brackets* colados com Transbond™ XT.

P 4: Será que a força de adesão de *brackets* ortodônticos colados com Assure® Plus All é idêntica em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircónia?

H0: A força de adesão de *brackets* ortodônticos colados com Assure® Plus All é idêntica em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircónia.

H1: A força de adesão de *brackets* ortodônticos colados com Assure® Plus All não é igual em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircônia.

P 5: Será que a força de adesão de *brackets* ortodônticos colados com Transbond™ XT é idêntica em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircônia?

H0: A força de adesão de *brackets* ortodônticos colados com Transbond™ XT é idêntica em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircônia.

H1: A força de adesão de *brackets* ortodônticos colados com Transbond™ XT não é igual em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircônia.

P 6: Será que a falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica feldspática com Assure® Plus All é idêntica à falha de adesão com Transbond™ XT?

H0: A falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica feldspática com Assure® Plus All é idêntica à falha de adesão com Transbond™ XT.

H1: A falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica feldspática com Assure® Plus All não é igual à falha de adesão com Transbond™ XT.

P 7: Será que a falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio com Assure® Plus All é idêntica à falha de adesão com Transbond™ XT?

H0: A falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio com Assure® Plus All é idêntica à falha de adesão com Transbond™ XT.

H1: A falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio com Assure® Plus All não é igual à falha de adesão com Transbond™ XT.

P 8: Será que a falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de zircônia com Assure® Plus All é idêntica à falha de adesão com Transbond™ XT?

H0: A falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de zircônia com Assure® Plus All é idêntica à falha de adesão com Transbond™ XT.

H1: A falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de zircônia com Assure® Plus All não é igual à falha de adesão com Transbond™ XT.

P 9: Será que a falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados com o Assure® Plus All é idêntica em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircônia?

H0: A falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados com o Assure® Plus All é idêntica em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircônia.

H1: A falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados com o Assure® Plus All não é igual em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircônia.

P 10: Será que a falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados com o Transbond™ XT é idêntica em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircônia?

H0: A falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados com o Transbond™ XT é idêntica em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircônia.

H1: A falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados com o Transbond™ XT não é igual em superfícies de cerâmica feldspática, em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e em superfícies de zircônia.

1.5. Revisão bibliográfica

1.5.1. Restaurações indiretas em Medicina Dentária

As restaurações dentárias com aparência natural requerem uma adequada seleção de materiais, textura da superfície, translucidez e cor¹². Em Medicina Dentária, as cerâmicas representam um dos materiais mais utilizados para restaurações de dentes

perdidos ou muito destruídos. É amplamente empregada na fabricação de coroas, pontes, espigões, pilares, facetas, inlays, onlays e overlays¹³.

As cerâmicas dentárias são estruturas de natureza inorgânica, formadas principalmente por compostos não metálicos e cuja estrutura final é parcial ou totalmente de natureza cristalina, contendo principalmente compostos de oxigênio com um ou mais elementos metálicos ou semi-metálicos, como alumínio, cálcio, lítio, magnésio, fósforo, potássio, silício, sódio, zircônia e titânio^{13,14}. Apresentam excelente biocompatibilidade com os tecidos moles e são quimicamente inertes na cavidade oral. Possuem excelente estética e alta resistência à compressão. No entanto, são muito frágeis quando submetidas a forças de tração e cisalhamento. Além disso, são consideradas ótimos isolantes térmicos e o seu coeficiente de expansão térmica é quase igual ao do dente natural¹³. Estas propriedades podem ser controladas através de ajustes na composição química da cerâmica e de um estudo cuidadoso de cada fase do tratamento térmico durante o seu processamento¹⁵.

O uso da cerâmica como material restaurador na Medicina Dentária remonta ao ano 1889, quando Charles H. Land patentou a famosa “jaqueta de cerâmica”. Mais tarde, Abraham Weinstein desenvolveu a coroa de cerâmica fundida com metal no final da década do 1950. Em 1965, McLean e Hughes desenvolveram uma coroa totalmente em cerâmica que possuía um núcleo interno de cerâmica aluminosa que continha entre 40% a 50% de cristais de alumina. Essas cerâmicas reforçadas, possuíam o dobro da resistência à flexão quando comparadas às cerâmicas feldspáticas convencionais¹⁶.

De um modo geral, podemos dividi-las em 3 grandes grupos: cerâmicas feldspáticas, cerâmicas híbridas e cerâmicas de óxidos.

As cerâmicas feldspáticas convencionais são as mais utilizadas para recobrimento em prótese fixa ou em restaurações que precisam de muita estética. As suas propriedades estéticas são extraordinárias, mas têm uma resistência à fratura limitada, entre 70-90MPa¹⁷. Existem numerosos estudos que demonstram altas taxas de sobrevivência clínica de restaurações em cerâmica feldspática, apesar de apresentarem a menor resistência à fratura de todas as cerâmicas dentárias¹⁸. O reforço destas cerâmicas com leucita ou dissilicato de lítio confere mais resistência, entre 160-400MPa. No entanto, a sua estética não é tão boa. As restaurações de dissilicato de lítio contém 70% de cristais de dissilicato de lítio, o que resulta em uma maior resistência à flexão¹⁶.

Outro grupo são as cerâmicas de óxidos, antigamente de alumina e, na atualidade, principalmente de zircônia, são as que contêm menores qualidades estéticas, mas as mais resistentes à fratura (900-1400MPa).

O último grupo são as chamadas cerâmicas híbridas, que combinam materiais de diferentes tipos, como cerâmica feldspática com resina ou cerâmica de dissilicato de lítio com óxido de zircônia¹⁷.

As cerâmicas também podem ser classificadas com base na sua temperatura de fusão, técnica de processamento, composição e microestrutura^{13,16}. De acordo com a temperatura de fusão, as cerâmicas são classificadas como cerâmicas de alta fusão, fusão média, fusão baixa e fusão ultra baixa¹³. Quanto à técnica de processamento, incluem-se neste grupo a técnica convencional (pó / líquido), sistemas cerâmicos infiltrados por vidro (*slip-cast*), sistemas cerâmicos prensados e sistemas cerâmicos fresados ou CAD-CAM (*Computer Aid Design - Computer Aid Machining*)¹⁶. A técnica de processamento utilizada vai influenciar o seu comportamento mecânico e, portanto, o seu comportamento clínico¹⁹. Quanto à sua composição, a cerâmica pode ser classificada como cerâmica não cristalina e cerâmica cristalina. As propriedades mecânicas e ópticas da cerâmica dentária dependem principalmente da natureza e da quantidade de fase cristalina presente. A fase vítrea é a responsável pela estética das cerâmicas, enquanto que a fase cristalina é a responsável pela resistência. Maior a fase vítrea presente, mais a translucidez da cerâmica, proporcionando melhores propriedades estéticas. No entanto, enfraquece a estrutura, diminuindo a sua resistência. Por outro lado, maior a fase cristalina presente, melhores as propriedades mecânicas^{14,16}.

Cerâmicas convencionais ou feldspáticas são geralmente não cristalinas. Trata-se de uma mistura de minerais cristalinos (feldspato, sílica e alumina) numa matriz amorfa. Esta estrutura, com fortes ligações atômicas e sem elétrons livres, confere algumas qualidades importantes, como excelentes características térmicas e ópticas. No entanto, essas ligações duplas também podem conferir fragilidade à matriz de vidro, levando à fratura, mesmo sob baixa tensão e, por isso, só são utilizadas para recobrimento¹⁴. Devido à demanda de uma maior estética, a composição destas cerâmicas foi alterada até se encontrarem materiais suficientemente resistentes para confeccionar restaurações em cerâmica na sua totalidade. Neste contexto, surgiram as cerâmicas feldspáticas de alta resistência, com elementos que melhoram as suas propriedades mecânicas¹⁴. Assim, a cerâmica pode ser reforçada com inclusões cristalinas na matriz de vidro para fortalecer o material e melhorar a sua resistência à fratura¹³.

As cerâmicas policristalinas que não contêm vidro compreendem uma matriz de óxido de alumínio ou óxido de zircônia¹⁶. O incremento da proporção de alumina em mais do 50% confere à cerâmica um aumento significativo da opacidade. Por este motivo, na atualidade, as cerâmicas de alto conteúdo em óxido de alumínio são utilizadas para a confecção de estruturas internas, sendo necessário recobri-las com cerâmicas de menor quantidade de alumina para conseguir um adequado mimetismo com o dente natural¹⁴.

A zircônia é comumente conhecida como o "aço cerâmico" e o termo científico é dióxido de zircônia. Este biomaterial é amplamente utilizado em Medicina Dentária devido à sua resistência mecânica, biocompatibilidade, estabilidade química e dimensional, e módulo de elasticidade semelhante ao aço inoxidável^{16,20}. Contudo, ao se usar uma restauração monolítica de zircônia, poderão surgir outros problemas clínicos, como o desgaste da dentição antagonista²¹. O dióxido de zircônio ou zircônia exibe um fenômeno característico conhecido como alotropia, que significa que pode apresentar diferentes fases cristalinas com a mesma composição química, dependendo da temperatura na qual se encontre, sendo estas: a fase monoclinica, a fase tetragonal e a fase cúbica. Em Medicina Dentária, o uso da zircônia tetragonal é preconizado pelo fato de ser menos rígida do que na fase cúbica e mais estável do que na fase monoclinica. Quando uma força aplicada é capaz de produzir uma fissura na superfície do material, as partículas tetragonais se transformam em monoclinicas, como mostrado na figura 1, resultando numa expansão volumétrica de aproximadamente 4 a 5%, como evidenciado na figura 2, o que permite ao material conter o crescimento da fissura e evitar sua propagação. Este mecanismo, chamado de "tenacificação por transformação", é o principal responsável do excelente desempenho mecânico da zircônia, conferindo-lhe uma resistência à flexão entre 1000 e 1500MPa^{12,16}.

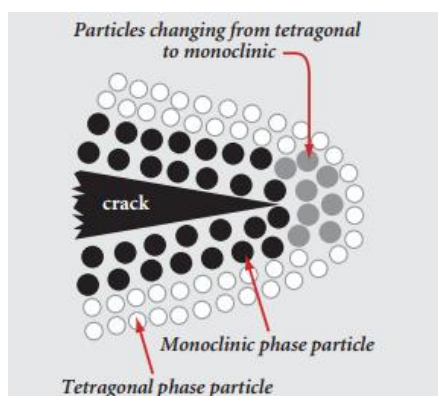


Figura 1: Transformação da fase tetragonal para a fase monoclinica da zircônia. (Adaptado de Helvey¹⁶)

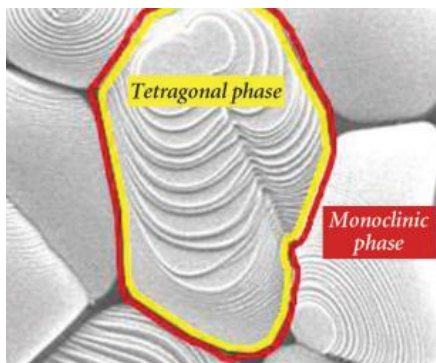


Figura 2: Expansão volumétrica da zircônia ao mudar da fase tetragonal para monoclinica.
(Adaptado de Helvey¹⁶)

1.5.2. Adesão

A norma ISO/TS 11405:2015²² define adesão como sendo um “estado em que duas superfícies são mantidas juntas por forças químicas ou físicas, ou ambas, com a ajuda de um adesivo”. Num sentido mais estrito, a adesão é medida através da força de atração entre dois materiais diferentes²³.

Buonocore foi quem, em 1955, descreveu a técnica do condicionamento ácido da superfície do esmalte. Desta forma, é criado um padrão rugoso microscópico, o que aumenta a área exposta, a energia de superfície e a molhabilidade. Assim, conseguiu-se pela primeira vez uma adesão direta da resina ao dente de forma efetiva¹⁷. No início dos anos 80 foram introduzidos em Medicina Dentária os materiais restauradores fotopolimerizáveis. Estes materiais tornaram-se muito populares na adesão de elementos dos aparelhos ortodônticos. O seu sucesso deveu-se à possibilidade de obter um maior tempo de trabalho. Contudo, descobriu-se rapidamente que o comprimento de onda necessário para a polimerização desses adesivos era nocivo à saúde, nomeadamente para a visão e pele. Posteriormente, este problema foi resolvido através da utilização da canforoquinona, um novo iniciador sensível a comprimentos de onda no espectro da luz visível, obtidos através da utilização de uma luz de halogénio-quartzo-tungsténio, o que tornou o procedimento seguro²⁴.

O processo de adesão depende de fortes interações moleculares entre as duas superfícies em contato. Pode resultar da formação de ligações químicas primárias, ou seja, ligações covalentes, iónicas ou metálicas, e de ligações secundárias, como pontes de hidrogénio ou forças de Van der Waals. Estando ambos os tipos de ligações presentes nos sistemas adesivos dentários²³. Para que um material interaga com outro depende de muitos fatores, os mais importantes relacionados com a energia. As superfícies, no geral,

possuem maior energia do que os aspectos internos de um corpo, isto porque as moléculas presentes na superfície são polarizadas. Quanto maior a energia de superfície de um material, mais receptiva é a adesão de outro material, como um adesivo. Assim, abordagens práticas para aumentar a adesão de um material consistem normalmente em aumentar a energia de superfície do mesmo. Em Medicina Dentária, essas abordagens incluem limpeza da superfície com pedra promes ou pasta profilática, ataque com ácidos ou limpeza com solventes para remover contaminantes²³.

Também temos de ter em conta a tensão superficial do adesivo. As moléculas do adesivo têm afinidade uma pela outra, o que faz com que fiquem juntas, em vez de interagir com a superfície na qual entram em contato. Se essa tensão superficial do adesivo for muito alta, o adesivo tende a se acumular e a não se espalhar. Assim, uma condição ideal para a colagem é ter um substrato com alta energia de superfície e um adesivo com baixa tensão superficial²³.

Outras variáveis que influenciam a adesão são a rugosidade da superfície do substrato, a ausência de contaminação, a viscosidade do adesivo e a alteração dimensional que ocorre no adesivo durante a polimerização. Uma superfície rugosa pode produzir uma energia de superfície muito alta, como por exemplo a utilização do ataque ácido no esmalte. Se o adesivo for muito viscoso, ele não fluirá adequadamente. Se o adesivo for muito fluido, ele não ficará no lugar do substrato. A necessidade de apresentar baixa viscosidade explica porque é que a maioria dos adesivos ou *primers* possuem solventes para reduzir a sua viscosidade²³. Quanto aos agentes contaminantes das superfícies dentárias, como a água, a saliva e o sangue, devem ser evitados pelo profissional, recorrendo a boas técnicas de isolamento, como dique de borracha, rolos de algodão ou outros dispositivos²³. No que diz respeito da alteração dimensional do adesivo, uma vez aplicado à superfície, este deve sofrer uma transformação do estado líquido a sólido através do processo de polimerização. No entanto, a maior parte dos adesivos dentários, baseados em materiais poliméricos, sofrem contração significativa durante esse processo podendo causar um efeito deletério na adesão²³.

Os sistemas adesivos dentários consistem em três componentes principais: o condicionador, o *primer* e a resina adesiva. O condicionador é composto de moléculas ácidas. O condicionamento consiste na eliminação da camada de *smear layer* ou detritos dentinários, e na descalcificação superficial da dentina, através da ação de um ácido; o *primer* é um adesivo de resina hidrófilo que se adere à superfície condicionada; e a resina

adesiva ou *bonding* é hidrófuga e atua como ponte entre o *primer* e o composite ou cimento de resina¹⁷.

Enquanto a maior parte das uniões compreendem duas superfícies, adesões dentárias são mais complexas, envolvendo a superfície do dente – adesivo – composite – adesivo - superfície a aderir. Fundamentalmente, a adesão à superfície dentária é baseada em um processo de troca, no qual os minerais removidos dos tecidos duros após condicionamento ácido são substituídos por monômeros de resina que entram nas microporosidades criadas após a polimerização. No entanto, o principal desafio dos adesivos dentários atuais é proporcionar uma ligação igualmente eficaz a substratos dentários de diferente natureza²⁵.

1.5.2.1. Adesão em ortodontia

Desde a consolidação da Ortodontia como especialidade em Medicina Dentária, conseguir uma adequada adesão dos *brackets* ortodônticos é fundamental para o sucesso do tratamento²⁶.

