

Universidade de Lisboa  
Faculdade de Medicina Dentária



LISBOA

---

UNIVERSIDADE  
DE LISBOA

**Estudo comparativo da resistência adesiva ao esmalte  
de um material híbrido e de uma cerâmica promovida  
por um cimento de resina**

**Maria Alexandra Caiado da Silva**

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2018



Universidade de Lisboa  
Faculdade de Medicina Dentária



**Estudo comparativo da resistência adesiva ao esmalte  
de um material híbrido e de uma cerâmica promovida  
por um cimento de resina**

**Maria Alexandra Caiado da Silva**

Dissertação orientada pelo Professor Doutor João Paulo Rodrigues Martins e co-orientada pela  
Professora Doutora Ana Filipa Marques Chasqueira

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2018



*“- Quem estará nas trincheiras ao teu lado?*

*- E isso importa?*

*- Mais do que a própria guerra.”*

**E. Hemingway**, in “Adeus às Armas” (1929)



## **Agradecimentos**

A realização da presente dissertação de mestrado apenas foi possível graças ao esforço e contributo de várias pessoas, às quais estou eternamente agradecida.

Ao Professor Doutor João Paulo Martins e à Professora Doutora Ana Filipa Chasqueira, orientador e coorientadora deste trabalho, pelo apoio em todo o processo, pelo incentivo, pela disponibilidade e por reverem a minha tese.

Ao Luís Pinela, representante da empresa Vita, pela sua simpatia e total disponibilização de material e apoio técnico para a realização das amostras e durante todo o processo de elaboração da tese.

Ao amigo Alfredo, pela paciência e encorajamento constante, por me ter acompanhado em todo o processo e pela imprescindível ajuda na análise estatística e esclarecimento de dúvidas.

À Jéssica que, sem me conhecer previamente e ganhar alguma coisa, foi incansável na ajuda da preparação das amostras de cerâmica, contribuindo com uma parte fundamental para a realização deste trabalho.

Aos colaboradores do laboratório de prótese dentária Oclusalab, com os quais trabalhei durante todo o curso, pela compreensão, carinho e ajuda que tiveram nos meus dias mais cansada e irritada.

Ao meu avô por todo o apoio, pelo orgulho e confiança demonstrada ao longo deste percurso.

À minha mãe e eterna amiga, que me ensinou a viver, que me ajudou a sarar todas as feridas ao longo da vida, que chorou comigo nos momentos mais frágeis e nos de maior alegria, que sempre acreditou em mim mais que eu própria e nunca me deixou desistir.

Ao meu irmão, a melhor pessoa que conheço, que teve sempre uma palavra amiga, um carinho ou uma piada que me fez rir e sentir amada, em qualquer momento. Ao teu lado, sou sempre ainda mais feliz.

Aos amigos, incansáveis na fé por mim, no apoio e compreensão nas minhas longas ausências.

À Ana, a minha dupla clínica e amiga durante os 5 anos de curso, pela compreensão e apoio constantes, tanto no âmbito profissional como pessoal, que me ouviu e viu chorar várias vezes e me amparou nos momentos críticos.

Ao Pedro, que me tem acompanhado nos últimos meses, tendo sempre demonstrado carinho, fé e apoio constantes.

E a todos os que, de alguma forma, contribuíram para a concretização deste projeto.

**RESUMO**



## Resumo

**Objetivo:** O objetivo do presente estudo foi avaliar laboratorialmente a resistência adesiva sob tensões de corte entre dois materiais para CAD/CAM - Vitablocs® Mark II e Vita Enamic® - e dois cimentos - G-CEM LinkAce™ e Bifix® SE, ao esmalte.

**Métodos:** Vinte pré-molares humanos intactos e sem evidência macroscópica de cárie ou restaurações foram extraídos, cortados em duas fatias de esmalte e polidos com lixa de carboneto de silício de granulometria 400, sob refrigeração, até obter uma face plana de esmalte com pelo menos 3 mm de diâmetro. 14 Blocos para CAD/CAM (7 blocos Vitablocs® Mark II e 7 blocos Vita Enamic®) foram cortados em cilindros, de forma padronizada, com cerca de 4 mm de altura e 5 mm de diâmetro com disco de carborundo, preparados com broca de diamante no lado de adesão e divididos em quatro grupos (n=10): MG (Vitablocs® Mark II e G-CEM LinkAce™), ME (Vitablocs® Mark II e Bifix® SE), EG (Vita Enamic® e G-CEM LinkAce™) e EB (Vita Enamic® e Bifix® SE). A adesão entre os materiais para CAD / CAM e o esmalte foi feita de acordo com o protocolo do fabricante. A resistência adesiva sob tensões de corte foram testadas usando a máquina de testes universal da Instron e gravadas em MPa. Quando possível, a análise estatística foi realizada.

**Resultados:** A resistência adesiva sob tensões de corte dos grupos MG ( $15,773 \pm 6,653$  MPa) e EG ( $14,241 \pm 4,564$  MPa) foi maior que nos grupos MB ( $1,466 \pm 0,528$  MPa) e EB ( $1,237 \pm 0,426$  MPa). Os resultados foram estatisticamente significativos ( $p > 0,05$ ).

**Conclusões:** Dentro das limitações este estudo concluiu-se que a variável cimento teve influência na resistência adesiva sob tensões de corte ao esmalte. Por sua vez, o material para CAD/CAM não teve influência na resistência adesiva sob tensões de corte ao esmalte.

**Palavras-chave:** Resistência adesiva; Tensões de corte; Cerâmica feldspática; Cerâmica infiltrada com polímero; Cimentos resinosos



**ABSTRACT**



## Abstract

**Purpose:** To evaluate the in vitro shear bond strength between two CAD/CAM materials - Vitablocs<sup>®</sup> Mark II and Vita Enamic<sup>®</sup> - and two composite resins - G-CEM LinkAce<sup>™</sup> and Bifix<sup>®</sup> SE, to the enamel.

**Methods:** Twenty extracted human pre-molars, intact and without macroscopic evidence of caries or restorations were cut into two slices of enamel and polished with silicon carbide 400 grit under refrigeration until obtaining a flat enamel face with at least 3 mm in diameter. The ceramic specimens were cut in cylinders with 4 mm high and 5 mm in diameter with a carborundum cutting disc, prepared with a diamond drill on the adhesion side and were assigned to four groups (n=10): MG (Vitablocs<sup>®</sup> Mark II and G-CEM LinkAce<sup>™</sup>), ME (Vitablocs<sup>®</sup> Mark II and Bifix<sup>®</sup> SE), EG (Vita Enamic<sup>®</sup> and G-CEM LinkAce<sup>™</sup>) and EB (Vita Enamic<sup>®</sup> and Bifix<sup>®</sup> SE). The adhesion between CAD/CAM materials and enamel was made by the manufacturer's protocol. Shear bond strengths were tested using Instron Universal testing machine and recorded in MPa. When possible, statistical analysis was performed.

**Results:** The shear bond strength (MPa) to enamel of MG ( $15,773 \pm 6,653$  MPa) and EG ( $14,241 \pm 4,564$  MPa) was higher than MB ( $1,466 \pm 0,528$  MPa) and EB ( $1,237 \pm 0,426$  MPa). The results was statistically significant ( $p > 0,05$ ).

**Conclusions:** Within the limitations of this study, it was concluded that the studied variable composite resin had a significant influence on the shear bond strength of enamel to the CAD/CAM materials, while the CAD/CAM material had no influence on the shear bond strength.