No início da ortodontia com aparelhos fixos, recorria-se à utilização de bandas ortodônticas, o que apresentava inúmeras desvantagens estéticas, desencadeava frequentemente trauma gengival aquando da sua colocação e a descalcificação do esmalte que ficava subjacente à mesma era recorrente^{24,27}. Com a chegada dos sistemas adesivos, os *brackets* deixaram de ser colados às bandas ortodônticas e começaram a ser aderidos diretamente ao dente²⁶. Como mencionado atrás, uma forte adesão do compósito ao esmalte foi possível desde a introdução do condicionamento com ácido fosfórico em Medicina Dentária por Buonocore em 1955. Sadler, em 1958, realizou a primeira tentativa de colagem direta de acessórios ortodônticos à superfície dentária²⁸. Em 1965, Newman estudou a adesão direta de *brackets* ortodônticos na superfície dentária baseado nos estudos de Buonocore, eliminando assim os problemas associados à utilização de bandas ortodônticas^{27,29}. Os *brackets* ortodônticos oferecem melhor estética, eliminam os espaços gerados pelas bandas ortodônticas, facilitam a deteção de cáries, aumentam a capacidade de higienização pelo paciente, diminuem o desconforto do paciente, reduzem o risco de descalcificação do esmalte e possibilitam a sua colocação em dentes mal posicionados ou parcialmente erupcionados^{26,29}.

No entanto, se a adesão dos *brackets* não for adequada, haverá problemas de retenção, resultando na descolagem dos mesmos²⁷. A necessidade de substituir *brackets*

durante o tratamento ortodôntico resulta numa perda de materiais e tempo clínico, com aumento do custo do tratamento³⁰. Normalmente, a queda de acessórios ortodônticos ocorre devido a erros na técnica de adesão, pouca retentividade das bases dos *brackets* e à ação das forças mastigatórias ou para funcionais²⁶.

Uma crescente demanda de tratamento ortodôntico nos últimos anos têm trazido o aparecimento de novos materiais de adesão. A composição do material, a distribuição e tamanho das partículas, a quantidade das mesmas e o tempo de fotopolimerização, são algumas das características que controlam as propriedades destes materiais e, conseqüentemente, a sua capacidade de adesão³¹. Os primeiros sistemas adesivos formulados para uso na Medicina Dentária eram hidrofóbicos, pelo que não permitiam a sua utilização em ambiente húmido, sendo obrigatório o isolamento absoluto do campo. O aparecimento de sistemas hidrofílicos, formados por um *primer* associado a um adesivo, aperfeiçoaram o processo de adesão de acessórios ortodônticos, pois permitem o isolamento relativo do campo na presença de saliva, água, ou sangue²⁶.

Segundo Fonseca²⁷, entre as propriedades ideais de um agente cimentante em ortodontia encontramos: uma força de adesão suficiente para suportar as cargas da mastigação e as forças ortodônticas durante o tratamento, fluidez para penetrar nas retenções do *bracket*, viscosidade suficiente para manter o *bracket* na posição desejada antes da polimerização, tempo de trabalho adequado para permitir a colocação correta do *bracket* e a remoção dos excessos, permitir o trabalho em ambiente húmido, libertação de flúor e fácil remoção para não provocar danos na superfície do dente. Novos materiais têm surgido no mercado para conseguir estas propriedades. Dentro destes materiais, o que mais se destaca é o cimento de ionômero de vidro, desenvolvido inicialmente em 1972 por Wilson e Kent. Este material possui algumas vantagens, como a sua utilização em campo húmido, o que permite o isolamento relativo da cavidade oral, a sua capacidade de aderir ao esmalte sem necessidade de condicionamento ácido e ainda ao metal e à cerâmica, poder ser removido mais facilmente que as resinas compostas, evitando possíveis danos na superfície dentária na descolagem final do aparelho e, por último, a sua atividade anticariogénica, devido à sua capacidade de absorver flúor da cavidade oral e libertá-lo gradativamente, evitando assim, o aparecimento de lesões de descalcificação ou *whitespots*. Porém, apesar das suas características favoráveis, a adesão ao esmalte não é ainda considerada adequada^{27,30}. Outra desvantagem é a sua dificuldade de manipulação, sendo muito sensível a pequenas variações na proporção pó e líquido, o que

pode alterar o tempo de trabalho. Melhores resultados na colagem direta de *brackets* com cimentos de ionômero de vidro foram obtidos com a introdução de partículas resinosas na sua composição.

A resina composta, devido às suas propriedades estéticas e mecânicas, é considerado o material globalmente mais utilizado em ortodontia. Possui uma força de adesão elevada capaz de suportar as forças de movimentação ortodôntica. No entanto, a qualidade da retenção final depende da adesão conseguida pelo adesivo na interface com o dente e do tipo de adesivo utilizado. Contudo, o seu uso é discutível em ambientes húmidos, e ainda, quando é utilizado o condicionamento ácido no procedimento de adesão do *bracket*, a eliminação da resina da estrutura dentária após a remoção do aparelho pode estar dificultada²⁷. Entre as resinas utilizadas, as fotopolimerizáveis apresentam vantagens em comparação às resinas autopolimerizáveis, principalmente no tempo de trabalho, além de serem menos viscosas e não precisarem de ser misturadas²⁶.

Com o objetivo de diminuir o número de passos clínicos e consequentemente o tempo do tratamento, surgem os adesivos autocondicionantes^{31,32}. Os adesivos autocondicionantes unem a fase do condicionamento ácido com o adesivo em apenas um produto³¹. Trata-se de materiais com a incorporação de monómeros acídicos e a sua utilização facilita a remoção do aparelho no fim do tratamento, mantendo a superfície do dente íntegra²⁶. A capacidade de união ao esmalte destes sistemas parece estar associada ao grau de desmineralização seletiva proporcionada neste tecido. Assim, a força de adesão dependerá do grau de agressividade destas soluções. Também surgiram no mercado novas resinas fluoretadas, e além de terem atividade anticariogénica e cariostática, são relatadas na literatura como tendo resistência semelhante às resinas compostas convencionais.

Em relação aos compómeros, possuem melhor capacidade de adesão que o ionômero de vidro modificado por resina e pior que as resinas compostas. Apesar do seu uso em ortodontia ser aceite, a sua alta viscosidade faz com que tenham indicação discutível.

Uma cuidada higiene oral por parte do paciente, acompanhada pelo médico dentista, é fundamental para o sucesso do tratamento, independentemente do material de adesão utilizado²⁶.

1.5.2.2. Adesão a restaurações indiretas de cerâmica

O incremento da popularidade das restaurações indiretas em cerâmica para tratamentos estéticos é atribuído às suas propriedades ópticas e mecânicas^{33,34}, uma vez que com a sua utilização é possível conseguir um sorriso estético e de aparência natural³⁵. Para atingir uma adesão adequada, é importante perceber a estrutura interna dos materiais e, deste modo, selecionar o melhor protocolo de tratamento de superfície, sistema adesivo e cimento a ser utilizados³³. Entre os fatores que influenciam a adesão a cerâmicas podemos destacar a microestrutura das mesmas, o tratamento de superfície, a composição química do silano, a viscosidade do adesivo, o método de armazenamento, o método de medição da força de adesão utilizados e ainda a experiência do clínico^{34,36,37}.

No que diz respeito aos tratamentos de superfície realizados, podemos dividi-los em mecânicos e químicos, ou uma combinação de ambos. O jateamento com partículas de óxido de alumínio ou a utilização de brocas de diamante estão entre os métodos mecânicos habitualmente utilizados. A aplicação de ácido fluorídrico em concentrações entre 5% e 10% também produz uma elevada força de adesão. No entanto, deve ser utilizado com cautela, uma vez que pode causar lesões na mucosa da cavidade oral^{8,35,37}. A aplicação de ácido fluorídrico altera a topografia da superfície, através da criação de microretenções, dissolvendo parcialmente a fase vítrea das cerâmicas, permitindo assim, uma adesão micromecânica^{34,36}. Não só produz um aumento da molhabilidade, como também um aumento da energia de superfície ao aumentar a rugosidade^{37,38}. A aplicação deste ácido vai expor os iões hidróxilo da cerâmica, importantes na adesão química com o silano³⁸. Embora o tratamento de superfície com ácido fluorídrico e silano seja o protocolo mais habitual, existem outras alternativas para aumentar a força de adesão entre a resina e a cerâmica³³. O bifluoreto de amónio e o fluoreto de fosfato acidulado têm sido também utilizados para condicionar cerâmicas³⁴. Outra alternativa de tratamento de superfície é a utilização de laser⁸.

Após o condicionamento, é recomendável a aplicação de um agente de união³⁵. Silanos são utilizados na Medicina Dentária para promover a adesão química entre dois substratos diferentes. Uma propriedade destes é o aumento da molhabilidade da superfície do substrato a aderir^{36,38,39}. São agentes de união bifuncionais constituídos por elementos orgânicos e inorgânicos, ou seja, interagem com a sílica presente nas restaurações de cerâmica, e também com as moléculas de metacrilato presentes no sistema adesivo e na resina^{8,35,37}. Podem ser apresentados como soluções pré-ativadas ou pré-hidrolizadas

monofásicas, ou sistemas de dois componentes que precisam de ser misturados para iniciar a reação de hidrólise, prolongando a vida útil do produto^{36,40,41}. Existem duas etapas principais na adesão promovida pelo agente de união. Por um lado, o silano é ativado pelo ácido, para formar grupos silanol, a forma reativa do composto, que reagem com os grupos hidróxilo presentes na superfície da cerâmica previamente tratada através de uma reação de condensação. Por outro lado, a reação entre os grupos organofuncionais do silano e os grupos funcionais dos monômeros de resina é induzida pelos radicais livres gerados com a fotoativação da resina composta^{38,40,41}. Atualmente, a utilização do silano é ainda considerada o *gold standart* na adesão de restaurações indiretas em cerâmica⁴⁰.

Recentemente, foram desenvolvidos sistemas adesivos universais contendo silano, que podem ser utilizados com vários tipos de substrato diferentes, tal como esmalte, dentina, cerâmica e metais, proporcionando uma sequência clínica simplificada^{38,39}. No entanto, o silano incorporado nos sistemas adesivos universais parece não conseguir a mesma força adesiva do que um silano aplicado de forma separada, uma vez que a quantidade de silano presente no sistema adesivo universal pode não ser suficiente para proporcionar o mesmo efeito^{33,35,38}. Além disso, o pH baixo dos adesivos universais reduz a eficácia dos silanos, pois estes são mais reativos e estáveis quando utilizados separadamente e não combinados com monômeros de resina²⁵.

Por outro lado, a zircónia é um material com baixo ou nenhum conteúdo de sílica na sua composição, o que faz com que ela apresente um comportamento ácido resistente. Para contornar esse problema, diferentes tratamentos de superfície têm sido sugeridos para restaurações à base de zircónia⁴⁰. O método mais amplamente utilizado é o jateamento da superfície com partículas de óxido de alumínio. Este tratamento mecânico é realizado com a intenção de limpar a área desejada e produzir rugosidades na superfície da zircónia que aumentem a área e a energia superficial, promovendo assim uma retenção micromecânica para os cimentos resinosos^{25,42}. Outro procedimento muito empregado é o tratamento triboquímico, com deposição de sílica na superfície seguido ou não de silanização²⁵. Este tratamento não só cria rugosidades na superfície, como também ativa quimicamente a superfície a fim de reagir com os agentes de união⁴². Devido à formação de grupos silanol e à reação deles com a sílica para a formar uma rede de siloxanos, são formadas ligações covalentes na interface entre o cimento resinoso e a zircónia⁴⁰. Outros tratamentos mecânicos contemplam o uso de laser à base de óxido de alumínio e ítrio (Er:YAG) ou a utilização de brocas de diamante²⁵. Tem sido relatado que monômeros de fosfato de éster, como o 10-MDP (10 meta-crilóiloxidecil dihidrogenofosfato), contidos

em cimentos a base de resina, podem aderir-se diretamente aos óxidos metálicos. O 10-MDP é um monômero anfipático, ou seja, possui na sua estrutura química uma parte polar e hidrofílica e outra apolar e hidrofóbica, sendo capaz de promover a interação entre meios que apresentam polaridades diferentes. Deste modo, possui o potencial de ligar-se quimicamente a vários substratos⁸. Outros agentes de união para além do silano, como o monofosfato de dipentaeritriol penta acrilato (PENTA), também podem ser utilizados para a adesão à zircónia⁴⁰.

1.5.3. Força de adesão

A ocorrência de descolagem accidental de *brackets* é um aspecto inerente à prática ortodôntica, resultando no aumento do tempo e custo do tratamento^{32,43}.

A composição, o desenho e o tamanho da base dos *brackets* são bastante diversos. Os *brackets* podem ser compostos de vários materiais, entre eles o aço inoxidável, polímeros, cerâmica, titânio ou até, da combinação dos mesmos²⁶. Já em relação às propriedades das bases, estas podem apresentar diferentes morfologias, com o objetivo de conferir maior penetração do sistema adesivo, aumentando, assim, a retenção mecânica. O tamanho e o desenho da base do *bracket* podem afetar à força de adesão, uma vez que uma redução no tamanho da base do *bracket* diminui significativamente a força de adesão, podendo resultar na descolagem do mesmo^{39,43}.

A força de adesão de *brackets* ortodônticos a estruturas dentárias ou a restaurações foi sempre de interesse na prática ortodôntica. Desta forma, surgem diversos estudos laboratoriais para testar a força necessária para a sua descolagem. Os *brackets* ortodônticos devem possuir uma força de adesão suficiente para suportar as forças da mastigação e do tratamento ortodôntico, sem provocar danos na superfície durante a descolagem no fim do tratamento. Assim, estudos *in vitro* mostraram que devem ser capazes de suportar cargas de 5,9 a 7,8 MPa para serem considerados clinicamente úteis para fins ortodônticos⁴³. O estudo e a avaliação do potencial de adesão de um determinado sistema de adesivo é complicado, pois existem múltiplos fatores que podem influenciar a força de adesão dos *brackets* ortodônticos. Entre as variáveis que podem resultar na sua descolagem podemos destacar a natureza multifatorial da cavidade oral, que causa flutuações de pH, assim como as forças da mastigação e as variações de temperatura⁴⁴. Também o condicionamento da superfície do dente utilizado, a concentração do ácido e a duração do procedimento, o material de constituição do *bracket*, o desenho e tamanho

da base do mesmo, e o sistema adesivo utilizado são outros fatores que podem induzir uma falha na adesão³².

Quando são lançados ao mercado novos produtos, os níveis de força de adesão frequentemente estão entre as principais vantagens anunciadas, de forma que a determinação *in vitro* dessa força é sempre de grande importância e interesse^{28,43}. Os principais testes utilizados para avaliar a força dos adesivos ortodônticos são os testes de cisalhamento ou de tração, sendo o primeiro o mais habitual. Isto pode ser explicado porque o teste de cisalhamento tem mais similaridade com as forças orais e com as forças inerentes do tratamento ortodôntico, que podem resultar no descolamento dos *brackets*, embora estas sejam de difícil reprodução devido à sua grande complexidade^{45,46}. No teste de cisalhamento, a força é diretamente paralela ao longo eixo do dente e o mais próximo possível da interface *bracket*-dente. Até o momento não existe uma padronização dos estudos e os resultados de estudos individuais são inconsistentes. Consequentemente, os estudos não podem ser comparados entre si se foram utilizados diferentes materiais e métodos. Embora os estudos *in vitro* devam fornecer informações que possam ser extrapoladas para a prática clínica, muitos dos fatores envolvidos impedem uma simulação real das condições intraorais⁴⁶. A padronização dos estudos *in vitro* permite uma melhor comparação entre os estudos, e as informações resultantes podem fornecer informações clínicas relevantes que podem influenciar as decisões de tratamento ortodôntico⁴⁴. Assim, é extremamente importante a uniformização da unidade de medida para a força de adesão, no sentido de facilitar a comparação dos resultados. A utilização de Megapascals (MPa), ou de medidas equivalentes como Newtons por milímetro quadrado (N/mm²) ou MegaNewtons por metro quadrado (MN/m²), são mais apropriadas por representarem a força por unidade de área necessária para deslocar um *bracket* da sua posição^{28,45,46}.

Uma preocupação de todos os clínicos é manter a superfície do dente ou da restauração sem danos após o procedimento de descolagem. Falhas adesivas dentro do adesivo ou na interface adesivo-*bracket* são mais desejáveis do que na interface dente-adesivo, já que esta última tem sido responsável pelo surgimento de fraturas e fisuras no momento da descolagem. O índice de resina remanescente (ARI) constitui um excelente recurso no sentido de recolher informações sobre o local da falha adesiva^{28,43,46}.

1.5.4. Brackets ortodônticos

O tratamento ortodôntico é realizado para corrigir más oclusões e anormalidades craniofaciais, fornecendo um adequado alinhamento dentário, harmonia facial, uma melhor função e uma melhor relação maxilomandibular. Além disto, deve proporcionar conforto e benefícios na autoestima do indivíduo, desempenhando um papel positivo na qualidade de vida dos pacientes⁴⁷.

Edward Angle é considerado o “pai da Ortodontia”, não só pela sua contribuição na classificação e diagnóstico das más oclusões, como também no desenvolvimento dos quatro sistemas de aparelhos: o Arco E, o aparelho *Pin and Tube*, o aparelho *Ribbon-Arch*, através do qual se introduziu o termo “*bracket*” pela primeira vez, e o aparelho *Edgewise*⁴⁸. Como já mencionado, o conceito de adesão direta de *brackets* foi referido por primeira vez por Newman em 1965. Sete anos mais tarde, em 1972, Silverman descreveu o conceito de adesão indireta de *brackets*, o qual visava melhorar a precisão e eficiência da colagem, através do posicionamento dos *brackets* em modelos de gesso e posterior transferência para a cavidade oral⁴⁹.

Atualmente estão disponíveis vários tipos de *brackets* com diferentes tipos de bases, sendo os de metal habitualmente os mais utilizados. O tipo de tratamento da superfície do dente e do *bracket*, o sistema adesivo utilizado e o tamanho e o desenho da base do *bracket* influenciam a força de adesão e, de acordo com esta variação, podemos ter *brackets* com diferentes graus de retentividade^{49,50}. Segundo Ha-Na Sha⁵¹, a queda de acessórios ortodônticos acontece devido a falhas na técnica de colagem, pouca retentividade de determinadas bases de *brackets* e devido à ação das forças mastigatórias. Deste modo, forças no sentido ocluso-gengival, ou seja, forças de cisalhamento, são as que mais incidem sobre os acessórios ortodônticos, exigindo uma adequada adesão para que não ocorra a descolagem dos mesmos⁵⁰.

Com o objetivo de atingir valores de força de adesão suficientes entre o adesivo e o *bracket*, podemos recorrer a métodos químicos e mecânicos⁵². Em relação às características estruturais das bases dos *brackets*, estas podem apresentar diferentes configurações e desenhos, com o objetivo de conferir maior penetração do sistema adesivo e permitir uma maior polimerização do mesmo, proporcionando uma melhor retenção mecânica^{26,41,52,53}. Os *brackets* podem ser de malha fina ou de malha grossa, totalmente fundidos ou usinados e com sulcos retentivos²⁶. A crescente demanda por um aparelho mais estético levou, entre outras coisas, a uma redução no tamanho dos *brackets*

e, consequentemente, de suas bases. Assim, uma menor área de retenção da base do *bracket* pode influenciar a força de adesão do mesmo⁴⁹, porém, nem sempre uma base de maior área possui maior retenção. Na maioria das vezes, uma maior força de adesão está relacionada com a adaptação da base à superfície dentária³⁹. Também quanto mais irregular for a base do *bracket*, maior a rugosidade da superfície, aumentando deste modo a adesão mecânica³⁹. É por este motivo que muitas vezes é realizado um prévio jateamento da base do *bracket*⁵¹⁻⁵³. Outras abordagens atuais para melhorar a adesão incluem o uso de bases com desenho a laser e a incorporação de partículas metálicas ou cerâmicas na base do *bracket*⁵². Ainda a silanização da base do *bracket* pode melhorar a retenção química, uma vez que aumenta a molhabilidade da superfície^{50,52}.

Outro aspecto relevante a ser salientado quanto à forma da base dos *brackets*, está relacionado ao grau de penetração do compósito e da luz. Deste modo, *brackets* de malha dupla possuem uma malha externa mais ampla e uma fina interna. A camada externa permite uma melhor penetração da luz, permitindo uma adequada polimerização do adesivo. No entanto, ao ser uma estrutura complexa, pode ocorrer uma incompleta polimerização na camada fina, gerando zonas de tensão^{52,53}.

O material utilizado na confecção dos *brackets* é variável, podendo ser constituídos por aço inoxidável, titânio, plástico, policarbonato ou cerâmica^{26,39}. Existem divergências na literatura em relação ao melhor material para confecção do *bracket*. Porém, *brackets* metálicos obtiveram melhores resultados em comparação aos *brackets* de plástico e policarbonato. Atualmente, outro grupo de *brackets* estéticos, os compostos por cerâmica, vem sendo cada vez mais utilizado²⁶. O aço inoxidável é um dos materiais mais utilizados na fabricação dos *brackets* ortodônticos devido às suas propriedades mecânicas e à sua resistência à corrosão. Esta resistência à corrosão deve-se à quantidade de cromo presente que, na presença de oxigênio, vai formar uma camada que recobre a superfície do aço inoxidável, conferindo assim, uma adequada resistência à corrosão. O níquel, outro componente principal dos aparelhos ortodônticos, fornece ductibilidade ao aço inoxidável, no entanto, pode causar reações de hipersensibilidade⁵⁴. Contudo, hoje em dia, *brackets* e arcos livres de níquel estão a ser desenvolvidos para melhorar a biocompatibilidade dos mesmos e evitar reações alérgicas⁵⁵. Ao utilizar *brackets* metálicos, a penetração da luz através do mesmo é limitada, podendo levar a uma incompleta polimerização do adesivo, afetando a força de adesão. Por outro lado, *brackets* translúcidos permitem uma completa fotopolimerização do adesivo. No entanto, os *brackets* de policarbonato, embora translúcidos, tem sido relatados por vários autores

como tendo valores de força adesão menores em comparação aos *brackets* metálicos ou de cerâmica³⁹.

1.5.5. Estudos precedentes de comparação de colagem de *brackets* ortodônticos a superfícies de cerâmica

Para que a presente investigação pudesse ser relevante, foi realizada uma pesquisa de estudos semelhantes já existentes e assim, poder se replicar os materiais e métodos utilizados e equiparar os resultados obtidos. Ao efetuar essa pesquisa, foi notória a quantidade de estudos sobre adesão de *brackets* a cerâmica, pois é um tópico já amplamente estudado. Contudo, pouca literatura foi encontrada em que se comparasse a força de adesão obtida com o uso do Assure® Plus All com outro sistema adesivo. Além disso, não foi encontrado nenhum estudo atual que avaliasse a força de adesão do Assure® Plus All e o Transbond™ XT em substratos de cerâmica feldspática, de cerâmica de dissilicato de lítio e de zircônia, como o que nos propusemos realizar.

O estudo com mais semelhança à presente investigação foi realizado em 2018. No referido estudo, Naseh et al¹⁰ compararam a força de adesão de *brackets* de incisivos centrais maxilares em cerâmica feldspática e cerâmica de dissilicato de lítio utilizando o sistema adesivo Transbond™ XT e o sistema adesivo Assure® Plus All. Para tal, foram criados 20 discos de cerâmica feldspática e 20 de cerâmica de dissilicato de lítio com dimensão de 7mm de diâmetro e 2mm de espessura montados em caixas de cera, nas quais foi colocada resina acrílica autopolimerizável. Estes discos foram sujeitos a jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50µm durante cinco segundos a uma distância de 10mm, seguido da aplicação de ácido fluorídrico a 9,6% durante dois minutos, lavagem com água e secagem com spray de ar. Foram depois divididos em dois subgrupos, no primeiro subgrupo foi aplicada uma camada de silano nas superfícies de cerâmica feldspática e de dissilicato de lítio e o adesivo Transbond™ XT. No segundo subgrupo, aplicou-se o adesivo Assure® Plus All sem a utilização de silano. As amostras foram incubadas em água destilada a 37°C durante 24 horas e sujeitas a 2000 ciclos de termociclagem com banhos de 5°C a 55°C e posteriormente testadas através do teste de cisalhamento, em uma máquina de testes universal, a uma velocidade de 1mm/min. Para comparar a força de adesão foram utilizados os testes estatísticos ANOVA e Fisher. Quanto aos resultados, verificou-se que a força de adesão à cerâmica de dissilicato de lítio com Assure® Plus All foi significativamente maior do que à cerâmica feldspática,

apresentando também menor ocorrência de fraturas da cerâmica. A menor força de adesão foi encontrada nas amostras de cerâmica feldspática em que foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT. Os autores concluíram que o Assure® Plus All fornece elevada força de adesão entre *brackets* e restaurações em cerâmica, recomendando o seu uso na prática ortodôntica.

Amirabadi⁵⁶, em 2014, comparou *in vitro* a força de adesão de *brackets* metálicos de incisivos centrais maxilares a cerâmica e amálgama com a utilização de dois sistemas adesivos. Para isso, foram criadas 20 amostras de cerâmica feldspática em forma de cubos ocos com dimensão de 8x8mm e 1cm de altura e 20 cubos de resina acrílica em que foram realizadas cavidades de 7mm de comprimento e 2mm de profundidade, as quais foram preenchidas de amálgama. As amostras de cerâmica feldspática foram submetidas a jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50µm durante três segundos, foi aplicado ácido fluorídrico 9,6% durante dois minutos e aplicado um silano, enquanto que as amostras de amálgama só foram submetidas a jateamento. De seguida, as amostras foram divididas em dois subgrupos, no primeiro subgrupo foi aplicada a resina adesiva Assure® Universal[§], uma versão anterior do produto Assure® Plus All e no segundo subgrupo foi aplicado o sistema Transbond™ XT. Todas as amostras foram armazenadas em uma incubadora a 37°C durante uma semana e posteriormente submetidas a termociclagem com banhos entre 5°C e 50°C. Para testar a força de adesão foi aplicado um teste de resistência ao cisalhamento utilizando uma máquina de testes universal, a uma velocidade de 1mm/min. Os dados foram analisados estatisticamente através do teste ANOVA, teste Tukey, teste T-Student e teste Kruskal Wallis. Os autores concluíram que a força de adesão com a utilização do Assure® Universal diminui para as amostras em amálgama e aumenta para as amostras em cerâmica feldspática, quando comparadas com as amostras com Transbond™ XT.

Em 2016, Mehta et al⁵ avaliaram a força de tração de *brackets* ortodônticos metálicos em superfícies de cerâmica feldspática e de zircônia. Para tal, foram criados 36 discos de zircônia e 36 discos de cerâmica feldspática com 2,5mm de espessura e 8,5mm de diâmetro inseridos em blocos de resina acrílica. Todas as amostras foram jateadas com partículas de óxido de alumínio de 50µm durante quatro segundos, e posteriormente divididas em três subgrupos de acordo com o tratamento de superfície ao qual foi submetida. No primeiro grupo, da cerâmica feldspática, foi utilizado um silano e o sistema

[§] Reliance Orthodontic Products, Itasca, Illinois, EUA

adesivo Assure® Universal, no segundo grupo um silano e o sistema adesivo Assure® Plus All e no terceiro grupo apenas um silano. Quanto à zircónia, no primeiro grupo foi aplicado o sistema adesivo Z Prime™ Plus, no segundo grupo foi aplicado Assure® Plus All e no terceiro grupo foi aplicado um silano. Uma vez colados os *brackets*, as amostras foram submetidas a testes de resistência à tração em uma máquina de testes universal, com uma velocidade de 1mm/min. Os autores concluíram que não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes protocolos de adesão.

Em 2019, Douara et al⁵⁷ avaliaram a força de adesão de *brackets* cerâmicos a zircónia através de três protocolos de adesão diferentes. Quarenta e cinco discos retangulares de zircónia monolítica inseridos em cilindros de resina acrílica autopolimerizável foram submetidos a jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50µm, durante cinco segundos e de seguida divididos em três grupos. No primeiro grupo foi aplicado Assure® Plus All, no segundo grupo aplicou-se um silano e Assure® Plus All e por último, no terceiro grupo foi utilizado ácido fluorídrico a 4% durante quatro minutos, silano e Transbond™ XT. As amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C durante 24 horas e submetidas a 500 ciclos de termociclagem com banhos de 5°C a 55°C. A força de adesão foi determinada através do teste de cisalhamento, a uma velocidade de 1mm/min e o local de falha de adesão foi analisado com o ARI. Os autores concluíram que o procedimento realizado nos grupos B e C foi clinicamente aceitável, contudo, o uso de silano seguido de Assure® Plus All permitiu uma descolagem mais fácil sem provocar danos na zircónia. A força de adesão no grupo A foi significativamente menor do que nos restantes grupos.

Na Tabela 1, os quatro estudos *in vitro* encontram-se esquematizados para mais fácil comparação.

Tabela 1: Resumo comparativo de diferentes estudos sobre força de adesão de *brackets* a cerâmica

	Naseh et al, 2018¹⁰	Amirabadi, 2014⁵⁶	Mehta et al, 2016⁵	Douara et al, 2019⁵⁷
Tamanho e tipologia da amostra	N=40 20 discos de cerâmica feldspática e 20 discos de cerâmica de dissilicato de lítio	N=40 20 cubos ocos de cerâmica feldspática e 20 cavidades de amálgama em cubos de resina acrílica	N=72 36 discos de zircônia e 36 discos de cerâmica feldspática	N=45 45 discos rectangulares de zircônia
Tratamento de superfície	Jateamento com Al ₂ O ₃ 50µm 5s + ácido HF 9,6% 2min Subgrupo 1: silano + Transbond™ XT Subgrupo 2: Assure® Plus All	Grupo cerâmica feldspática: Jateamento com Al ₂ O ₃ 50µm 3s + ácido HF 9,6 2min Grupo amálgama: Jateamento com Al ₂ O ₃ 50µm 3s Subgrupo 1: Assure® Universal Subgrupo 2: Transbond™ XT	Jateamento com Al ₂ O ₃ 50µm 4s Cerâmica feldspática: Subgrupo 1: ácido HF 4% + silano + Assure® Universal Subgrupo 2: silano + Assure® Plus All Subgrupo 3: silano Zircônia: Subgrupo 1: Z Prime™ Plus Subgrupo 2: Assure® Plus All Subgrupo 3: silano	Jateamento com Al ₂ O ₃ 50µm 5s Grupo A: Assure® Plus All Grupo B: silano + Assure® Plus All Grupo C: ácido HF 4% + silano + Transbond™ XT
Bracket	<i>Bracket</i> metálico de incisivo central superior	<i>Bracket</i> metálico de incisivo central superior	<i>Bracket</i> metálico	<i>Bracket</i> cerâmico

Armazenamento	Água destilada a 37°C durante 24h	Água destilada 37°C durante 7 dias	Não referido	Água destilada 37°C durante 24h
Termociclagem	Ciclos: 2000 °C: 5-55	Foi realizado termociclagem mas o nº de ciclos não foi referido	Não referido	Ciclos: 500 °C: 5-55
Força de adesão	Resistência ao cisalhamento (Máquina de testes universal) v: 1mm/min	Resistência ao cisalhamento (Máquina de testes universal) v: 1mm/min	Resistência à tração (Máquina de testes universal) v: 1mm/min	Resistência ao cisalhamento (Máquina de testes universal) v: 1mm/min
Resultados	A força de adesão do <i>bracket</i> à cerâmica de dissilicato de lítio com Assure® Plus All foi significativamente maior que à cerâmica feldspática. A menor força de adesão foi encontrada nas amostras de cerâmica feldspática com o sistema adesivo Transbond™ XT	A força de adesão com a utilização de Assure® Universal diminui para amálgama e aumenta para cerâmica feldspática quando comparadas com Transbond™ XT	Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes protocolos de adesão	A resistência ao cisalhamento foi menor no grupo A. Os grupos B e C obtiveram valores de força de adesão aceitáveis. No grupo B a descolagem permitiu menor danificação da superfície de zircónia

II. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Métodos de pesquisa bibliográfica

Para a concretização desta investigação e respetiva revisão bibliográfica, a estratégia de pesquisa utilizada foi suportada pelos motores de busca digital e pelas bases de dados da *PubMed*, *b-on*, *Cochrane*, *SciELO* e *Google Académico*. A pesquisa bibliográfica estendeu-se também a livros, e para tal recorreu-se à biblioteca do Instituto Universitário Egas Moniz (IUEM) e ainda, revistas especializadas na área de Ortodontia, tais como, *o American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *European Journal of Orthodontics* e *The Angle Orthodontist*. As publicações revistas no âmbito deste trabalho encontravam-se em língua inglesa, portuguesa e espanhola. A pesquisa foi efetuada utilizando as seguintes palavras-chave: *shear bond strength*, *dental porcelain*, *orthodontic adhesives*, *orthodontic brackets*, *zirconium*. Durante a pesquisa bibliográfica, verificou-se a existência de diversos estudos sobre adesão de *brackets* a cerâmica, pois é um tópico já amplamente estudado. Contudo, pouca literatura foi encontrada em que se comparasse a força de adesão obtida com o uso do *Assure® Plus All*** com outro sistema adesivo, não tendo sido encontrado nenhum estudo igual ao presente.

2.2. Tipo de estudo

Investigação primária aplicada, mista e analítica. O presente estudo divide-se numa contextualização teórica, realizada através de uma revisão bibliográfica e numa componente laboratorial, enquadrada no formato de estudo experimental *in vitro*.

2.3. Local de estudo

Os procedimentos realizados neste estudo foram efetuados no Laboratório de Biomateriais do Instituto Universitário Egas Moniz (IUEM) e no Laboratório de Morfologia do mesmo Instituto.

** Reliance Orthodontic Products, Itasca, Illinois, EUA

2.4. Amostra

Para a realização do presente estudo foram utilizadas 72 faces vestibulares iguais de pré-molares, 24 de cerâmica feldspática VITABLOCS® Mark II^{††}, 24 de cerâmica de dissilicato de lítio IPS e-max® CAD^{‡‡} e 24 de zircônia 3M Lava™ Esthetic^{§§}.