**Key-words:** Shear bond strength; Feldspatic ceramic; Polymer-infiltrated-ceramic network material; Resin cements



# Índice

Resumo	v
Abstract	ix
Índice de Figuras	xv
Índice de Tabelas e Gráficos	xvii
Lista de Abreviaturas	xix
<b>1. Introdução</b>	<b>1</b>
<b>2. Objetivo</b>	<b>9</b>
<b>3. Materiais e Métodos</b>	<b>13</b>
3.1. Delineamento experimental	15
3.2. Materiais utilizados	15
3.3. Preparação dos dentes	17
3.4. Preparação do material restaurador	18
3.5. Preparação dos espécimes	19
3.6. Protocolo de adesão	20
3.7. Ensaio de resistência adesiva sob tensões de corte	21
3.8. Análise estatística	22
<b>4. Resultados</b>	<b>23</b>
<b>5. Discussão</b>	<b>31</b>
<b>6. Conclusão</b>	<b>37</b>
<b>7. Referências bibliográficas</b>	<b>41</b>
<b>8. Apêndices</b>	<b>47</b>



## Índice de Figuras

<b>Figura 1.</b> Blocos para CAD/CAM utilizados. <b>a)</b> Vitablocs <sup>®</sup> Mark II; <b>b)</b> Vita Enamic <sup>®</sup> _____	15
<b>Figura 2.</b> <i>Kit</i> de preparação de cerâmica contendo o ácido hidrófluorídrico e silano usados para adesão dos blocos para CAD/CAM ao esmalte _____	16
<b>Figura 3.</b> Cimentos definitivos utilizados. <b>a)</b> Bifix <sup>®</sup> SE; <b>b)</b> G-CEM LinkAce <sup>™</sup> _____	16
<b>Figura 4.</b> Díodo emissor de luz de elevada intensidade (LED, usado para a fotoativação da reação de polimerização dos cimentos utilizados no estudo _____	16
<b>Figura 5.</b> <b>a)</b> Máquina de corte utilizada; <b>b)</b> Esquema representativo dos cortes efetuados nos dentes para obtenção das duas faces de esmalte por dente _____	17
<b>Figura 6.</b> Polimento das fatias dos dentes. <b>a)</b> Máquina polidora utilizada; <b>b)</b> Polimento da face de esmalte de uma fatia dos dentes utilizados _____	18
<b>Figura 7.</b> Fresagem dos blocos para CAD/CAM. Blocos Vita Enamic <sup>®</sup> posicionados na máquina fresadora antes da fresagem ( <b>a</b> ) e após fresagem ( <b>b</b> ); <b>c)</b> Cilindros já separados da base do bloco _____	18
<b>Figura 8.</b> Espécimes de cerâmica cortados com cerca de 4 mm de altura ( <b>a</b> ) e 5 mm de diâmetro ( <b>b</b> ) _____	19
<b>Figura 9.</b> Face polida e plana do esmalte adaptada na placa do dispositivo de Watanabe através de película transparente de poliéster com orifício padronizado de 3 mm de diâmetro _____	20
<b>Figura 10.</b> <b>a)</b> Fotopolimerização foi realizada com a ponta da fibra ótica da lâmpada LED, colocada no topo face não aderida do material restaurador, num ângulo de 45°; <b>b)</b> Espécimes já aderidos _____	21
<b>Figura 11.</b> Espécime montado e fixado com gesso tipo IV às placas de Watanabe para realização do ensaio de resistência adesiva sob tensões de corte _____	21
<b>Figura 12.</b> Dispositivo de Watanabe para realização do ensaio de resistência adesiva sob tensões de corte, adaptado na máquina de testes universal. <b>a)</b> Máquina de testes universal; <b>b)</b> Placas de Watanabe adaptadas à máquina de testes universal _____	22



## Índice de Tabelas e Gráficos

**Tabela 1.** Análise descritiva dos valores de resistência adesiva sob tensões de corte (MPa) para os quatro grupos experimentais testados (MG – Vitablocs<sup>®</sup> Mark II + G-CEM LinkAce<sup>®</sup>; MB - Vitablocs<sup>®</sup> Mark II + Bifix<sup>®</sup> SE; EG – Vita Enamic<sup>®</sup> + G-CEM LinkAce<sup>®</sup>; EB - Vita Enamic<sup>®</sup> + Bifix<sup>®</sup> SE) \_\_\_\_\_ 25

**Tabela 2.** Teste de normalidade da resistência adesiva sob tensões de corte (MPa) para os quatro grupos experimentais testados \_\_\_\_\_ 28

**Tabela 3.** Resultados do Teste de Levene e do t-test para os Grupos MG e EG \_\_\_\_\_ 28

**Tabela 4.** Resultados do Teste de Levene e do t-test para os Grupos MB e EB \_\_\_\_\_ 28

**Gráfico 1.** Caixa-de-Bigodes da resistência adesiva sob tensões de corte (MPa), no qual a linha central (que divide as cores) representa a mediana, para os quatro grupos experimentais testados \_\_\_\_\_ 26

**Gráfico 2.** Caixa-de-Bigodes da resistência adesiva sob tensões de corte (MPa), no qual a linha central (que divide as cores) representa a mediana, para os dois grupos experimentais testados.  
**a)** Grupos experimentais testados usando o cimento G-CEM LinkAce<sup>®</sup> com os diferentes materiais para CAD/CAM; **b)** Grupos experimentais testados usando o cimento Bifix<sup>®</sup> SE com os diferentes materiais para CAD/CAM \_\_\_\_\_ 27



## **Lista de abreviaturas**

**%** - percentagem

**% (V/V)** – percentagem em volume

**°C** – graus Celcius

**µm** – micrómetro

**CAD** – Computed Aided Design (desenho assistido por computador)

**CAM** – Computed Aided Manufacturing (fabricação assistida por computador)

**g/cm<sup>3</sup>** – grama por centímetro cúbico

**GPa** – GigaPascal

**ISO/TS** - International Organization for Standardization/ Technical Specification

**KN** - KiloNewton

**MEV** – Microscópio Eletrónico de Varrimento

**min** – minutos

**mm** – milímetro

**MPa** - MegaPascal

**mW/cm<sup>2</sup>** – miliwatts por centímetro quadrado

**pH** – potencial hidrogeniónico

**rpm** – rotações por minuto

**seg** – segundos



# **1. INTRODUÇÃO**



## 1. Introdução

Ao longo dos séculos, a maioria das culturas reconheceram os dentes como uma parte essencial de saúde, juventude e beleza. Embora existam descobertas de substituição de dentes que remontam a 700 a.C., na Entrúria, e durante o primeiro século a.C., em Roma, os materiais usados e as técnicas de fabrico sofreram poucas alterações até ao século XVIII.(1) Durante este século, os principais materiais usados para substituição dos dentes perdidos eram dentes humanos, dentes de animais esculpidos até se assemelharem ao tamanho e forma dos dentes humanos, marfim e, mais tarde, dentes de porcelana.(1) Ainda no século XVIII, um material chamado “D’Arcets Mineral Cement” era usado como material restaurador direto.(2) Em 1896, Greene Vardiman Black conhecido como o “pai da dentisteria”, modificou esse material e desenvolveu a primeira amálgama. Embora as restaurações de amálgama apresentassem um bom desempenho clínico, a estética foi-se tornando cada vez mais importante e a procura por um material restaurador que se assemelhasse mais à cor do dente natural começou a ser marcante.(2) No início de 1900, surgiu um material à base de silicato, usado especialmente para restaurações diretas em dentes anteriores devido à sua tonalidade mais próxima do dente natural.(2) Contudo, manchava facilmente, era irritante para a polpa dentária e dissolvia-se ao longo do tempo no ambiente oral. Por volta dos anos 50, introduzidas pelo Dr. Rafael Bowen, surgiram as resinas compostas, que apresentavam biocompatibilidade, boa estética e eram facilmente polidas e reparadas.(2)