A amostra foi agrupada em 18 blocos com 4 faces vestibulares cada um, como mostrado nas figuras 3, 4 e 5.



Figura 3: Seis blocos de cerâmica feldspática com quatro faces cada um.



Figura 4: Seis blocos de cerâmica de dissilicato de lítio com quatro faces cada um.



Figura 5: Seis blocos de zircônia com quatro faces cada um.

Foram constituídos seis grupos de 12 amostras cada um, dois grupos de cerâmica feldspática, dois de cerâmica de dissilicato de lítio e dois de zircônia conforme o esquema da figura 6. O Grupo 1 foi constituído por 12 faces vestibulares de pré-molares de cerâmica feldspática em que foi utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All; o Grupo 2 foi constituído por 12 faces vestibulares de pré-molares de cerâmica feldspática em que foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT; o Grupo 3 foi constituído por 12 faces vestibulares de pré-molares de cerâmica de dissilicato de lítio em que foi utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All; o Grupo 4 foi constituído por 12 faces vestibulares de

^{††} VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany

^{‡‡} Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

^{§§} 3M Deutschland GmbH, Neuss, Germany

pré-molares de cerâmica de dissilicato de lítio em que foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT; o Grupo 5 foi constituído por 12 faces vestibulares de pré-molares de zircónia em que foi utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All; e o Grupo 6 foi constituído por 12 faces vestibulares de pré-molares de zircónia em que foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT.

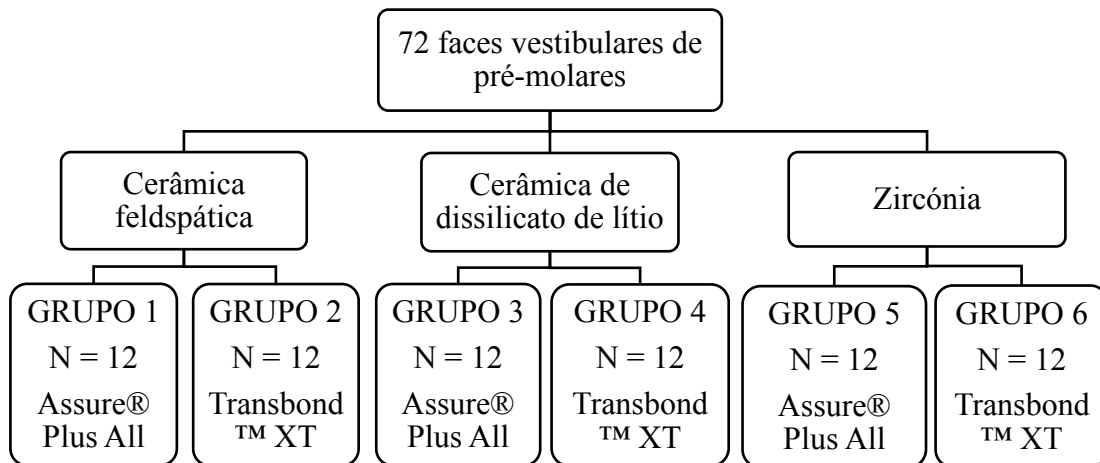


Figura 6: Esquema ilustrativo dos grupos formados no presente estudo.

2.4.1. Processo de fabrico das amostras

Para conseguir-se que as amostras tivessem a forma de blocos com quatro faces vestibulares de pré-molares, previamente foi *scaneado* um pré-molar no Scanner Vinyl Smart Optics*** (figura 7).

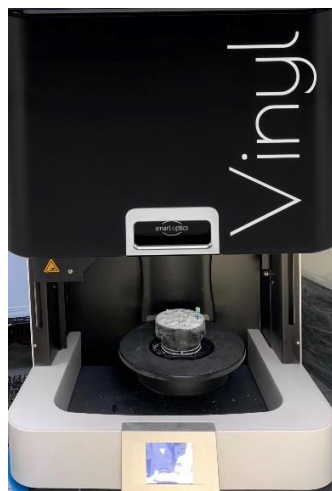


Figura 7: Scanner Vinyl Smart Optics a *scanear* um pré-molar.

*** Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Germany

De seguida foi utilizado o programa 3D Builder^{†††} para realizar o projeto da amostra. Para tal, foi copiada a face vestibular do pré-molar *scaneado* e adicionado ao mesmo, até obter quatro faces vestibulares iguais unidas em uma amostra, como exemplificado na figura 8.

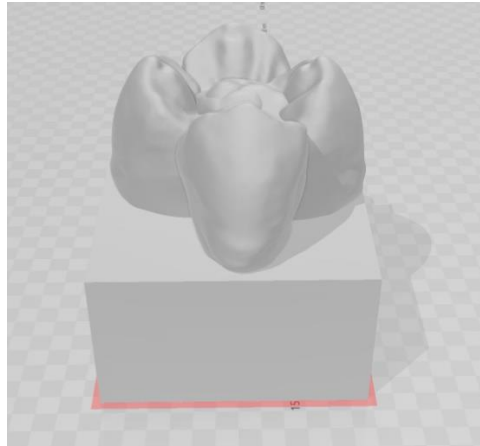


Figura 8: Programa 3D Builder já com o projeto criado.

Posteriormente foi utilizado o Programa CORiTEC iCAM V5 smart^{‡‡‡}, o qual permite o cálculo da estratégia necessária para a fresagem das amostras. Na figura 9 é mostrado o programa com a estratégia de fresagem das amostras de cerâmica de dissilicato de lítio e de cerâmica feldspática. Enquanto que na figura 10 é mostrado o programa com a estratégia de fresagem das amostras de zircónia, uma vez que a zircónia pré-sinterizada possui a forma de um disco e não de blocos, como a cerâmica de dissilicato de lítio ou a cerâmica feldspática.

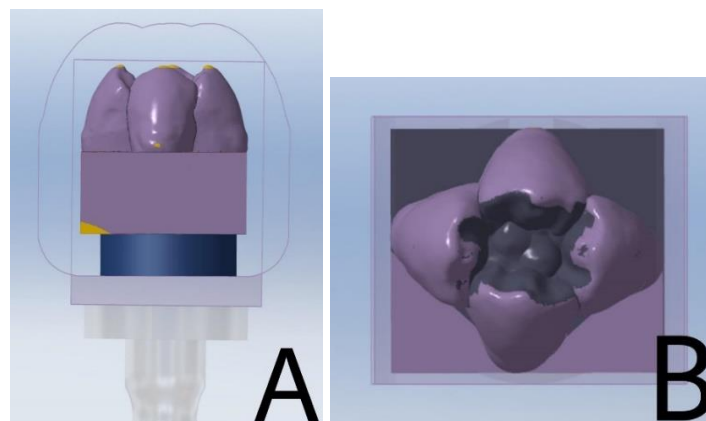


Figura 9: Vista do projeto no Programa CORiTEC iCAM V5 smart para as amostras de dissilicato de lítio e feldspática. A - Vista horizontal; B - Vista oclusal.

^{†††} 3D Builder, © Microsoft Corporation

^{‡‡‡} imes-icore® GmbH, Eiterfeld, Germany

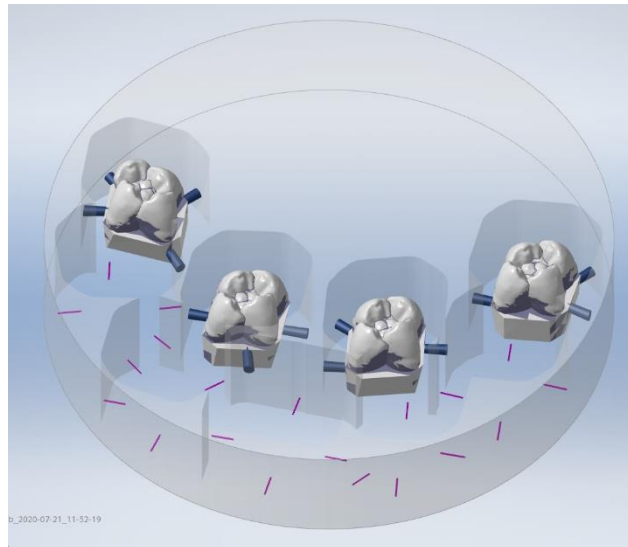


Figura 10: Vista do projeto de zircónia no Programa CORiTEC iCAM V5 smart.

Uma vez terminado o projeto, é realizada a fresagem na máquina fresadora CORiTEC 250i series^{§§§} para proporcionar a forma desejada às amostras (figuras 11, 12 e 13).



Figura 11: Máquina fresadora CORiTEC 250i series.

^{§§§} imes-icore® GmbH, Eiterfeld, Germany

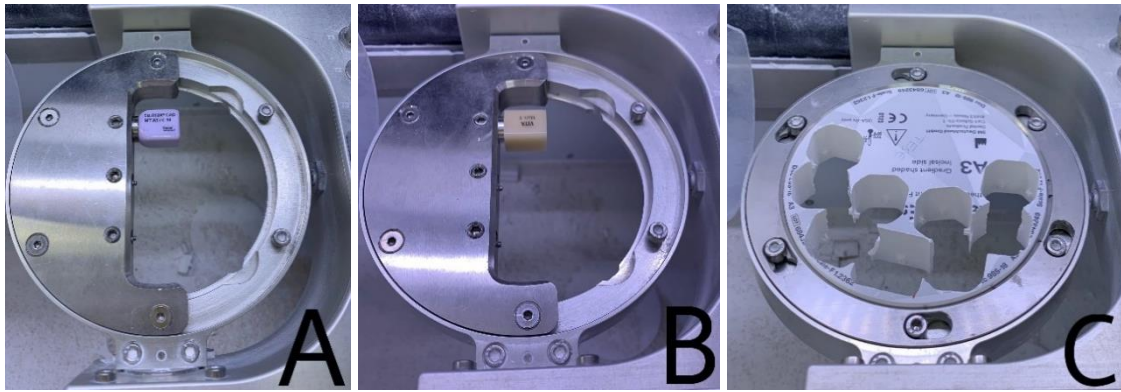


Figura 12: Amostras colocadas na máquina fresadora CORiTEC 250i series. A - Bloco de cerâmica de dissilicato de lítio; B - Bloco de cerâmica feldspática; C - Disco de zircónia pré-sinterizado.

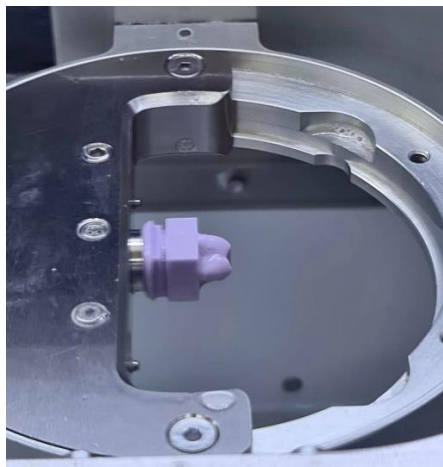


Figura 13: Amostra de dissilicato de lítio após a técnica CAD-CAM.

Por último, as amostras de cerâmica feldspática receberam polimento manual. Enquanto que as amostras de dissilicato de lítio e de zircónia tiveram de ser cozidas para conseguir o aspeto final. A cerâmica de dissilicato de lítio sofreu o processo de cristalização através da colocação da amostra no forno de cerâmica, este aquecimento produz uma alteração da sua microestrutura, resultando num crescimento controlado dos cristais de dissilicato de lítio. Relativamente à zircónia, foi colocada no forno de sinterização, através do qual as amostras adquirem o tamanho e a cor desejada. Na figura 14 é exemplificada uma fotografia do forno de cerâmica **** utilizado para as amostras de dissilicato de lítio.

**** Oral design, Lisboa, Portugal



Figura 14: Forno de cerâmica utilizado nas amostras de dissilicato de lítio.

2.5. Metodologia da investigação

2.5.1. Colagem dos *brackets*

No presente estudo recorreu-se a 72 *brackets* metálicos de aço inoxidável de pré-molares Victory Series™, .018in, prescrição MBT™††††, como mostrado na figura 15.



Figura 15: Embalagem com cinco *brackets* de pré-molares Victory Series™.

A adesão dos *brackets* à superfície de cerâmica feldspática, cerâmica de dissilicato de lítio e zircónia foi realizada no mesmo dia e recorreu-se aos sistemas adesivos

†††† 3M Unitek, Monrovia, California, EUA

fotopolimerizáveis Assure® Plus All e Transbond™ XT^{††††}, de modo a permitir a sua posterior comparação. Em todos os grupos foi utilizado o ácido fluorídrico Reliance Porc-Etch™^{§§§§}, o silano Reliance® Porcelain Conditioner^{*****} e a pasta adesiva Transbond™ XT^{††††}. Nas figuras 16 e 17 podemos observar a sequência dos materiais utilizados para a adesão dos *brackets*, quando utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT ou Assure® Plus All, respectivamente e, na tabela 2, o protocolo detalhado que foi definido.



Figura 16: Ácido fluorídrico Porc-Etch™, silano Reliance® Porcelain Conditioner, sistema adesivo Transbond™ XT e pasta adesiva Transbond™ XT.



Figura 17: Ácido fluorídrico Porc-Etch™, silano Reliance® Porcelain Conditioner, sistema adesivo Assure® Plus All e pasta adesiva Transbond™ XT.

†††† Light Cure; 3M Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA

§§§§ Reliance Orthodontic Products, Itasca, Illinois, EUA

***** Reliance Orthodontic Products, Itasca, Illinois, EUA

†††† Light Cure; 3M Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA

Tabela 2: Protocolo de colagem dos *brackets* à superfície das amostras.

Protocolo adesão dos <i>brackets</i>	1- Profilaxia da superfície com escova e pasta pedra-pomes com água; 2- Lavar abundantemente com água; 3- Secar cuidadosamente com jato de ar; 4- Condicionamento com ácido fluorídrico 9,6% durante 2 minutos; 5- Lavar com água 30 segundos; 6- Secar com jato de ar; 7- Aplicar uma camada de silano e deixar atuar durante 60 segundos; 8- Secar com jato de ar 60 segundos; 9- Aplicar uma camada de adesivo Transbond™ XT ou Assure® Plus All, sem fotopolimerizar; 10- Secar suavemente com ar; 11- Com a seringa, aplicar uma pequena quantidade de pasta adesiva Transbond™ XT na base do <i>bracket</i>; 12- Logo após a aplicação da pasta adesiva, posicionar o <i>bracket</i> suavemente sobre a superfície e ajustar o <i>bracket</i> na posição final, apertando-o firmemente para assentá-lo; 13- Retirar cuidadosamente o excesso de adesivo ao redor da base da <i>bracket</i> sem alterar a sua posição; 14- Fotopolimerizar 10 segundos por mesial e 10 segundos por distal.
--------------------------------------	---

Na figura 18, é esquematizado um resumo dos passos realizados ao longo da colagem dos *brackets* às amostras.

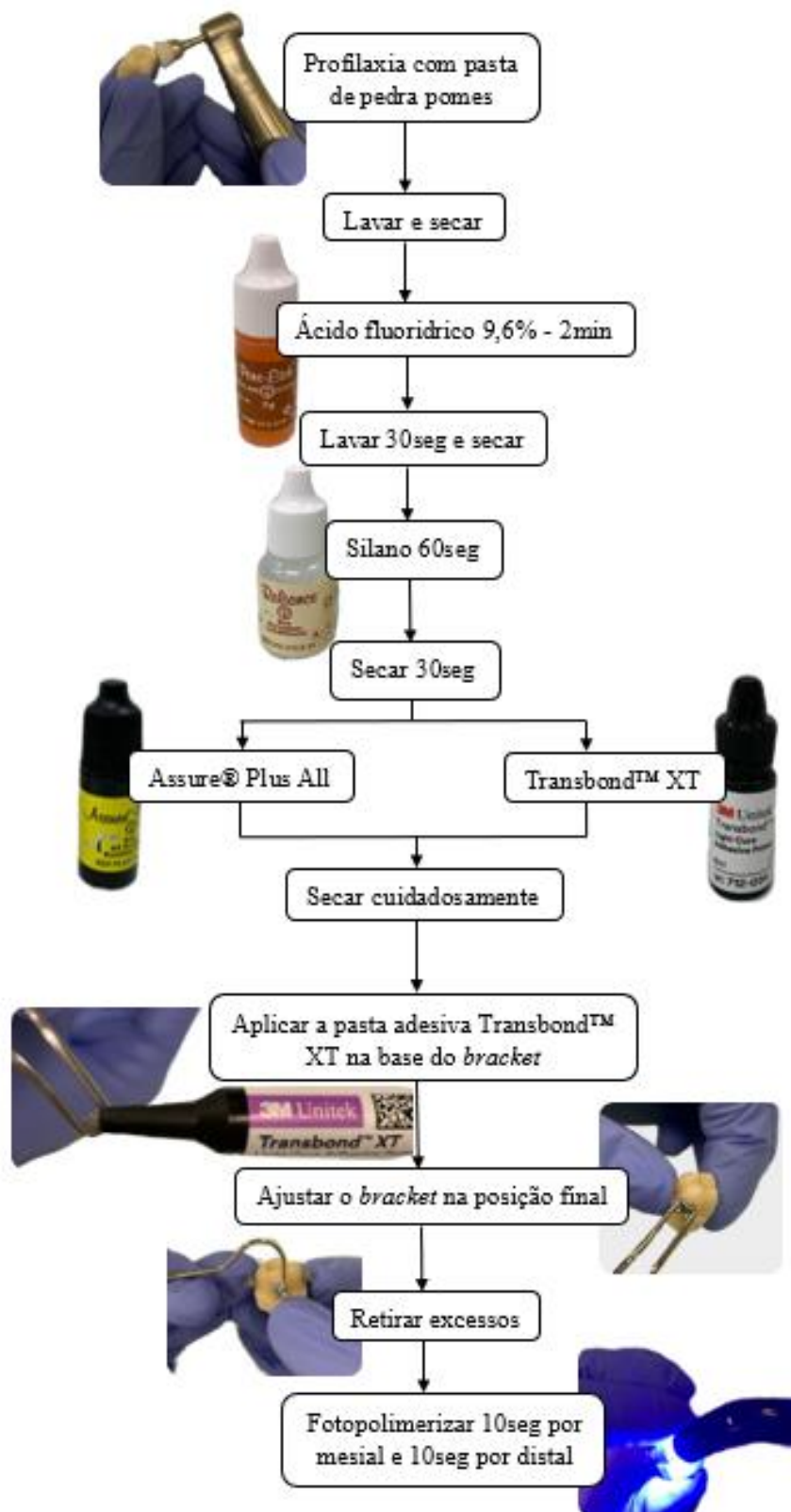


Figura 18: Esquema resumo da adesão dos *brackets*.

A fotopolimerização foi realizada com recurso ao fotopolimerizador 3M Unitek Ortholux™ Luminous Curing Light^{†††††}, mostrado na figura 19.



Figura 19: Fotopolimerizador 3M Unitek Ortholux™ Luminous Curing Light.

2.5.2. Armazenamento da amostra

Após a adesão dos *brackets*, as amostras foram guardadas durante 24h em água destilada a 37°C na estufa incubadora universal (Memmert® INE 400^{§§§§§})²² (figura 20).

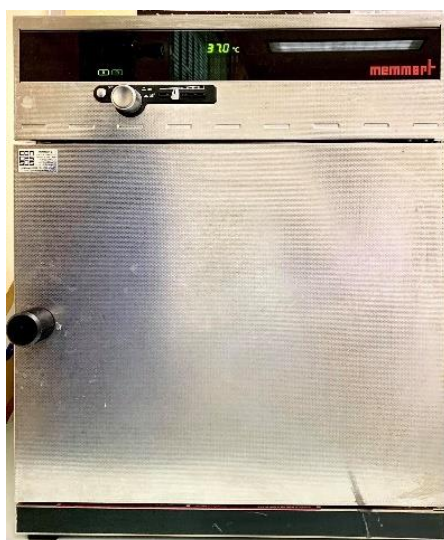


Figura 20: Estufa incubadora universal Memmert® INE 400.

††††† 3M Unitek, Monrovia, EUA
§§§§§ Schwabach, Alemanha

2.5.3. Envelhecimento da amostra

No passo seguinte, as amostras foram submetidas a 10000 ciclos com banhos entre 5°C e 55°C na máquina termocicladora (Julabo Labortech®^{*****})²², (figuras 21 e 22).



Figura 21: Máquina termocicladora Julabo Labortech® com o tanque esquerdo a 5°C e o direito a 55°C, pronta para começar os ciclos de termociclagem.



Figura 22: Ecrã da máquina termocicladora Julabo Labortech® uma vez completados os 10000 ciclos.

2.5.4. Montagem dos dentes em cilindros de resina acrílica

Para se poder realizar o teste de cisalhamento, foi necessário a montagem das amostras em blocos de resina acrílica autopolimerizável Schütz Futura Self^{†††††} (figura 23). Para esse fim foram utilizados cilindros metálicos com um diâmetro interno de 16,30 mm, como observado na figura 24. Estes cilindros foram vaselinados na sua zona interna para facilitar a remoção dos blocos após tomada de presa.

^{*****} Seelbach, Alemanha

^{†††††} Schütz Dental Group, Rosbach, Germany



Figura 23: Amostra preparada com o cilindro de acrílico.

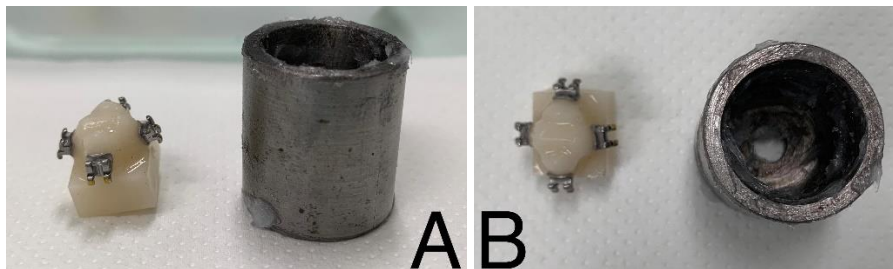


Figura 24: Cilindros metálicos utilizados para fazer blocos de acrílico. A - Vista lateral; B - Vista superior.

2.5.5. Determinação da força de adesão

Para determinar a resistência adesiva, cada amostra foi submetida ao teste de resistência ao cisalhamento na máquina de Testes Universal Shimadzu Autograph (Shimadzu Autograph AG-IS)^{*****} (figura 25).



Figura 25: Máquina de Testes Universal Shimadzu Autograph do Laboratório de Biomateriais do IUEM.

^{*****} Shimadzu Corporation, Tóquio, Japão

Para dar início aos testes, os blocos de acrílico foram colocados na máquina de testes universal de modo a manter o paralelismo entre a base do *bracket* e a ansa do dispositivo desenhado exclusivamente para este tipo de teste (figura 26).

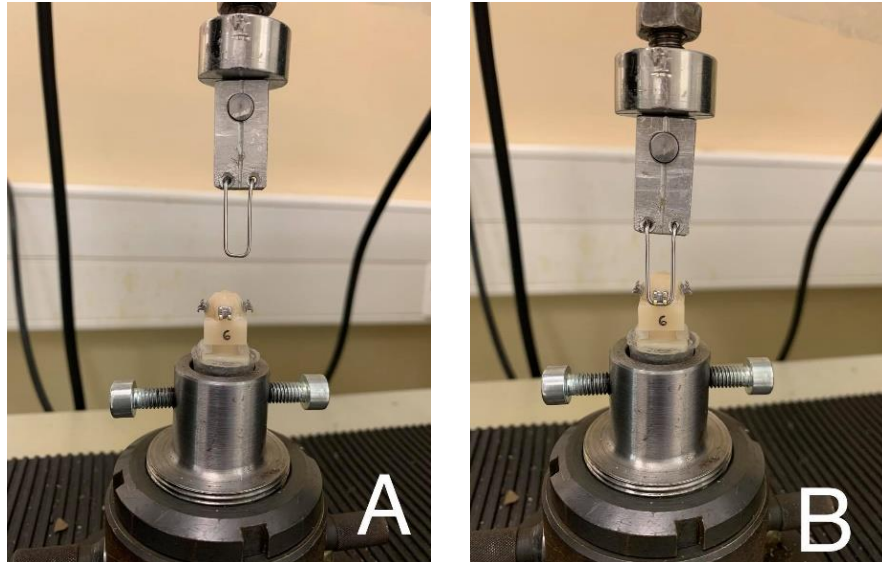


Figura 26: Cilindros montados na máquina de testes universal. A - Antes de prender a ansa desenhada para o teste; B - Com a ansa prendida nas aletas do *bracket*.

Para evitar que ao descolar o *bracket* o mesmo se perdesse, foi colocado um saco de plástico transparente e assim, ao se descolarem, os *brackets* ficaram contidos no seu interior, como exemplificado na figura 27.

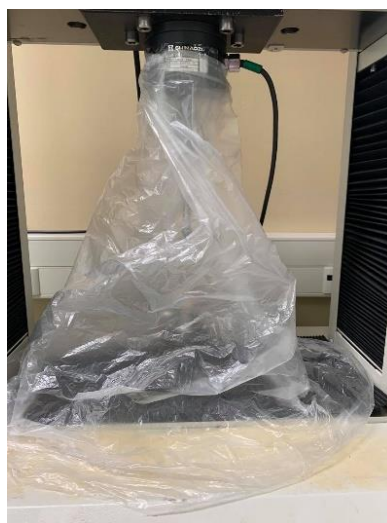


Figura 27: Máquina de testes universal já com o saco plástico para que não se perdessem os *brackets*.

O teste foi efetuado com uma velocidade de 1mm/min²² até a falha adesiva ocorrer. Os valores de força necessária para a descolagem dos *brackets* foram registrados em Newtons (N) que, posteriormente foram convertidos em Megapascals (MPa). Assim, o resultado em MPa da força de adesão, relaciona a força aplicada necessária à descolagem do *bracket* e a área da base do mesmo, para tal foi utilizada a fórmula:

$$MPa = \frac{N}{mm^2}$$

2.5.6. Determinação da área do *bracket*

Para que se pudesse utilizar a fórmula anterior, foi necessário determinar a área da base do *bracket*. Para tal, foi tirada uma micrografia de um *bracket* novo do mesmo lote que os utilizados para os ensaios de cisalhamento, com o estereomicroscópio Leica MZ6^{§§§§§§} com uma ampliação de 10x (figura 28). De seguida, a imagem foi processada com o programa informático ImageJ 1,45m^{*****}, com a escala pré-definida de 100µm e uma ampliação de 10x (figura 29). A partir desta medida conhecida, o programa realizou a conversão de µm para mm. Por fim, foi delimitada a base do *bracket* com a ferramenta *wand tracing* e depois foi determinada a sua área, obtendo um valor de 9,858mm², mostrada na figura 30.



Figura 28: Estereomicroscópio Leica MZ6 com um *bracket* a ser analisado.

§§§§§§ Leica Microsystems Limitada, Heerbrugg, Suíça
 ***** National Institutes of Health, Maryland, EUA

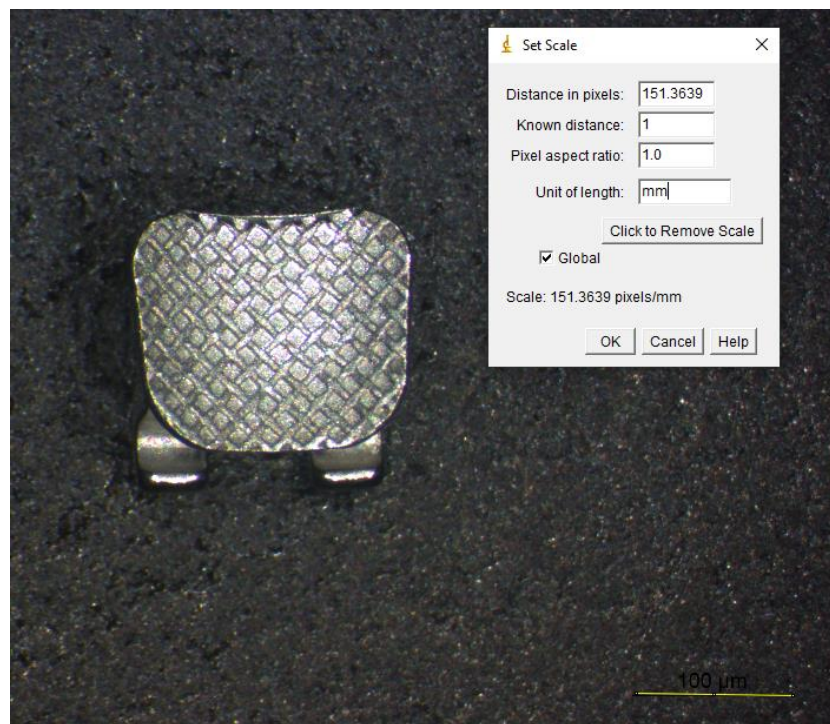


Figura 29: Calibração da escala através do programa informático ImageJ 1.45m.

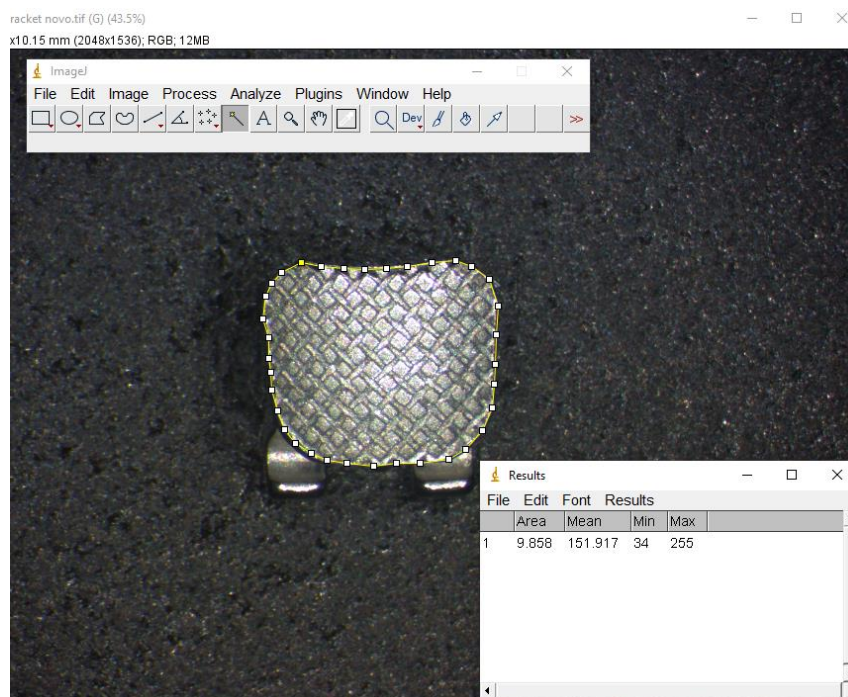


Figura 30: Determinação da área do *bracket* através do programa informático ImageJ 1.45m.

2.5.7. Análise da fratura com o Índice de Remanescente Adesivo (ARI)

Uma vez terminados os testes de resistência ao cisalhamento, as amostras de cerâmica e os *brackets* descolados foram analisados no estereomicroscópio Leica MZ6

com a ampliação de 10x e através do programa informático Leica Application Suite version 3.8.0.^{††††††††} foram tiradas micrografias. O objetivo deste procedimento foi avaliar a quantidade de adesivo remanescente que permaneceu na superfície da cerâmica e na base do *bracket* e, conseqüentemente, determinar o local da falha adesiva. Assim, foi aplicado o índice de adesivo remanescente (ARI) para classificar a quantidade de adesivo que permaneceu em cada amostra⁵⁸, como explicado na tabela 3. Foram utilizadas as micrografias das bases dos *brackets*, já que existe um melhor contraste entre o adesivo e o *bracket* do que entre o adesivo e as amostras de cerâmica, onde a visualização é mais difícil.

Tabela 3: Micrografias ilustrativas e sua correspondência ao valor de ARI.

		<i>Score 0</i> - Não permanece qualquer remanescente adesivo na superfície da cerâmica. Indica que a falha de adesão ocorreu na interface cerâmica-adesivo.
		<i>Score 1</i> – Menos do 50% do remanescente adesivo permanece na superfície da cerâmica. Indica que a falha de adesão ocorreu predominantemente na interface cerâmica-adesivo.
		<i>Score 2</i> – Mais do 50% do remanescente adesivo permanece na superfície da cerâmica. Indica que a falha de adesão ocorreu predominantemente na interface adesivo-<i>bracket</i>.
		<i>Score 3</i> - Todo o adesivo permanece retido na superfície da cerâmica. Indica que a falha de adesão ocorreu na interface adesivo-<i>bracket</i>.

^{††††††††} Leica Microsystems CMG, Suíça

2.6. Metodologia estatística

Os valores de força de adesão e os valores do ARI foram analisados através do programa IBM SPSS® Statistics versão 26^{*****}. A metodologia de análise estatística utilizada foi de tipo descritiva e inferencial. Neste último caso, foi utilizado o teste ANOVA One-way para comparar os valores médios de força de adesão obtidos no teste de cisalhamento dos seis grupos. Para que o teste ANOVA pudesse ser utilizado, foram previamente validados os pressupostos para a sua aplicação, ou seja, adequação à normalidade e homogeneidade de variâncias. De modo a se conseguir saber quais os grupos que diferiam entre si, foi utilizado o teste *à posteriori* de comparações múltiplas de Tukey.

Para avaliar a presença ou não de diferenças significativas entre os valores obtidos através do ARI, foi utilizado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis com comparações por método Parwise dos diferentes grupos. Devido a análise ser do tipo qualitativa, os dados foram comparados utilizando os valores da mediana dos seis grupos.

Na análise inferencial foi fixado um nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$).