Apenas na segunda metade do século XX as restaurações fixas ganharam destaque, com a fabricação de coroas e pontes sobre dente com infraestruturas metálicas. Inicialmente, eram fabricadas em ouro e ligas de ouro e só mais tarde foram introduzidas as ligas em crómio-cobalto.(3) As restaurações metalo-cerâmicas foram consideradas durante muitos anos o *gold-standard* das restaurações indiretas, devido à sua elevada resistência mecânica, excelente adaptação marginal e longevidade.(3) A desvantagem destas restaurações é a interferência do metal da infraestrutura na transmissão da luz, pois é necessário mascarar este, o que pode conferir uma aparência demasiado opaca à restauração.(4)

Nas últimas décadas, a estética tornou-se ainda mais relevante, com carácter psicológico associado a um importante ponto de aceitação social, tendo as restaurações isentas de metal ganho terreno em relação às restaurações que incluem metal.(4)

A microestrutura e as propriedades físicas e mecânicas dos materiais são fundamentais para compreender e prever o comportamento destes.(5) Atualmente, a cerâmica e a resina composta são os materiais mais utilizados para restaurar a função e a estética da estrutura dentária, sendo essencial conhecer as suas propriedades.(6)

Em meados dos anos 80, surgiu o CAD/CAM (Computer-aided design/ Computer-aided manufacturing) que prometeu restaurações precisas e estéticas colocadas no paciente numa só consulta, bem como um desgaste mínimo na estrutura dentária.(7) Os materiais usados para CAD/CAM determinam o sucesso ou a falha das restaurações a longo prazo e devem permitir ser fresados rapidamente, resistir a danos de fresagem e ser facilmente finalizados (por exemplo, polidos e/ou glazeados) antes da colocação na boca.(7) Assim, os fabricantes procuraram desenvolver novos materiais com melhores propriedades mecânicas e durabilidade, mais estéticos e, ao mesmo tempo, mais acessíveis e fáceis de fresar.(8) Estes materiais incluem resinas compostas, cerâmicas e resinas acrílicas.(7)

Algumas das preocupações do clínico aquando da colocação de um material na boca são evitar o desgaste excessivo tanto dos dentes em tratamento, como dos oponentes e maximizar a vida útil da restauração, bem como restaurar a função e alcançar uma boa estética.(9) Apesar da variedade de materiais existentes no mercado, não existe nenhum que obedeça a todos os requisitos em simultâneo, havendo a necessidade de desenvolver novos materiais de restauração.(10) A cerâmica tem como vantagens a elevada biocompatibilidade, elevada resistência à corrosão e compressão e ótima estabilidade cromática.(10-11) Contudo, apresenta várias desvantagens como a necessidade de desgaste da estrutura dentária, muitas vezes hígida, de modo a conseguir-se uma espessura mínima de material ( $\pm 1.5$  mm), maior desgaste do dente natural oponente, fragilidade e baixa resiliência.(10-12) Por sua vez, as resinas compostas aparecem como alternativa à cerâmica. É o material reabilitador que menos necessita de desgaste da estrutura dentária existente e menos desgasta o dente natural oponente. Contudo, é o material que sofre mais desgaste sobre si mesmo, exige mais tempo da parte do clínico (vários incrementos para polimerização e necessidade de destreza técnica do clínico) e sofre maior infiltração ao longo do tempo.(13,14)

Os blocos Vitablocs<sup>®</sup> Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) foram introduzidos em 1987 (15), e são constituídos por pequenas partículas de cerâmica feldspática comprimidas, reforçados por sílica e alumina.(8,16-18) Foram desenvolvidos como sendo dos materiais para CAD/CAM com melhores propriedades em relação à resistência ao desgaste.(19)

Contudo, o estudo laboratorial realizado por Zhi em 2016 (19), que comparou a resistência ao desgaste de 4 blocos para CAD/CAM constituídos por resina composta [Lava Ultimate® (3M, ESPE, St. Paul, EUA), Kerr experimental composite resin material (Kerr, Orange, CA, EUA), Vita Enamic® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) e Paradigm® MZ100 (3M, ESPE, St. Paul, EUA)] e 1 bloco para CAD/CAM constituído por cerâmica feldspática (Vitablocs® Mark II) concluiu que, apesar da resina composta ser o material que sofre um desgaste maior sobre si mesmo, se contabilizado o desgaste total (dente natural oponente + material), este é significativamente menor quando comparado com a cerâmica.

O Vita Enamic® é um material híbrido formado por uma matriz de cerâmica feldspática, cujos poros são preenchidos com um material polimérico, sendo os principais monómeros usados o dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGMA) e dimetacrilato de uretano (UDMA).(5) O componente cerâmico inorgânico corresponde a 86 % do peso, enquanto o componente orgânico polimérico corresponde aos restantes 14 %. A rede cerâmica é constituída por várias partículas interligadas tridimensionalmente em cadeias, ao contrário do que acontece com os compósitos tradicionais, em que a distribuição de partículas é dispersa e isolada.(9)

Devido à sua constituição, o material Vita Enamic® apresenta propriedades mecânicas entre as cerâmicas e as resinas compostas. Della Bona (5), realizou um estudo em que determinou a resistência à fratura, densidade, coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade de Vita Enamic® e comparou os resultados com os valores das resinas compostas e cerâmicas descritos na literatura. O estudo concluiu que o valor médio do módulo de elasticidade ( $37.95 \pm 0.34$  GPa) de Vita Enamic® se encontra entre o valor das resinas compostas (21-25 GPa) e das cerâmicas feldspáticas (66-67 GPa). Já o valor médio da densidade ( $2.09 \pm 0.01$  g/cm<sup>3</sup>) é semelhante aos valores médios descritos para um compósito microhíbrido ( $2,09 \pm 0,01$  g/cm<sup>3</sup>), ligeiramente inferior aos valores das cerâmicas feldspáticas (2,3-2,5 g/cm<sup>3</sup>) e muito menor que os valores das cerâmicas à base de alumina reforçadas com zircónia ( $4,45 \pm 0,01$  g/cm<sup>3</sup>). Por sua vez, o valor médio do coeficiente de Poisson de Vita Enamic® ( $0,23 \pm 0,002$ ) está mais próximo da média dos valores relatados para as cerâmicas (0.21–0.23) do que para resinas compostas (0.30–0.39). Por último, o valor médio da resistência à fratura de Vita Enamic® ( $1,09 \pm 0,05$  MPa) está entre o valor das resinas compostas usadas nas restaurações diretas (1,3 – 1,5 MPa) e as cerâmicas (0,67 – 0,72 MPa).

Segundo Dirxen (10), num ensaio de dureza Vickers feito por microscopia eletrónica de varrimento (MEV) à cerâmica feldspática Vitablocs® Mark II e ao Vita Enamic®, verificou a

existência de uma nítida linha de fratura na cerâmica, em contraste com o material híbrido, onde a linha é tênue. Os autores explicaram esta diferença pela cadeia de polímero no material híbrido, que não deixa que a fratura se propague.