***** IBM, New York, EUA

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1. Resultados

3.1.1. Resistência ao cisalhamento

Para esta investigação foi utilizada uma amostra de 72 faces vestibulares de pré-molares, 24 de cerâmica feldspática, 24 de dissilicato de lítio e 24 de zircónia que, para responder aos objetivos propostos, foram distribuídos por seis grupos de 12 elementos cada. Na tabela 4, pode-se observar que no Grupo 6, superfícies de zircónia em que foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT^{§§§§§§§§}, seis *brackets* descolaram-se das amostras previamente à realização do teste de cisalhamento, pelo que são considerados casos omissos, diminuindo as amostras do Grupo a seis casos válidos.

Tabela 4: Resumo de processamento de casos do Grupo 6 - Superfícies de zircónia em que foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT.

Grupo	Casos					
	Válido		Omisso		Total	
	N	%	N	%	N	%
Zircónia – Transbond™ XT	6	50,0%	6	50,0%	12	100,0%

Na tabela 5 são apresentados os resultados da estatística descritiva (média, desvio padrão, valores mínimos e máximos) dos dados obtidos no teste de resistência adesiva ao cisalhamento para cada um dos grupos amostrais.

Tabela 5: Análise descritiva da força de adesão obtida nos testes de resistência ao cisalhamento (MPa).

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	Intervalo (Mínimo – Máximo)
1	12	7,16	1,46	5,11 – 9,55
2	12	6,04	2,05	2,54 – 9,58
3	12	9,27	2,34	5,51 – 11,92
4	12	7,76	3,95	1,37 – 13,19
5	12	8,51	1,99	3,4 – 11,84
6	6	2,51	1,01	1,56 – 4,26

§§§§§§§§ Light Cure; 3M Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA

Na figura 31 é apresentado o gráfico Boxplot correspondente à distribuição das variâncias nos diferentes grupos.

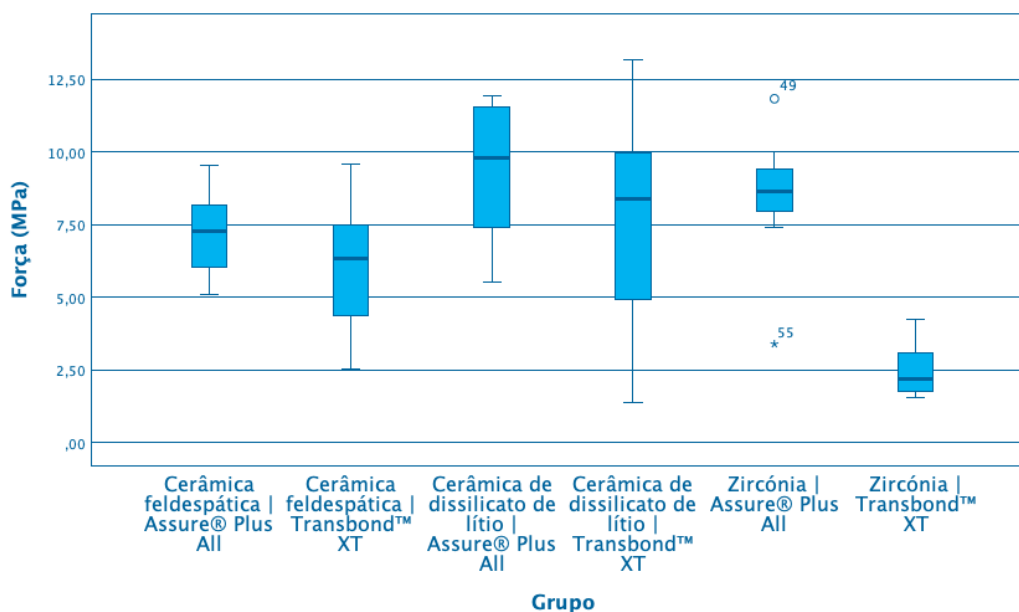


Figura 31: Boxplot ilustrando a distribuição das variâncias nos diferentes grupos.

Para que pudesse ser aplicado o teste ANOVA, foi necessário validar os pressupostos de normalidade e homogeneidade de variâncias. Para esse fim, foi aplicado o teste de Kolmogorov-Smirnov e o teste de Levene, respectivamente.

Uma vez validados os pressupostos, foi aplicado o teste ANOVA One-way, cujos resultados estão expostos na tabela 6. Indicam a presença de diferenças estatisticamente significativas entre os seis grupos testados no que diz respeito à força de adesão, tendo como referência o nível de significância $p \leq 0,05$.

Tabela 6: Análise de variâncias das forças de adesão médias.

	Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig. (p-value)
Entre grupos	223,810	5	44,762	7,669	<0,001
Nos grupos	350,216	60	5,837		
Total	574,026	65			

Para identificar os grupos que apresentavam diferenças estatisticamente significativas entre si foi aplicado a análise de Tukey. Os resultados estão apresentados

na tabela 7. Através da análise da tabela 7 podemos concluir que em termos estatísticos, existem diferenças significativas entre o Grupo 6 (superfícies de zircônia em que foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT) e os restantes grupos, exceto com o Grupo 2 (superfícies de cerâmica feldspática em que foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT), em que não é observada uma diferença estatisticamente significativa, apesar do valor de significância estar próximo do limite ($p=0,052$). Também existem diferenças estatisticamente significativas entre o Grupo 2 (superfícies de cerâmica feldspática em que foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT) e o Grupo 3 (superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio em que foi utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All*****). Entre os restantes grupos não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas quando comparados os valores de força de adesão obtidos.

Tabela 7: Análise de Tukey para comparações múltiplas da variável força de adesão (MPa).

Comparação entre grupos	Sig. (<i>p-value</i>)
1 – 2	0,865
1 – 3	0,281
1 – 4	0,990
1 – 5	0,748
1 – 6	0,004*
2 – 3	0,021*
2 – 4	0,508
2 – 5	0,141
2 – 6	0,052
3 – 4	0,646
3 – 5	0,970
3 – 6	<0,001**
4 – 5	0,974
4 – 6	0,001*
5 – 6	<0,001**

* $p \leq 0,05$; ** $p < 0,001$

***** Reliance Orthodontic Products, Itasca, Illinois, EUA

3.1.2. Índice de Remanescente Adesivo

Relativamente ao valor do Índice de Remanescente Adesivo (ARI) nos diferentes grupos em estudo, os dados foram agrupados na tabela 8 quanto à sua frequência, sendo visível que em nenhuma das 72 amostras foi atribuído o valor 3 e, pelo contrário, foi atribuído o valor 0 a todas as amostras do Grupo 6.

Tabela 8: Frequência de atribuição dos valores do ARI para cada grupo.

Grupo	N	Frequência dos valores de ARI			
		Valor 0	Valor 1	Valor 2	Valor 3
1	12	3	6	3	0
2	12	0	12	0	0
3	12	0	0	12	0
4	12	3	6	3	0
5	12	0	2	10	0
6	12	12	0	0	0

O ARI foi também utilizado para caracterizar o tipo de falha adesiva. Assim, valores de zero, indicam que nenhum remanescente adesivo permaneceu na superfície da cerâmica. Sugere que a falha de adesão ocorreu na interface cerâmica-adesivo. Valores de um e dois indicam que o adesivo ficou retido tanto no *bracket* como na superfície da cerâmica, sugerindo uma falha mista. Por último, valores de três indicam que todo o adesivo permaneceu na superfície da cerâmica. Sugere que a falha ocorreu na interface adesivo-*bracket*. A figura 32 mostra a frequência em que aconteceram os diversos tipos de falha adesiva em cada um dos grupos amostrais.

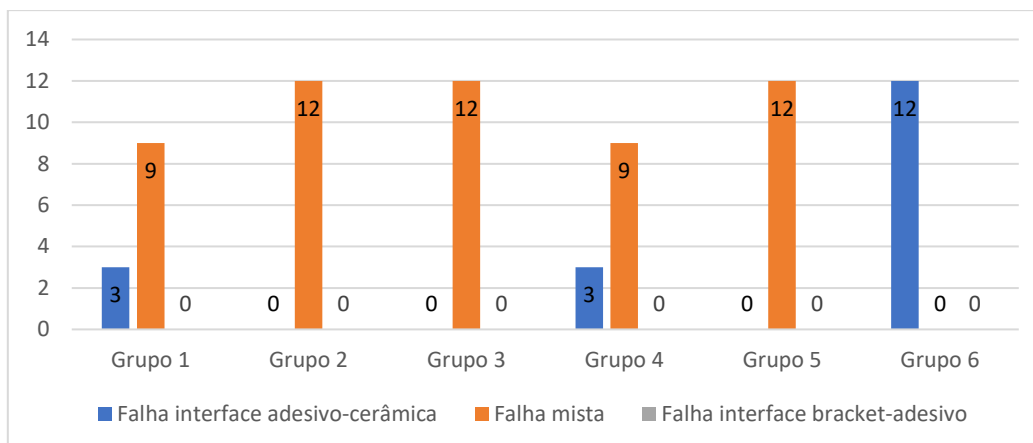


Figura 32: Frequência absoluta de cada tipo de falha adesiva para cada grupo.

Através do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis foram analisadas as medianas dos valores de ARI, representadas na tabela 9. É possível afirmar que existem diferenças estatisticamente significativas em relação à localização da falha de adesão entre os diferentes grupos amostrais para o nível de significância $p \leq 0,05$.

Tabela 9: Valor de significância resultante do teste de Kruskal-Wallis relativo ao ARI dos diferentes grupos.

Grupo	Mediana ± Amplitude Interquartil	Sig. (p-value)
1	1,00 ± 2	<0,001
2	1,00 ± 0	
3	2,00 ± 0	
4	1,00 ± 2	
5	2,00 ± 0	
6	0,00 ± 0	

Posteriormente foi realizada a comparação *à posteriori* entre os diferentes grupos para verificar quais grupos apresentam diferenças entre si através do método Pairwise de grupo. Na tabela 10 é possível observar que existem diferenças estatisticamente significativas quando comparados o Grupo 3 com os restantes grupos exceto com o Grupo 5, e entre os Grupos 5 e 6. Já nos restantes grupos é possível observar que não há diferenças estatisticamente significativas quando comparados os resultados do ARI.

Tabela 10: Comparações por método Pairwise de grupo relativas ao valor do Índice de Remanescente Adesivo.

Comparação entre grupos	Sig. (<i>p-value</i>)
1 – 2	1,000
1 – 3	0,020*
1 – 4	1,000
1 – 5	0,120
1 – 6	0,055
2 – 3	0,011*
2 – 4	1,000
2 – 5	0,074
2 – 6	0,090
3 – 4	0,020*
3 – 5	1,000
3 – 6	<0,001**
4 – 5	0,120
4 – 6	0,055
5 – 6	<0,001**

* $p \leq 0,05$; ** $p < 0,001$

3.2. Discussão

3.2.1. Escolha da investigação

A realização de um tratamento ortodôntico requer uma boa adesão entre a base do *bracket* e a superfície do dente capaz de resistir as forças da mastigação, as forças impostas pelo aparelho, ao pH e as mudanças de temperatura da cavidade oral⁵⁹.

À medida que a Medicina Dentária evolui, são apresentados novos desafios, como a adesão de *brackets* a materiais restauradores⁶⁰. A adesão ideal deve ser suficientemente forte para resistir à duração de um tratamento ortodôntico, mas também suficientemente fraca para permitir a descolagem do *bracket* no fim do tratamento, mantendo a integridade da superfície da cerâmica^{61–63}. Embora os avanços na área da adesão de restaurações cerâmicas tenham aumentado, ainda acontecem falhas com bastante frequência, sendo esta adesão comumente relatada como insuficiente⁶⁰. Uma das principais dificuldades

encontradas é que a cerâmica não adere facilmente a outros materiais, a menos que a sua superfície seja pré tratada, obtendo-se assim uma força de adesão mais adequada^{60,63}.

O Assure® Plus All foi recentemente introduzido no mercado com a indicação de ser específico para diversas superfícies, como a cerâmica, a amálgama, a resina composta, ou o esmalte atípico⁹. Vários estudos compararam a força de adesão de *brackets* a superfícies de cerâmica, no entanto, poucos foram os estudos encontrados na literatura que avaliassem o efeito do Assure® Plus All neste tipo de materiais.

O objetivo principal do presente trabalho de investigação foi comparar a força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de cerâmica feldspática, de dissilicato de lítio e de zircônia utilizando os adesivos Assure® Plus All e Transbond™ XT e, com isso, perceber se existem diferenças significativas que justifiquem que se opte por um dos sistemas adesivos, ou se, pelo contrário, ambos os dois apresentam resultados semelhantes.

3.2.2. Escolha da metodologia da investigação

Para tentar responder aos objetivos propostos nesta investigação desenhou-se um estudo experimental *in vitro*. Segundo Finnema et al⁶⁴, os estudos *in vitro* são preferíveis aos estudos *in vivo* para estudar e testar materiais. Hipoteticamente, os estudos *in vivo* são a melhor forma de testar a eficácia de um material, no entanto, clinicamente é quase impossível distinguir o potencial adesivo de um novo material sem a influência de outras variáveis que intervêm na cavidade oral. Além disso, a metodologia dos ensaios clínicos *in vivo* é geralmente de baixa qualidade e, conseqüentemente, é difícil tirar conclusões dos mesmos. Deste modo, estudos *in vitro* realizados para avaliar a resistência de um sistema adesivo permitem obter informação útil para uso clínico, possibilitando ainda a comparação dos resultados com estudos precedentes, principalmente quando é seguida uma metodologia padronizada.

Heintze⁶⁵ sugere um número ideal por grupo amostral deve ser entre 10 e 40 amostras por grupo. Contudo, para a realização do presente estudo foi levado em conta o trabalho de Naseh¹⁰, no qual utilizaram um total de oito amostras por grupo. Seguindo essas indicações, a amostra total do presente estudo foi de 72 elementos, tendo sido subdividida em seis grupos de 12 amostras cada.

Para a adesão dos *brackets* ortodônticos à superfície das cerâmicas, foi primeiro realizada uma profilaxia de cada amostra com pasta de pedra-pomes e água. Segundo

Ataide et al⁶⁶ esta etapa prévia ao condicionamento ácido permite o aumento clínico da energia de superfície e a remoção de contaminantes superficiais que possam existir. De seguida, foi realizada a aplicação de ácido fluorídrico, promovendo a formação de porosidades ao causar a dissolução da fase vítrea da cerâmica, criando uma superfície irregular na qual o adesivo vai penetrar^{60,62,63}. Pelo contrário, o ácido ortofosfórico a 37% não pode ser utilizado para realizar o condicionamento da cerâmica, pois não produz nenhuma mudança topográfica na sua superfície^{62,67}. Segundo Faria et al⁶⁸ as diferenças na própria composição dos diferentes tipos de cerâmicas produzem, após o condicionamento, diferentes características topográficas. Assim, o ácido fluorídrico proporciona uma adequada resistência adesiva em cerâmicas vítreas, mas pode não ser eficaz em cerâmicas reforçadas por alumina ou zircônia. No entanto, no mesmo estudo sugeriram que de uma forma geral, pode-se recomendar o condicionamento com ácido fluorídrico seguido de silanização como protocolo para o tratamento da superfície das cerâmicas. Vários autores em estudos precedentes realizaram o jateamento da superfície da cerâmica com partículas de óxido de alumínio para criar uma maior retenção mecânica^{5,9,10,56,57}. No entanto, este tipo de procedimento, tal como a utilização de brocas de diamante podem causar danos irreversíveis na superfície da cerâmica^{60,63}. É por este motivo que Mehmeti et al⁶³ recomendam a realização de tratamentos que proporcionem uma adequada força de adesão mantendo a integridade da superfície das cerâmicas.

Para a adesão dos *brackets* nos grupos de controlo foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT, já que parece ser amplamente utilizado em investigação em ortodontia como grupo de controlo e, por essa razão, possibilita a comparação de resultados entre estudos¹⁰. Em contraste, nos restantes grupos foi utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All, indicado para múltiplas superfícies, em particular a cerâmica⁹.

Com o objetivo de diferenciar os adesivos que suportam um ambiente húmido e os que não o suportam, os dentes foram submersos em água destilada a 37°C durante 24h após a colagem dos *brackets*²². Isto deve-se a que a água induz alguma degradação hidrolítica na interface adesivo-cerâmica^{45,59,64}. Uma vez passadas as 24 horas, foi iniciado o procedimento de termociclagem.

A termociclagem é o processo *in vitro* de submissão dos materiais a temperaturas extremas compatíveis às encontradas na cavidade oral. Este procedimento laboratorial simula o envelhecimento dos materiais através das variações de temperatura, podendo influenciar a resistência adesiva^{59,60,68,69}. A redução das propriedades mecânicas da resina é provavelmente resultado de uma ação contínua da água na interface *bracket*-adesivo.

Assim, uma redução na força de adesão poderia ser causada pela degradação hidrolítica dos componentes na interface ou pelas diferenças no coeficiente de expansão térmica entre o *bracket*, a resina e a cerâmica, permitindo a infiltração de fluidos orais^{59,70}. O número de ciclos, a temperatura e o tempo de permanência que as amostras devem permanecer em cada banho são inconclusivos nos estudos publicados, dificultando a comparação dos resultados obtidos^{70,71}. Apesar da norma ISO/TS 11405:2015²² definir 500 ciclos como suficientes, varios estudos indicam que é um número de ciclos insuficiente para simular o efeito do envelhecimento que ocorre a longo termo durante o tratamento ortodôntico, tendo pouco impacto na força adesiva^{68,71}. Gale⁷² sugere que 10000 ciclos correspondem a um ano de alterações de temperatura na cavidade oral. Assim, para a presente investigação optou-se por simular um ano de envelhecimento das amostras, o que equivale aproximadamente ao tempo mínimo que um tratamento ortodôntico pode durar. Cada ciclo térmico consistiu na imersão das amostras em banhos de água destilada a 5°C e 55°C, com um tempo de permanência de 20 segundos em cada banho e com um tempo de transferência de cinco segundos²².

Os testes de cisalhamento são os ensaios mais utilizados para análise da força de adesão em ortodontia, em detrimento dos ensaios de tração. Isto acontece devido às semelhanças entre este tipo de ensaio e as forças realizadas durante o curso de um tratamento ortodôntico, embora estas sejam de difícil reprodução devido à sua grande complexidade⁴⁵. A padronização da unidade de medida para expressar os valores da força de adesão é de extrema importância para facilitar a comparação de resultados entre estudos. Assim, o mais adequado é a utilização do MegaPascal (MPa), de medidas equivalentes como Newtons por milímetro quadrado (N/mm²) ou MegaNewtons por metro quadrado (MN/m²). Estas medidas indicam a força por unidade de área necessária para deslocar o *bracket* da sua posição^{28,45}. Além disso, a direção ideal de aplicação da força nos testes de cisalhamento deve ser paralela à interface adesivo-*bracket*. Uma alteração desta direção poderá afetar os resultados, dificultando a comparação entre estudos⁷³. Fox²⁸ sugere a utilização uma ansa de aço unida à máquina de testes universal, que encaixa nas aletas gengivais do *bracket* ortodôntico. Esta ansa deverá prender por completo as aletas do *bracket*, de modo que a força aplicada durante o ensaio se encontre à mesma distância da interface adesivo-*bracket* nas várias amostras⁷³. Também a incorporação das amostras em blocos de acrílico torna o procedimento mais reprodutível e contribui para a padronização deste tipo de ensaios²⁸. O mesmo autor refere que a obtenção de um teste de cisalhamento puro é improvável, sendo inevitável um

afastamento entre o local da aplicação da força e a interface adesivo-*bracket*. Embora haja uma escassez de estudos que refiram a velocidade utilizada durante os testes, a sua padronização é de grande valor laboratorial para que se possam comparar resultados entre diferentes investigações. Além disso, existe uma tendência para se obter valores de força de adesão menores quando utilizada uma velocidade maior, ao passo que com menores velocidades de teste, existe uma tendência para se obter valores de adesão maiores⁴⁵. Com base nas indicações da norma ISO/TS 11405:2015²² e no trabalho de Fox²⁸, no presente estudo foi adotada uma velocidade 1mm/min.

Uma vez finalizados os testes, foi analisada a quantidade de adesivo remanescente através do Índice de Remanescente Adesivo (ARI) de forma a caracterizar o local da falha ocorrida com uma ampliação de 10x no estereomicroscópio. Segundo Montasser⁵⁸, o qual comparou o ARI original com diferentes magnificações, esta é a ampliação mais utilizada na maior parte dos estudos.

3.2.3. Discussão dos resultados

O objetivo da presente investigação é comparar a força de adesão de *brackets* ortodônticos metálicos a diferentes tipos de cerâmicas, com os sistemas adesivos Assure® Plus All e Transbond™ XT. Os resultados obtidos permitem concluir que não existem diferenças estatisticamente significativas entre a força de adesão obtida pela utilização do Assure® Plus All e o Transbond™ XT nas superfícies de cerâmica feldspática, aceitando a hipótese nula da problemática 1 da investigação. Do mesmo modo não existem diferenças estatisticamente significativas quando comparado ambos os adesivos em superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio, aceitando-se igualmente a hipótese nula da problemática 2. Pelo contrário, foram registadas diferenças estatisticamente significativas entre as superfícies de zircónia com um nível de significância $p < 0,001$, rejeitando a hipótese nula da problemática 3, logo a força de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de zircónia com Assure® Plus All não é igual à força de adesão de *brackets* colados com Transbond™ XT.

Por outro lado, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas quando utilizado o Assure® Plus All nos três tipos de superfície, aceitando a hipótese nula da problemática 4. Uma vez que clinicamente é difícil perceber qual o tipo de material restaurador presente, torna-se pertinente encontrar materiais que tenham sucesso em vários tipos de materiais^{5,11}. Relativamente ao Transbond™ XT, verificaram-se

diferenças estatisticamente significativas quando utilizado este sistema adesivo em superfícies de zircônia e de cerâmica de dissilicato de lítio, com um nível de significância de $p=0,001$, rejeitando a hipótese nula da problemática 5 da investigação. Apesar de não existirem diferenças estatisticamente significativas, quando utilizado este adesivo, entre superfícies de dissilicato de lítio e a cerâmica feldspática ($p=0,508$) ou entre a cerâmica feldspática e a zircônia ($p=0,052$), o nível de significância está muito próximo do limite de referência.

Para cada tipo de superfície, os valores registados com a utilização do Assure® Plus All foram melhores do que com a utilização do Transbond™ XT. Contudo, os valores médios de força de resistência ao cisalhamento nos Grupos 1 a 5 ($7,16 \pm 1,46$ MPa, $6,04 \pm 2,05$ MPa, $9,27 \pm 2,34$ MPa, $7,76 \pm 3,96$ MPa, e $8,5 \pm 1,99$ MPa, respetivamente) encontram-se dentro dos valores de referência aceitáveis para fins ortodônticos. Isto porque, forças de adesão em ensaios de cisalhamento entre os 5,9 e os 7,8 MPa são recomendadas como clinicamente eficazes, permitindo uma adequada adesão do *bracket* à superfície da cerâmica^{67,74-76}. Apesar da força de adesão a cerâmica habitualmente ser menor do que em dentes naturais, quando comparados estes resultados com os obtidos por Reis⁷⁷, pode-se verificar que os valores médios de força de adesão são similares. Neste estudo foi avaliada a força de adesão de brackets ortodônticos à pré-molares naturais seguindo uma metodologia de investigação semelhante à realizada no presente estudo. Em contrapartida, é sabido que forças de adesão superiores a 13 MPa podem causar fraturas na superfície da cerâmica durante a descolagem do *bracket* no final do tratamento ortodôntico^{67,75,78}. O Grupo 6 do presente estudo, correspondente à adesão de *brackets* a superfícies de zircônia com a utilização do sistema adesivo Transbond™ XT, demonstrou valores médios de força de adesão ineficazes ($2,5 \text{ MPa} \pm 1,01$). Além disso, neste Grupo seis *brackets* descolaram-se das amostras previamente à realização do teste de cisalhamento.

Os resultados obtidos estão na mesma linha do estudo de Naseh et al¹⁰, em que se verificaram diferenças significativas na força de resistência ao cisalhamento nos diversos grupos. Os maiores valores médios de força de adesão foram obtidos nas amostras de cerâmica de dissilicato de lítio em que foi utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All, com uma média de 20,52 MPa, enquanto que os menores foram obtidos nas amostras de cerâmica feldspática em que foi utilizado o método convencional, com uma força de 15,61 MPa. O mesmo ocorre no estudo de Amirabadi⁵⁶, em que a adesão à cerâmica feldspática foi significativamente maior com a utilização do Assure® Plus All do que com o

Transbond™ XT ($p<0,01$), com valores médios de 19,7 MPa e 17,66 MPa. Uma possível justificção para a obtenção de valores médios inferiores no presente estudo em comparação aos estudos de Naseh et al¹⁰ e Amirabadi⁵⁶, pode resultar de nos estudos em causa as superfícies de cerâmica terem sido preparadas também com jato de óxido de alumínio e o número de ciclos de termociclagem ser bastante inferior. Embora a força de adesão obtida com técnicas como o jateamento com partículas de óxido de alumínio ou a utilização de brocas diamantadas como pré-tratamento para a adesão de *brackets* a cerâmica seja habitualmente maior⁶⁷, podem causar danos irreversíveis durante a descolagem do *bracket* no final do tratamento, comprometendo a integridade da restauração⁷⁵. Assim, Ismail⁷⁴ sugere que a utilização de ácido fluorídrico seguido da aplicação de um silano é suficiente para obter forças de adesão adequadas. Além disso, no presente estudo as amostras foram submetidas a 10000 ciclos de termociclagem, enquanto que no estudo de Naseh et al¹⁰ foram realizados apenas 2000 ciclos e no estudo de Amirabadi⁵⁶ o número de ciclos realizados não está referido. No próprio estudo, Naseh et al¹⁰ referem que um maior número de ciclos pode contribuir para uma diminuição da força de adesão, devido ao coeficiente de expansão térmica da cerâmica e do adesivo ser diferente e ainda pela degradação hidrolítica na interface. Neste sentido, os autores sugerem a realização de estudos com uma quantidade de ciclos de termociclagem superior a 7000 para testar a força de adesão do Assure® Plus All.

Contrariamente aos estudos anteriormente referidos, numa investigação de Mehta et al⁵ não se encontraram diferenças estatisticamente significativas na força de adesão entre o método convencional e o Assure® Plus All para amostras de cerâmica feldspática e zircónia. Contudo, estes autores realizaram ensaios de tração, em detrimento dos ensaios de cisalhamento realizados no presente estudo e nos estudos precedentes de avaliação do sistema adesivo Assure® Plus All em superfícies de cerâmica. É por este motivo que não é possível comparar as forças médias, uma vez que a literatura sugere que os valores obtidos em ensaios de cisalhamento habitualmente são maiores do que em ensaios de tração⁵. Ainda ao invés do presente estudo, Douara et al⁵⁷ concluíram que não existem diferenças estatisticamente significativas entre a utilização do sistema Assure® Plus All e do Transbond™ XT em superfícies de zircónia, com um nível de significância de $p=0,93$, mas verificaram diferenças estatisticamente significativas entre cada um destes grupos e um grupo em que foi utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All sem a aplicação prévia do silano. Esta constatação sugere que a aplicação do silano é crucial para obter uma adequada adesão entre o *bracket* e a zircónia, dado que o silano vai

promover o aumento da molhabilidade da superfície⁶⁷. No estudo referido, os valores médios de força de adesão a zircónia com Assure® Plus All foram de $7,81 \pm 2,81$ MPa, enquanto que no presente estudo foi de $8,5 \pm 1,99$ MPa. Provavelmente a média obtida na presente investigação foi maior devido à utilização prévia de ácido fluorídrico antes da aplicação do silano como pré-tratamento. Por outro lado, a média de força de adesão a zircónia com a utilização do Transbond™ XT no estudo de Douara et al⁵⁷ foi de $8,15 \pm 2,41$ MPa, enquanto que no presente estudo foi de $2,5 \pm 1,01$ MPa. Esta diferença pode justificada uma vez que, no estudo de Douara et al⁵⁷ foi realizado o jateamento com partículas de óxido de alumínio das amostras. Vários autores sugerem que a utilização de ácido fluorídrico em superfícies de zircónia não é suficiente para conseguir uma boa adesão, já que a zircónia possui baixo conteúdo em sílica, o que as torna ácido-resistentes, dificultando a criação de porosidades^{11,40,79}. Apesar disto, é demonstrado no presente estudo que a utilização do Assure® Plus All proporciona valores de adesão aceitáveis para a adesão de *brackets* a superfícies de zircónia.

Quanto ao ARI, foram registadas diferenças estatisticamente significativas entre o local de falha ocorrida após a descolagem dos *brackets* nos diferentes grupos amostrais com um nível de significância $p < 0,001$. Após a realização do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, procedeu-se à comparação *a posteriori* dos diferentes grupos. Verificou-se que entre o Grupo 3 e o Grupo 1, em que foi utilizado em ambos o adesivo Assure® Plus All, existem diferenças estatisticamente significativas com um nível de significância de $p = 0,02$, rejeitando a hipótese nula da problemática 9 e aceitando a hipótese alternativa, apesar do Grupo 5, superfícies de zircónia em que também foi utilizado este adesivo, não apresentar diferenças estatisticamente significativas quando comparada com o Grupo 3 ($p = 1,000$). O Grupo 3 também apresentou diferenças estatisticamente significativas quando comparado com os Grupos 2, 4 e 6 com valores de significância de $p = 0,011$, $p = 0,02$, e $p < 0,001$, respetivamente. Assim, a hipótese nula da problemática 7 também é rejeitada. Também existiram diferenças estatisticamente significativas entre os Grupos 5 e 6 ($p < 0,001$), ambos grupos com superfícies de zircónia. No Grupo 5 foram atribuídas principalmente pontuações de 2, enquanto que no Grupo 6 foram atribuídas apenas pontuações de 0, indicando que a falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de zircónia com Assure® Plus All não é igual á falha de adesão com Transbond™ XT, rejeitando deste modo a hipótese nula da problemática 8.

Por último, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas quando comparados os ARI de ambos os Grupos 1 e 2, indicando que a falha de adesão

de *brackets* ortodônticos colados a superfícies de cerâmica feldspática com Assure® Plus All é idêntica à falha de adesão com Transbond™ XT, como assumido na hipótese nula da problemática 6. Também não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas quando comparados os três grupos em que foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT, aceitando a hipótese nula da problemática 10.

Vários autores defendem que é preferível que a falha de adesão ocorra na interface *bracket*-adesivo ou no interior do adesivo, assim, o adesivo remanescente na superfície da cerâmica pode ser removido com instrumentos rotatórios, de uma forma mais segura^{75,80-82}. Resultados em concordância com esta afirmação foram obtidos no Grupo 3, correspondente a superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio em que foi utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All, uma vez que foi atribuída a pontuação de 2 em todas as amostras, o que corresponde a que mais da metade do adesivo remanescente permaneceu na superfície da cerâmica, indicando que a falha ocorreu principalmente na interface adesivo-*bracket*. O mesmo se verificou no Grupo 5, superfícies de zircônia em que também foi utilizado o adesivo Assure® Plus All, em que foi atribuída a pontuação de 2 em dez das doze amostras do grupo. Schmage et al⁸³ sugerem que a incidência de danos na superfície da cerâmica durante a descolagem dos *brackets* é baixa. Porém, existe o risco de ocorrer fratura da mesma, tornando-se importante uma descolagem cuidadosa do *bracket* no fim do tratamento. No entanto, deve ser referido que os valores obtidos no ARI não representam simplesmente a força de adesão, dependem também de outros fatores como o desenho da base do *bracket* ou o tipo de adesivo utilizado. Assim, a força adesiva obtida pode não estar relacionada com o tipo de ARI observado¹⁰.

Em resumo, podemos concluir que no presente estudo as forças de adesão obtidas na adesão de *brackets* ortodônticos metálicos com a utilização do sistema adesivo Assure® Plus All e do Transbond™ XT foram satisfatórias para a cerâmica feldspática e a cerâmica de dissilicato de lítio, apesar dos valores alcançados com Assure® Plus All serem maiores. O mesmo não ocorre para a zircônia, em que com a utilização do sistema adesivo Transbond™ XT foram atingidos valores de força de adesão inadequados.

3.2.4. Limitações da investigação

No decurso da investigação surgiram algumas limitações. A principal limitação foi conseguir um número de amostras representativo suportado pela literatura, uma vez que o custo dos materiais utilizados é alto e essa foi a razão pela qual foi decidido realizar

blocos com quatro faces cada um. Ainda nesse sentido, o fato de ter quatro faces dificultou a colocação de cada amostra de forma que a força aplicada no teste de cisalhamento fosse perpendicular ao longo eixo do dente e do *bracket*.

Uma outra condicionante encontrada neste estudo foi na revisão bibliográfica, pois apesar de ter sido encontrada uma razoável quantidade de estudos sobre adesão à cerâmica, não foi encontrada muita literatura com a utilização do Assure® Plus All em este tipo de superfícies, devido a ser um produto recente. Além disso, não existe uma padronização da metodologia laboratorial, o que dificulta na comparação do presente estudo com os resultados de estudos precedentes.

Por último, apesar das vantagens dos estudos *in vitro* para avaliar materiais, continuam a existir fatores que não são tidos em conta e que influenciam os valores de força de adesão, nomeadamente, as variações de pH e temperatura, o stress gerado pelo arco ortodôntico ou a complexa microflora existente na cavidade oral.

3.2.5. Sugestões para estudos futuros

Seria pertinente convencionar-se um protocolo para ser aplicado em estudos de avaliação da força adesiva em ortodontia, para uma extrapolação de resultados mais precisa. Como tal, seria interessante que futuramente se realizassem trabalhos com metodologias, materiais e técnicas idênticas a este, mas com uma amostra maior, possibilitando o estudo de um maior número de variáveis.