Segundo Zhou Xu (9), a resistência ao desgaste de Vita Enamic® é mais baixa que a do esmalte dentário. Contudo, restaurações em Vita Enamic® apresentam um valor de desgaste do dente natural oponente mais baixo (28 µm) do que quando são usadas cerâmicas feldspáticas (53 µm) ou zircônia (84 µm), embora apresentem um valor mais elevado relativamente aos compósitos (<10 µm).(10) Em relação à preservação da estrutura dentária, Vita Enamic® apenas necessita de uma espessura mínima de 0.2 mm (Vita Technical and Scientific Documentation, 2013), quando comparada com a espessura mínima necessária para uma cerâmica feldspática (0.5 mm).(10)

A longevidade das restaurações adesivas acarreta um desafio e o seu sucesso depende da adesão entre o substrato dentário e a restauração, promovida pelo cimento de resina.(20,21) A cimentação adesiva é a etapa final e uma das etapas clínicas mais importantes quando se coloca uma restauração indireta(20). No sentido de melhorar a adesão entre a restauração e o substrato dentário, vários tratamentos de superfície do material como, por exemplo, aplicação de ácido hidrofúorídrico ou jactamento com óxido de alumínio na superfície do material a aderir, podem ser realizados com o objetivo de aumentar a retenção química e mecânica.(21,22) A composição da restauração deve ser tida em conta para determinar o tratamento de superfície mais indicado.

As cerâmicas dentárias podem ser classificadas em dois grupos de acordo com os métodos de condicionamento: cerâmicas sensíveis aos ácidos (feldspática e dissilicato de lítio) e cerâmicas resistentes aos ácidos ou de alta resistência (alumina/zircônia infiltradas com vidro, zircônio parcialmente estabilizado com óxido de ítrio [Y-TZP] e alumina.(20) Enquanto nas cerâmicas suscetíveis ao condicionamento ácido, a topografia da superfície destas é alterada pela dissolução seletiva da fase vítrea por ação do ácido fluorídrico (23,24); nas cerâmicas resistentes aos ácidos, a morfologia da superfície não muda após o condicionamento ácido.(23) Após o condicionamento da superfície com ácido fluorídrico, o uso de um agente de união (silano) produz uma união química entre os materiais cerâmicos e resinosos devido à presença de monómeros bifuncionais. O condicionamento ácido e a silanização promovem um aumento do molhamento da superfície da cerâmica pelo cimento. Após a silanização, uma resina adesiva de baixa viscosidade (adesivo) é aplicada para penetrar nas microporosidades

criadas pelo ácido. Esta resina liga-se quimicamente ao cimento resinoso aplicado posteriormente.(25)

As restaurações de cerâmica feldspática podem ser cimentadas com cimentos resinosos fotopolimerizáveis, autopolimerizáveis ou duais. Os cimentos resinosos fotopolimerizáveis têm o sucesso da cimentação condicionada pela opacidade da restauração, o que pode impedir uma correta polimerização. Um baixo grau de conversão diminui a resistência mecânica do cimento e, conseqüentemente, a qualidade da adesão.(26) Assim, cimentos resinosos polimerizados quimicamente são os indicados nos casos em que a opacidade e a espessura da restauração não permitem a penetração da luz no cimento.(20)

Contudo, pode haver incompatibilidade química entre os sistemas adesivos de baixo pH e os cimentos de resina polimerizados quimicamente.(20) Isto pode dever-se às características hidrofílicas dos adesivos com baixo pH, que se comportam como membranas permeáveis que comprometem a qualidade e integridade da interface de união criada com o cimento resinoso.(27)

Vanderlei realizaram um estudo em 2013 (20), em que foi avaliado o efeito de adesivos com diferente pH, cimentos de resina com diferentes modos de polimerização e o envelhecimento na força de resistência adesiva a uma cerâmica feldspática. Concluíram que o tipo de adesivo, cimento e a combinação de ambos os fatores afetaram a adesão à cerâmica feldspática testada. O pH da resina adesiva está relacionado com concentração e composição química dos monómeros utilizados em cada sistema adesivo. A aplicação de um adesivo de baixo pH (1,7) e constituído por uma maior percentagem de monómeros acídicos, em combinação com um cimento de resina quimicamente polimerizado resultou numa menor força de resistência adesiva à cerâmica feldspática, indicando uma provável incompatibilidade química entre esses materiais. Este resultado pode ser devido à formação de uma camada de cimento pouco polimerizada causada pela inibição do oxigênio, após a aplicação e polimerização da resina adesiva. Monómeros acídicos em contato com resina quimicamente polimerizada inativam as aminas terciárias básicas, dificultando o desempenho do acelerador na polimerização da resina e prejudicando a polimerização e conseqüente resistência de união. Por outro lado o uso de um adesivo com pH elevado (5,6) e menor percentagem de monómeros acídicos pode ser clinicamente recomendado para os cimentos resinosos polimerizados foto, quimicamente e ambos (duais).

Cekic-Nagas avaliaram em 2016 (21), os efeitos do tratamento de superfície do material a restaurar com ácido hidrófluorídrico durante 60 segundos na força de resistência adesiva de materiais cerâmicos com 1.5 mm de espessura - Vita Enamic<sup>®</sup>, Lava Ultimate<sup>®</sup> e Cerasmart<sup>®</sup> (GC Corp., Tóquio, Japão) - a cimentos resinosos (Variolink Esthetic<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), G-CEM LinkAce<sup>®</sup> (GC Corp., Tóquio, Japão) e Relyx Ultimate<sup>®</sup> (3M ESPE, St. Paul, EUA)], usando um teste de resistência adesiva a forças de micro-corte. Chegaram à conclusão que o tratamento com ácido hidrófluorídrico não influencia os valores de resistência adesiva dos diferentes tipos de cimento aos diferentes materiais testados. Por outro lado, o tipo de cimento resinoso usado com o material cerâmico escolhido, tem influência na capacidade de adesão destes materiais. O cimento Relyx Ultimate<sup>®</sup> foi o que apresentou maiores valores de resistência adesiva aos materiais cerâmicos em estudo, seguindo-se o G-CEM LinkAce<sup>®</sup> e Variolink Esthetic<sup>®</sup>. Outra das conclusões tiradas por Cekic-Nagas (21), foi que a força de resistência adesiva da cerâmica ao cimento diminui com a termociclagem, independentemente do cimento utilizado. No mesmo estudo laboratorial (21), Vita Enamic<sup>®</sup> foi o material que apresentou maior coesão entre as partículas cerâmicas, contudo menores forças adesivas.

## **2. OBJETIVO**



## 2. Objetivo

O objetivo do presente estudo foi avaliar laboratorialmente a resistência adesiva ao esmalte de dois materiais para CAD/CAM - Vitablocs® Mark II e Vita Enamic® - utilizando dois cimentos - G-CEM LinkAce™ e Bifix® SE.

Formularam-se as seguintes hipóteses experimentais:

**1. Determinar a influência do material para CAD/CAM na resistência adesiva ao esmalte sob tensões de corte:**

H0 – O material para CAD/CAM usado não teve influência na resistência adesiva ao esmalte sob tensões de corte.

H1 - O material para CAD/CAM usado teve influência na resistência adesiva ao esmalte sob tensões de corte.

**2. Determinar a influência do cimento usado na resistência adesiva ao esmalte sob tensões de corte:**

H0 – O cimento usado não teve influência na resistência adesiva ao esmalte sob tensões de corte.

H1 – O cimento usado teve influência na resistência adesiva ao esmalte sob tensões de corte.



### **3. MATERIAS E MÉTODOS**



### 3. Materiais e Métodos

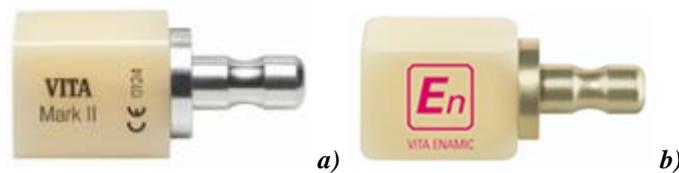
#### 3.1 Delineamento experimental

Neste estudo, foi avaliada a influência do tipo de cimento e diferentes materiais restauradores para CAD/CAM sobre os valores de resistência adesiva sob tensões de corte, ao esmalte.

Foram criados 4 grupos experimentais, de acordo com as várias combinações possíveis entre as variáveis independentes cimento e materiais para CAD/CAM.

#### 3.2 Materiais utilizados

Neste estudo laboratorial, foram utilizados 14 blocos para CAD/CAM [7 blocos Vitablocs® Mark II, cor A2C, tamanho I-14 (lote 76030, validade 2019-03-06 – Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) e 7 blocos Vita Enamic®, cor 2 M2-HT, tamanho EM-14, High Translucent (lote 75510, validade 2019-02-07 - Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha)] (**Figura 1**).



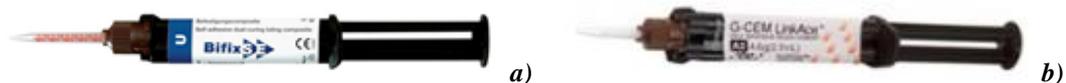
**Figura 1** - Blocos para CAD/CAM utilizados. **a)** Vitablocs® Mark II; **b)** Vita Enamic®.

De acordo com o fabricante dos blocos para CAD/CAM utilizados no estudo, é aconselhável a utilização de um gel de ácido hidrófluorídrico na superfície a aderir e a aplicação de silano, até evaporar completamente. Para tal, foi utilizado um *Kit* de preparação de cerâmica (Porcelain Prep Kit, lote 170712, validade 2019-06 - PULPDENT, Watertown, EUA) (**Figura 2**).



**Figura 2** - Kit de preparação de cerâmica contendo o ácido hidrófluídrico e silano usados para adesão dos blocos para CAD/CAM ao esmalte.

Foram ainda avaliados 2 cimentos de resina [Bifix<sup>®</sup> SE, transparente (lote N1815695, validade 2019-12 – Voco, Cuxhaven, Alemanha) e G-CEM LinkAce<sup>™</sup>, BO1 (lote 1806191, validade 2020-06-18 – GC, Tóquio, Japão)] (**Figura 3**).



**Figura 3** - Cimentos definitivos utilizados. a) Bifix<sup>®</sup> SE; b) G-CEM LinkAce<sup>™</sup>.

A fotopolimerização dos materiais foi realizada através de um díodo emissor de luz de elevada intensidade – LED (Bluephase 20i, série n°506160 – Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtentein), com uma intensidade de 1250 mW/cm<sup>2</sup>, de acordo com as recomendações do fabricante de cada material (**Figura 4**).



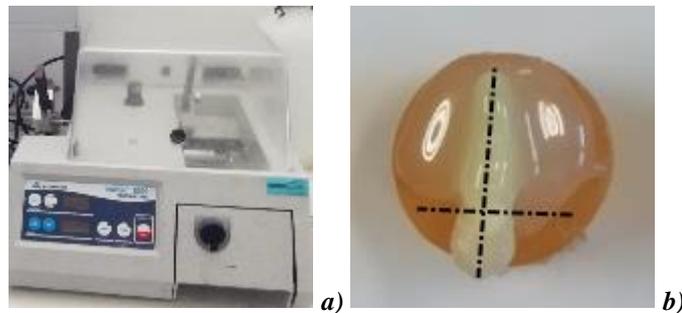
**Figura 4** - Díodo emissor de luz de elevada intensidade (LED), usado para a fotoativação da reação de polimerização dos cimentos utilizados no estudo.

### 3.3 Preparação dos dentes

Após aprovação deste estudo laboratorial pela Comissão de Ética da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa, foram utilizados 20 pré-molares humanos íntegros.

Os dentes foram extraídos, lavados com água corrente, para retirar sangue e outros resíduos, e armazenados em solução de Cloramina a 0.5%, à temperatura de 4 °C (ISO/TS 11405/2003). Ao fim de uma semana, os dentes foram limpos com uma cureta periodontal e, de seguida, colocados em água destilada até à sua utilização.

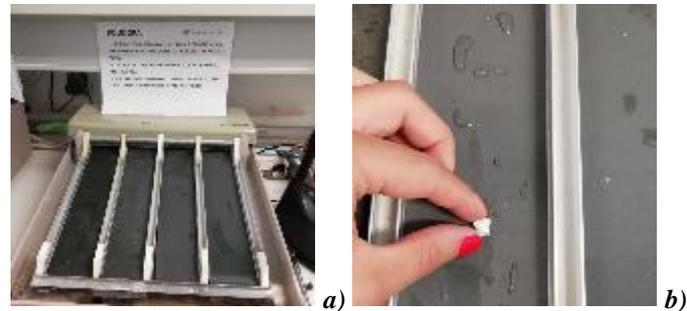
Numa primeira fase, os dentes foram colados em blocos de acrílico, com cola quente. Seguidamente, seccionaram-se os dentes paralelamente à superfície oclusal 1-2 mm abaixo da junção amelocementária, separando a coroa da raiz; o segundo corte foi feito longitudinalmente, a meio da coroa, de modo a se obterem duas fatias de esmalte por dente (face mesial e face distal). Para tal, foi utilizada uma serra de diamante (Isomet Wafering Blade, série 15 HC, referência 11-4244 – Buehler Ltd, Illinois, EUA), montada num micrótomo (Isomet 1000 precision saw – Buehler Ltd, Illinois, EUA), sob refrigeração e com velocidade de 500 rpm (**Figura 5**).



*Figura 5 - a) Máquina de corte utilizada; b) Esquema representativo dos cortes efetuados nos dentes para obtenção das duas faces de esmalte por dente.*

Após os cortes, as fatias dos dentes foram separadas dos blocos de acrílico e, de forma padronizada, o esmalte foi polido com lixa de carboneto de silício de granulometria 400 (Buehler, referência 30-5218-320 – Struers, Copenhaga, Dinamarca) sob refrigeração, até obtenção de uma face plana de esmalte com, pelo menos, 3 mm de diâmetro (**Figura 6**). As

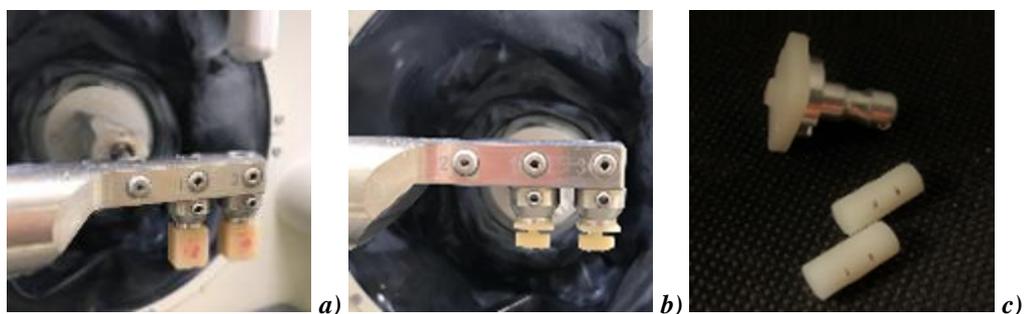
fatias de dente foram novamente armazenadas em água destilada, por um período de uma semana.