Seria também interessante realizar estudos com brackets cerâmicos, uma vez que estão atualmente em crescente uso.

IV. CONCLUSÃO

Após a realização desta investigação e de acordo com os resultados obtidos conclui-se que:

- Existem diferenças estatisticamente significativas na força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de zircónia colados com o sistema adesivo Assure® Plus All e o sistema adesivo Transbond™ XT.
- Não existem diferenças estatisticamente significativas na força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de cerâmica de dissilicato de lítio e superfícies de cerâmica feldspática colados com o sistema adesivo Assure® Plus All e o sistema adesivo Transbond™ XT.
- Não existem diferenças estatisticamente significativas na força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de cerâmica feldspática, cerâmica de dissilicato de lítio ou zircónia colados com o sistema adesivo Assure® Plus All.
- Ambos os materiais são adequados para a adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de cerâmica feldspática e cerâmica de dissilicato de lítio, tendo-se obtido médias de força de resistência ao cisalhamento iguais ou superiores aos recomendados como clinicamente eficazes.
- O sistema adesivo Transbond™ XT não é eficaz para adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de zircónia, tendo-se obtido valores de força de adesão insuficientes.
- O sistema adesivo Assure® Plus All aumenta de forma considerável a força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de zircónia.
- A falha de adesão em todos os grupos foi de tipo misto, à exceção do grupo onde foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT em superfícies de zircónia, onde a falha de adesão ocorreu na sua totalidade na interface zircónia-adesivo.
- Finalmente, conclui-se que o tratamento das superfícies de cerâmica feldspática, de cerâmica de dissilicato de lítio e de zircónia com ácido fluorídrico seguido da aplicação do sistema adesivo Assure® Plus All é eficaz na colagem de *brackets* ortodônticos.

BIBLIOGRAFIA

1. Buyuk SK, Kucukekenci AS. Effects of different etching methods and bonding procedures on shear bond strength of orthodontic metal brackets applied to different CAD/CAM ceramic materials. *Angle Orthod.* 2018;88(2):221–6.
2. Durgesh BH, Alhijji S, Hashem MI, Al Kheraif AA, Durgesh P, Elsharawy M, et al. Influence of tooth brushing on adhesion strength of orthodontic brackets bonded to porcelain. *Biomed Mater Eng.* 2016;27(4):365–74.
3. Guimarães MB, Lenz HF, Bueno RS, Blaya MBG, Hirakata LM. Orthodontic bonding to porcelain surfaces: In vitro shear bond strength. *Rev Odonto Cienc.* 2012;27(1):47–51.
4. Dalvi AC, Bolognese AM. Interferência dos diferentes glazeamentos na colagem de bráquetes ortodônticos em superfícies cerâmicas. *Cerâmica.* 2010;56(338):188–92.
5. Mehta AS, Evans CA, Viana G, Bedran-Russo A, Galang-Boquiren MTS. Bonding of Metal Orthodontic Attachments to Sandblasted Porcelain and Zirconia Surfaces. *Biomed Res Int.* 2016;2016(1):1–6.
6. Harari D, Shapira-Davis S, Gillis I, Roman I, Redlich M. Tensile bond strength of ceramic brackets bonded to porcelain facets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;123(5):551–4.
7. Abu Alhaija ESJ, Al-Wahadni AMS. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to different ceramic surfaces. *Eur J Orthod.* 2007;29(4):386–9.
8. Tahmasbi S, Shiri A, Badiiee M. Shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain surface using universal adhesive compared to conventional method. *Dent Res J.* 2020;17(1):19–24.
9. Toodehzaeim MH, Haerian A, Safari I, Arjmandi R. The effect of assure plus resin on the shear bond strength of metal brackets bonded to enamel and surface of porcelain and amalgam restorations. *Biosci Biotechnol Res Commun.* 2017;10(2):82–7.
10. Naseh R, Afshari M, Shafiei F, Rahnamoon N. Shear bond strength of metal brackets

- to ceramic surfaces using a universal bonding resin. *J Clin Exp Dent*. 2018;10(8):e739–45.
11. Pouyanfar H, Tabaii ES, Bakhtiari M, Falah-Kooshki S, Teimourian H, Imani MM. Shear Bond Strength of Metal Brackets to Zirconia Following Different Surface Treatments using a Universal Adhesive. *J Clin Diagnostic Res*. 2019;13(8):ZC20–3.
 12. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2018;119(1):36–46.
 13. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental Ceramics: Part I – An Overview of Composition, Structure and Properties. *Am J Mater Eng Technol*. 2015;3(1):13–8.
 14. Rus FM, Ramiro GP, García MJS, Gómez BR. Cerámicas dentales : clasificación y criterios de selección. *RCOE*. 2007;12(4):253–63.
 15. Saint-Jean SJ. Dental Glasses and Glass-ceramics. *Advanced Ceramics for Dentistry*. Elsevier Inc.; 2014. 255–277 p.
 16. Helvey GA. Classification of Dental Ceramics. *Insid Contin Educ*. 2013;13:62–8.
 17. Padrós JL, Monterrubio M, Padrós E, Martín J, Padrós E. Adhesión Dental. *Manual Clínico*. 2.^a ed. Valencia: Lisermed Editorial SL; 2020. 103–117 p.
 18. Conejo J, Nueesch R, Vonderheide M, Blatz MB. Clinical Performance of All-Ceramic Dental Restorations. *Curr Oral Heal Reports*. 2017;4(2):112–23.
 19. McLaren EA, Figueira J. Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection. *Compendium*. 2015;36(6):739–45.
 20. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalt Trans*. 2016;45(48):19194–215.
 21. Silva LH da, Lima E de, Miranda RB de P, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental

- ceramics: A review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* 2017;31:133–46.
22. Norma ISO/TS 11405:2015. (s.d.).
 23. Hilton TJ, Ferracane JL, Broome J. Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. 4.^a ed. Chicago: Quintessence Publishing; 2013. 207–248 p.
 24. Gange P. The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2015;147(4):S56–63.
 25. Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigão J. Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2019;107(6):2121–31.
 26. Savariz ARM, Mezomo MB. Colagem de bráquetes em ortodontia: uma revisão. *Discip Sci Saúde.* 2012;12(1):147–58.
 27. Fonseca DDD, Costa DPTS da, Cimões R, Beatrice LC de S, Araújo AC da S. Adesivos para colagem de braquetes ortodônticos. *RGO.* 2010;58(1):95–102.
 28. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod.* 1994;21(1):33–43.
 29. Reynolds IR. A Review of Direct Orthodontic Bonding. *Br J Orthod.* 1975;2(3):171–8.
 30. Mandall NA, Millett DT, Mattick CR, Hickman J, Worthington HV, Macfarlane TV. Orthodontic adhesives: A systematic review. *J Orthod.* 2002;29(3):205–10.
 31. Munhoz T. Effect of bonding protocol on shear bond strength of orthodontic brackets: An in vitro study. *Matéria.* 2014;19(3):212–7.
 32. Bakhadher W, Halawany H, Talic N, Abraham N, Jacob V. Factors Affecting the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets - a Review of In Vitro Studies. *Acta Medica Cordoba.* 2015;58(2):43–8.
 33. Guimarães HAB, Cardoso PC, Decurcio RA, Monteiro LJE, De Almeida LN,

- Martins WF, et al. Simplified Surface Treatments for Ceramic Cementation: Use of Universal Adhesive and Self-Etching Ceramic Primer. *Int J Biomater*. 2018;2018(1):1–7.
34. Della Bona A, Borba M, Benetti P, Pecho OE, Alessandretti R, Mosele JC, et al. Adhesion to Dental Ceramics. *Curr Oral Heal Reports*. 2014;1(4):232–8.
35. Romanini-Junior JC, Kumagai RY, Ortega LF, Rodrigues JA, Cassoni A, Hirata R, et al. Adhesive/silane application effects on bond strength durability to a lithium disilicate ceramic. *J Esthet Restor Dent*. 2018;30(4):346–51.
36. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent*. 2007;35(4):282–8.
37. Grewal Bach GK, Torrealbab Y, Lagravère MO. Orthodontic bonding to porcelain A systematic review. *Angle Orthod*. 2014;84(3):555–60.
38. Asiry MA, AlShahrani I, Alaqeel SM, Durgesh BH, Ramakrishnaiah R. Effect of two-step and one-step surface conditioning of glass ceramic on adhesion strength of orthodontic bracket and effect of thermo-cycling on adhesion strength. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;84:22–7.
39. Kilponen L, Varrela J, Vallittu PK. Priming and bonding metal, ceramic and polycarbonate brackets. *Biomater Investig Dent*. 2019;6(1):61–72.
40. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater*. 2018;34(1):13–28.
41. Major PW, Koehler JR, Manning KE. 24-Hour Shear Bond Strength of Metal Orthodontic Brackets Bonded To Porcelain Using Various Adhesion Promoters. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995;108(3):322–9.
42. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent*. 2015;17(1):7–26.
43. Fleischmann L de A, Sobral MC, Santos Júnior GC, Habib F. Estudo comparativo de seis tipos de braquetes ortodônticos quanto à força de adesão. *Rev Dent Press*

- Ortod e Ortop Facial. 2008;13(4):107–16.
44. Guzman UA, Jerrold L, Vig PS, Abdelkarim A. Comparison of shear bond strength and adhesive remnant index between precoated and conventionally bonded orthodontic brackets. *Prog Orthod*. 2013;14(1):1–5.
 45. Cal Neto JOAP, Miguel JAM. Uma análise dos testes in vitro de força de adesão em Ortodontia. *Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial*. 2004;9(4):44–51.
 46. Scribante A, Contreras-Bulnes R, Montasser MA, Vallittu PK. Orthodontics: Bracket Materials, Adhesives Systems, and Their Bond Strength. *Biomed Res Int*. 2016;2016(1):1–3.
 47. Hasan K, Selvarasu K, Dinesh S. Oral health problems in patients receiving orthodontic treatment-a survey. *Drug Invent Today*. 2019;11(7):1598–602.
 48. Proffit WR, Fields Jr. HW, Sarver DM. Ortodontia Contemporânea. 5.^a ed. St. Louis Missouri: Elsevier; 2013. 377–396 p.
 49. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV., Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;124(1):74–82.
 50. Dalaie K, Mirfasihi A, Eskandarion S, Kabiri S. Effect of bracket base design on shear bond strength to feldspathic porcelain. *Eur J Dent*. 2016;10(3):351–5.
 51. Sha HN, Choi S-H, Yu H-S, Hwang C-J, Cha J-Y, Kim K-M. Debonding force and shear bond strength of an array of CAD/CAM-based customized orthodontic brackets, placed by indirect bonding - an in vitro study. *PLoS One*. 2018;13(9):1–14.
 52. Bishara SE, Soliman MMA, Oonsombat C, Laffoon JF, Ajlouni R. The effect of variation in mesh-base design on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2004;74(3):400–4.
 53. Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cement interface. *J Orthod*. 2000;27(3):249–54.

54. Rekha R, Mahendra S, Kumar PCR, Reddy VP, Arun A V, Mahesh CM. Chemical and biological evaluation of different commercially available metal orthodontic brackets - an invitro study. *Al Ameen J Med Sci.* 2019;12(2):77–82.
55. Green J. The origins and evolution of fixed orthodontic appliances. *Dent Nurs.* 2014;10(9):524–8.
56. Amirabadi GE, Shirazi M, Shirazi Z. Microshear Bond Strength of Transbond XT and Assure Universal Bonding Resin to Stainless Steel Brackets, Amalgam and Porcelain. *J Islam Dent Assoc IRAN.* 2015;27(1):1–5.
57. Douara YE, Abdul Kader S, Kassem HE, Mowafy MI. Evaluation of the shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to glazed monolithic zirconia using different bonding protocols. *Egypt Orthod J.* 2019;56(12):9–20.
58. Montasser MA, Drummond JL. Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. *Angle Orthod.* 2009;79(4):773–6.
59. Neto HF de A, Costa AR, Correr AB, Vedovello SA, Valdrighi HC, Santos ECA, et al. Influence of light source, thermocycling and silane on the shear bond strength of metallic brackets to ceramic. *Braz Dent J.* 2015;26(6):685–8.
60. Karan S, Büyükyilmaz T, Toroğlu MS. Orthodontic bonding to several ceramic surfaces: Are there acceptable alternatives to conventional methods? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2007;132(2):144.e7-144.e14.
61. Khanehmasjedi M, Naseri MA, Khanehmasjedi S, Basir L. Comparative evaluation of shear bond strength of metallic brackets bonded with two different bonding agents under dry conditions and with saliva contamination. *J Chinese Med Assoc.* 2017;80(2):103–8.
62. Bourke BM, Rock WP. Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. *Br Journal Orthod.* 1999;26(4):285–90.
63. Mehmeti B, Kelmendi J, Iiljazi-Shahiqi D, Azizi B, Jakovljevic S, Haliti F, et al. Comparison of shear bond strength orthodontic brackets bonded to zirconia and lithium disilicate crowns. *Acta Stomatol Croat.* 2019;53(1):17–27.

64. Finnema KJ, Özcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. In-vitro orthodontic bond strength testing: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(5):615-622.e3.
65. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater.* 2013;29(1):59–84.
66. Ataide ZDC, Cardoso W de L, Tiago CM, Nouer PRA. Resistência ao cisalhamento de braquetes ortodônticos empregados nas técnicas de colagem direta e indireta. 2018;5(3):8–17.
67. Cevik P, Eraslan O, Eser K, Tekeli S. Shear bond strength of ceramic brackets bonded to surface-treated feldspathic porcelain after thermocycling. *Int J Artif Organs.* 2018;41(3):160–7.
68. Faria R, Leite FPP, Bottino MA, Araújo JEJ. Efeito da Termociclagem sobre a Resistência de União entre uma Cerâmica e um Cimento Resinoso. *Rev Ibero-americana Prótese Clínica Lab.* 2004;6(34):556–81.
69. Rossomando KJ, Wendt SL. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater.* 1995;11(1):47–51.
70. Ghavami-Lahiji M, Firouzmanesh M, Bagheri H, Jafarzadeh-Kashi TS, Razazpour F, Behroozibakhsh M. The effect of thermocycling on the degree of conversion and mechanical properties of a microhybrid dental resin composite. *Restor Dent Endod.* 2018;43(2):1–12.
71. Jurubeba JEP, Costa AR, Correr-Sobrinho L, Tubel CAM, Correr AB, Vedovello SA, et al. Influence of thermal cycles number on bond strength of metallic brackets to ceramic. *Braz Dent J.* 2017;28(2):206–9.
72. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89–99.
73. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent Mater.* 2005;21(5):391–6.
74. Ismail M, Shaikh A. Bond strength of metal orthodontic brackets to all ceramic

- crowns. South African Dent J. 2018;73(4):212–5.
75. Pathak A, Nandan H, Sthapak R, Sharma S, Dubey M. Comparative assessment of hydrofluoric acid and sandblasting etching technique on porcelain crowns. Asian Pacific J Heal Sci. 2019;6(2):175–81.
76. Xu Z, Li J, Fan X, Huang X. Bonding Strength of Orthodontic Brackets on Porcelain Surfaces Etched by Er:YAG Laser. Photomed Laser Surg. 2018;36(11):601–7.
77. Reis SSM dos. Força de adesão de brackets ortodônticos em dentes decíduos utilizando diferentes tipos de adesivos [Dissertação na internet]. [Monte de Caparica]: Instituto Universitário Egas Moniz; 2018 [citado 2020 Set 28]. 175 p. Disponível em: <https://comum.rcaap.pt/handle/10400.26/25581>
78. Alakuş Sabuncuoğlu F, Ertürk E. Shear Bond Strength of Brackets Bonded To Porcelain Surface: in Vitro Study. J Istanbul Univ Fac Dent. 2016;50(1):9–18.
79. García-Sanz V, Paredes-Gallardo V, Bellot-Arcís C, Mendoza-Yero O, Doñate-Buendía C, Montero J, et al. Effects of femtosecond laser and other surface treatments on the bond strength of metallic and ceramic orthodontic brackets to zirconia. PLoS One. 2017;12(10):1–12.
80. Türk T, Saraç D, Saraç YŞ, Elekdağ-Türk S. Effects of surface conditioning on bond strength of metal brackets to all-ceramic surfaces. Eur J Orthod. 2006;28(5):450–6.
81. Yadav S, Upadhyay M, Borges GA, Roberts WE. Influence of ceramic (feldspathic) surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin. Angle Orthod. 2010;80(4):765–70.
82. Pignatta LMB, Lugato ICPT, Bertoz FA, Santos ECA. Avaliação do Índice de Remanescente Adesivo utilizando braquetes com e sem tratamento na base e a interação com três sistemas de colagem. Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial. 2009;14(1):117–23.
83. Schmage P, Nergiz I, Herrmann W, Özcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2003;123(5):540–6.