**Figura 6** - Polimento das fatias dos dentes. **a)** Máquina polidora utilizada; **b)** Polimento da face de esmalte de uma fatia dos dentes utilizados.

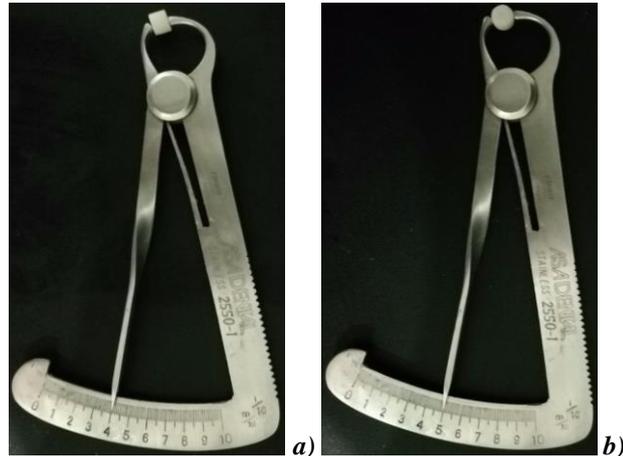
### 3.4 Preparação do material restaurador

A partir de um total de 14 blocos para CAD/CAM, 7 blocos de Vitablocs® Mark II e 7 blocos de Vita Enamic®, foram fresados cilindros com dimensões padronizadas de 5 mm de diâmetro e 14 mm de altura (**Figura 7**). Os cilindros foram desenhados em AutoCAD v.19.2 para Windows (Autodesk, Inc., EUA), guardados em formato de arquivo *stl* e fresados na máquina CAM Cloteramill® micro 4x (Amann Girrbach, Koblach, Áustria). Após a fresagem, foram separados da base do bloco com um disco de corte de carborundo (Dynex Brillant, 20 x 0.25 mm, No. 562520 – Renfert, Hilzingen, Alemanha).



**Figura 7** – Fresagem dos blocos para CAD/CAM. Blocos Vita Enamic® posicionados na máquina fresadora antes da fresagem (**a**) e após fresagem (**b**); **c)** Cilindros já separados da base do bloco.

A partir dos 14 cilindros, foram então confeccionados 20 espécimes (n=20) de cerâmica feldspática (Vitablocs® Mark II) e 20 espécimes (n=20) de cerâmica feldspática infiltrada com resina (Vita Enamic®). Os espécimes de cerâmica foram cortados com cerca de 4 mm de altura e 5 mm de diâmetro com o mesmo disco de corte de carborundo já utilizado (**Figura 8**).



**Figura 8** - Espécimes de cerâmica cortados com cerca de 4 mm de altura (a) e 5 mm de diâmetro (b).

Um dos lados dos espécimes de cerâmica foi preparado mecanicamente com broca diamantada, a 20.000 rpm (Diamond Diamond, 854R.104.040, lote 107609, ISO 806104198524040 - Edenta, Hauptstrasse, Suíça). Por motivos de identificação, no lado não preparado do material foi realizada uma pinta preta no centro com caneta de acetato. Após a preparação mecânica, a superfície dos espécimes foi lavada com água destilada, durante 10 seg. e, por fim, seca com jato de ar durante mais 10 seg.

### 3.5 Preparação dos espécimes

Antes do procedimento adesivo, os dentes foram adaptados à primeira placa do dispositivo de Watanabe, por intermédio de uma película adesiva transparente de poliéster (Mylar - DuPont Corp, Wilmington, EUA), na qual, para que houvesse uma padronização da área de adesão (ISO/TS 11405/2003), se realizou um orifício com 3 mm de diâmetro. A área polida e plana de esmalte de cada face dos dentes foi adaptada a esse orifício. Os 20 espécimes de cada material foram então aleatoriamente atribuídos a um dos quatro grupos experimentais (n=10), segundo o cimento utilizado Bifix® SE (B) e G-CEM LinkAce™ (G), e devidamente

identificados nas placas de Watanabe: MG (Vitablocs<sup>®</sup> Mark II + G-CEM LinkAce<sup>™</sup>), MB (Vitablocs<sup>®</sup> Mark II + Bifix<sup>®</sup> SE), EG (Vita Enamic<sup>®</sup> + G-CEM LinkAce<sup>™</sup>), EB (Vita Enamic<sup>®</sup> + Bifix<sup>®</sup> SE) (**Figura 9**).



*Figura 9 - Face polida e plana do esmalte adaptada na placa do dispositivo de Watanabe através de película transparente de poliéster com orifício padronizado de 3 mm.*

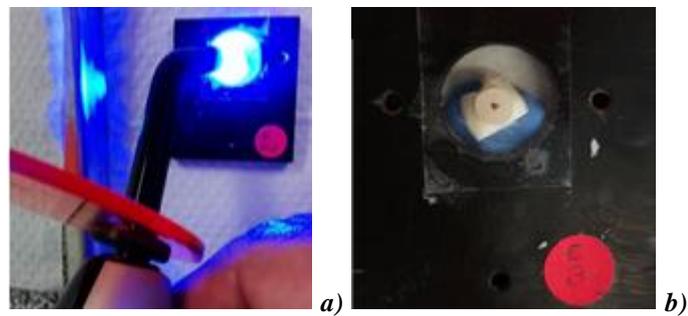
### **3.6 Protocolo de adesão**

- Aplicou-se o gel de ácido hidrófluorídrico a 9.6% na superfície durante 20 seg.
- Lavou-se com água destilada durante 60 seg.
- Removeram-se os resíduos de ácido, secando com seringa de ar durante 20 seg (até a superfície condicionada surgir branca-opaca).
- Aplicou-se silano na superfície condicionada.
- Deixou-se evaporar por completo, até atingir uma aparência não brilhante.
- Aplicou-se o cimento diretamente na superfície do material restaurador e colou-se à face do dente na posição correta (alinhada com o buraco de 3 mm da película de poliéster e dente já colocado na placa de Watanabe).
- Manteve-se na posição com ligeira pressão.
- Fotopolimerizou-se durante 2 seg de cada lado da interface de adesão.
- Tirou-se os excessos com sonda reta.
- Fotopolimerizou-se mais 20 seg e esperou-se 4 min para ocorrer a polimerização total.
- A segunda placa de Watanabe foi montada e os espécimes fixados às placas de ambos os lados com gesso tipo IV (Pro-stone 21, lote 0445-20192, validade 2019-09 – Pro-Dental, Sheffield, Inglaterra) (**Figura 11**).

- Após a presa total do gesso, as placas de Watanabe com os espécimes foram armazenados na estufa (Ehret TK/L 4105, Emmendingen, Alemanha), a 37° C, em ambiente de humidade relativa de 100%, não perfazendo mais de 24 horas.

A secagem do material restaurador e dentes foi sempre realizada com a seringa de ar (isenta de óleo) colocada, de forma padronizada, a 5 mm do espécime.

A fotopolimerização foi realizada com a ponta da fibra ótica da lâmpada LED, colocada no topo face não aderida do material restaurador, num ângulo de 45°, sem tocar na superfície (Figura 10a).



*Figura 10 – a) Fotopolimerização foi realizada com a ponta da fibra ótica da lâmpada LED, colocada no topo face não aderida do material restaurador, num ângulo de 45°; b) Espécimes já aderidos.*

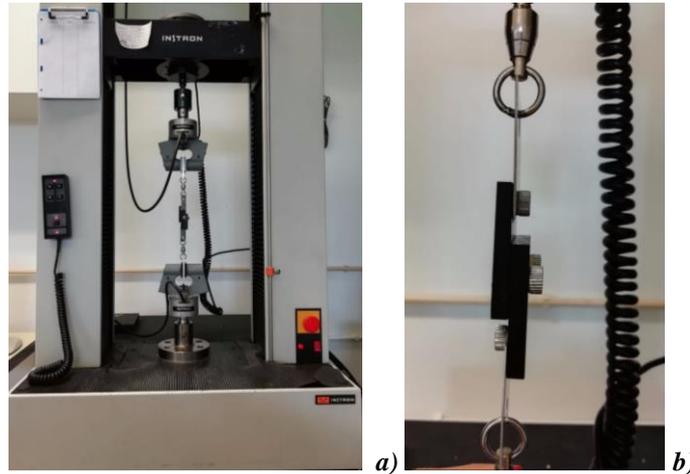


*Figura 11 - Espécime montado e fixado com gesso tipo IV às placas de Watanabe para realização do ensaio de resistência adesiva sob tensões de corte.*

### 3.7 Ensaio de resistência adesiva sob tensões de corte

O ensaio de resistência adesiva sob tensões de corte foi realizado numa máquina de testes mecânicos universal (Instron, modelo 4502, série nº H3307 – Instron Ltd, Bucks, Inglaterra) que é constituída por 2 braços: braço inferior fixo e braço superior móvel (Figura

**12a).** As placas de Watanabe foram colocadas na máquina de testes universal por meio de adaptadores apropriados para o efeito e para que a interface de adesão ficasse alinhada com o eixo de aplicação da força (**Figura 12b**). O ensaio foi realizado com uma célula de carga 1 de KN e uma velocidade de 1mm/min. (ISO/TS 11405/2003).



**Figura 12** - Dispositivo de Watanabe para realização do ensaio de resistência adesiva sob tensões de corte, adaptado na máquina de testes universal. **a)** Máquina de testes universal; **b)** Placas de Watanabe adaptadas à máquina de testes universal.

Os valores de resistência adesiva foram obtidos a partir da razão entre a carga medida no momento da falha e a interface adesiva (3 mm de diâmetro), previamente estabelecida.

### 3.8 Análise estatística

A análise estatística dos resultados foi feita utilizando o programa de *software* SPSS Statistics for MAC Version 20 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA), através do teste paramétrico emparelhado t-test. Previamente, o teste de Shapiro-Wilk foram utilizados para avaliar se os resultados seguiam uma distribuição normal. A fim de verificar a igualdade de variâncias foi executado o Teste de Levene. O intervalo de confiança definido foi de 95%. O número de espécimes em que houve falha pré-teste e se separou antes de colocados na máquina de testes universal, em cada grupo experimental, foi registrado, porém não incluído para análise estatística.

## **4. RESULTADOS**



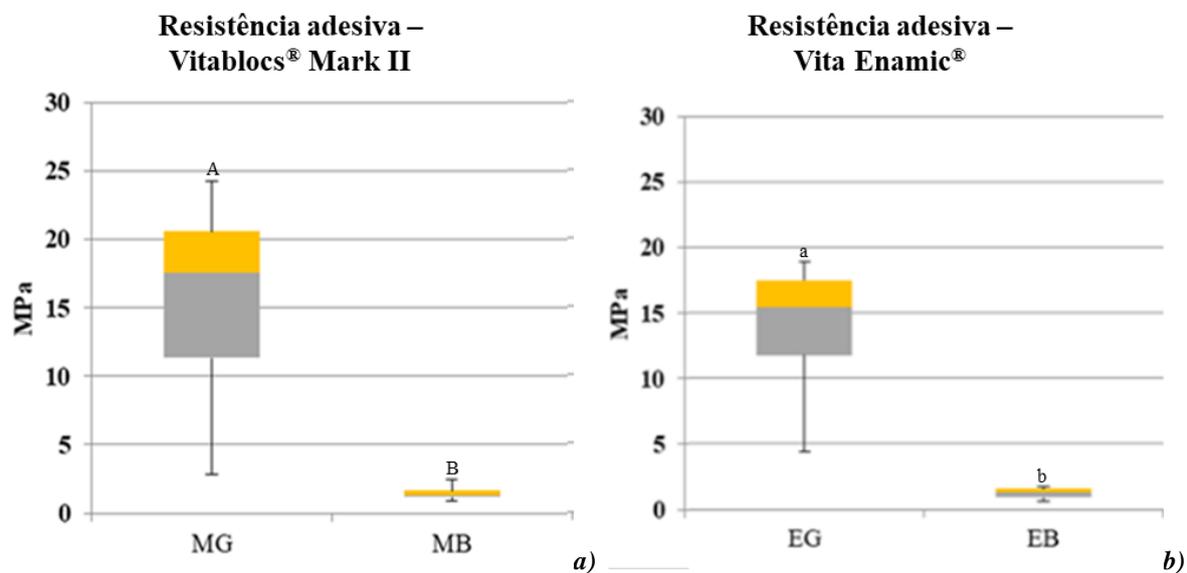
## 4. Resultados

A estatística descritiva dos resultados do ensaio de resistência adesiva sob tensões de corte encontra-se representada na **Tabela 1**. A dimensão da amostra (n) corresponde ao número de espécimes testados em cada grupo experimental. No Grupo MB, o n é igual a 8 devido à existência de 2 espécimes em que houve falha pré-teste e separação antes de colocados na máquina de testes universal. O valor foi registrado, porém não incluído para análise estatística.

**Tabela 1** - Análise descritiva dos valores de resistência adesiva sob tensões de corte (MPa) para os quatro grupos experimentais testados (MG – Vitablocs® Mark II + G-CEM LinkAce®; MB - Vitablocs® Mark II + Bifix® SE; EG – Vita Enamic® + G-CEM LinkAce®; EB - Vita Enamic® + Bifix® SE); Número de espécimes por grupo (n); Valor médio da resistência adesiva sob tensões de corte (Média); Desvio-padrão; Valor mínimo da amostra (Mínimo); Valor máximo da amostra (Máximo).

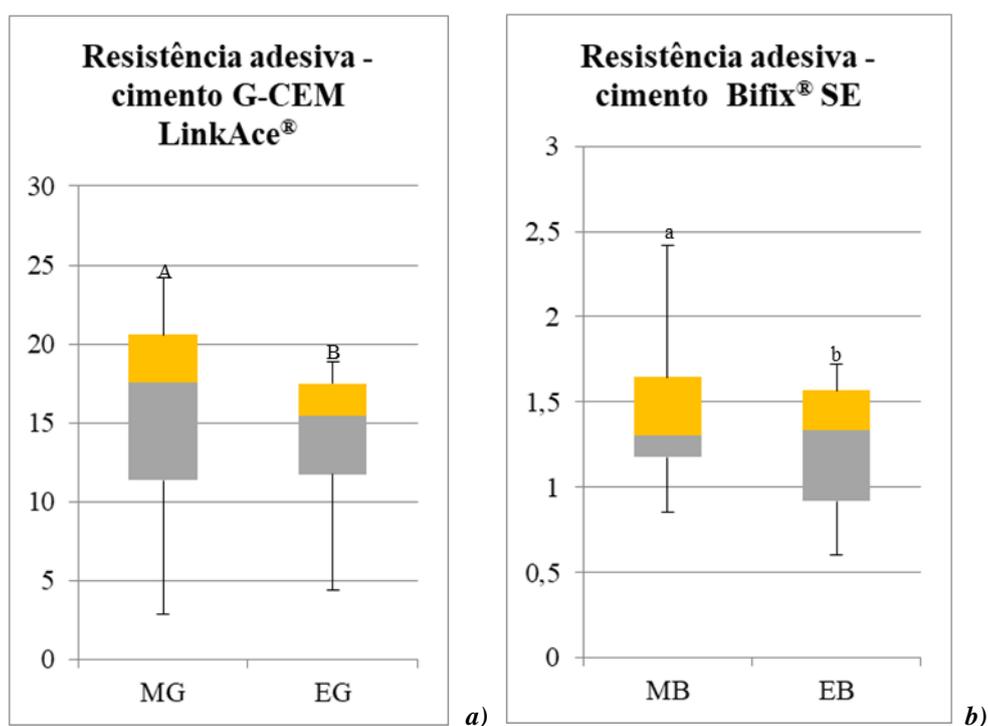
	<b>Grupos</b>			
	<b>MG</b>	<b>MB</b>	<b>EG</b>	<b>EB</b>
n	10	8	10	10
Média (MPa)	15,773	1,466	14,241	1,237
Desvio-padrão	6,653	0,528	4,564	0,426
Mínimo	17,525	1,300	15,425	1,338
Máximo	24,230	2,415	18,870	1,720

**Gráfico 1** - Caixa-de-Bigodes da resistência adesiva sob tensões de corte (MPa) para os grupos experimentais testados usando o mesmo material para CAD/CAM e diferentes cimentos de resina. Letras diferentes identificam grupos estatisticamente diferentes ( $p < 0,001$ ). **a)** Grupos experimentais testados usando o material para CAD/CAM Vitablocs® Mark II; **b)** Grupos experimentais testados usando o material para CAD/CAM Vita Enamic®.



Os valores médios de MG e MB são diferentes de forma estatisticamente significativa ( $p < 0,001$ ) assim como os valores médios de EG e EB são diferentes de forma estatisticamente significativa ( $p < 0,001$ ).

**Gráfico 2** - Caixa-de-Bigodes da resistência adesiva sob tensões de corte (MPa) para os grupos experimentais testados usando diferentes materiais para CAD/CAM e o mesmo cimento de resina. Letras diferentes identificam grupos estatisticamente diferentes ( $p < 0,001$ ). **a)** Grupos experimentais testados usando o cimento G-CEM LinkAce® com os diferentes materiais para CAD/CAM; **b)** Grupos experimentais testados usando o cimento Bifix® SE com os diferentes materiais para CAD/CAM.



É possível observar que o valor médio da resistência adesiva sob tensões de corte varia entre a amostra. Contudo, ao emparelhar-se os grupos em que foi utilizado o cimento G-CEM LinkAce® (Grupos MG e EG) e o cimento Bifix® SE (Grupos MB e EB), verificam-se valores de mediana da resistência adesiva sob tensões de corte mais próximos (**Gráfico 2**). O Grupo MG é o que mostra maior resistência adesiva sob tensões de corte, existindo mais probabilidade de separação da amostra a partir de forças superiores a 17,5 MPa.

Os Grupos MB e EB apresentam valores de resistência adesiva sob tensões de corte abaixo dos 2,4 MPa (Grupo MB) e 1,72 MPa (Grupo EB).

Verifica-se também que o máximo valor da resistência adesiva sob tensões de corte obtido foi 24,23 MPa (Grupo MG) e o mínimo foi 0,603 MPa (Grupo EB).

O teste de Shapiro-Wilk (**Tabela 2**) foi utilizado para avaliar se os resultados seguiam uma distribuição normal.

**Tabela 2** - Teste de normalidade da resistência adesiva sob tensões de corte ao esmalte (em MPa) para os quatro grupos experimentais testados.

	Shapiro-Wilk		
	Estatística	Graus de liberdade	Valor de significância
<b>MG</b>	0,932	10	0,473
<b>MB</b>	0,900	8	0,292
<b>EG</b>	0,884	10	0,143
<b>EB</b>	0,892	10	0,180

A fim de verificar a igualdade de variâncias foi executado o Teste de Levene. Após verificadas a normalidade de distribuição de resultados e a igualdade de variâncias, foi executado o teste paramétrico emparelhado *t-test* para os Grupo MG e EG (**Tabela 3**) e Grupos MB e EB (**Tabela 4**).

**Tabela 3** - Resultados do Teste de Levene e do *t-test* para os Grupos MG e EG.

		Levene's Test		<i>t-test</i>			
		F	Sig.	t	df	Sig. (2tailed)	Mean Difference
MPa	Equal variances assumed	1,746	0,203	0,600	18	0,556	1,532
	Equal variances not assumed			0,600	15,935	0,557	1,532

**Tabela 4** - Resultados do Teste de Levene e do *t-test* para os Grupos MB e EB.

		Levene's Test		<i>t-test</i>			
		F	Sig.	t	df	Sig. (2tailed)	Mean Difference
MPa	Equal variances assumed	0,185	0,673	1,019	16	0,323	0,228700
	Equal variances not assumed			0,994	13,363	0,338	0,228700

Considerando a  $H_0$  (amostras seguem uma distribuição normal), e tendo os testes revelado valores de  $p$  superiores a 0,05 (**Tabela 3 e 4**), logo a hipótese nula não deve ser rejeitada.



## **5. DISCUSSÃO**



## 5. Discussão

No ambiente oral, os materiais restauradores estão constantemente sujeitos a cargas, tornando-se fundamental prever o seu comportamento antes de serem colocados na boca do paciente. A qualidade e durabilidade de uma restauração depende de vários fatores, nomeadamente da integridade da interface criada entre o material restaurador, o cimento e o substrato dentário, e da força de resistência adesiva que se estabelece entre eles (31), sendo importante a sua avaliação mecânica.

Neste trabalho, avaliou-se laboratorialmente dois materiais restauradores para CAD/CAM – Vitablocs<sup>®</sup> Mark II e Vita Enamic<sup>®</sup> - e dois cimentos resinosos – C-CEM LinkAce<sup>™</sup> e Bifix SE<sup>®</sup> - com o objetivo de determinar a influência de cada um deles na resistência adesiva ao esmalte. Para avaliar a resistência adesiva são normalmente utilizados testes de resistência à fratura sob tensões de corte ou sob tensões de tração.(32) Contudo, foi selecionado o ensaio de resistência adesiva sob tensões de corte, por ser um tipo de ensaio mecânico indicado para avaliar a qualidade da interface adesiva e a força necessária para quebrar a união entre dois materiais e por ser previsível e largamente utilizado entre a comunidade científica.(28-30)

No entanto, os resultados deste teste são grandemente influenciados pela geometria da amostra.(32) Os testes com áreas de adesão em torno dos 7 mm<sup>2</sup> revelam valores de resistência adesiva inferiores, comparativamente aos testes com áreas de adesão em torno dos 1 mm<sup>2</sup>. Nos testes em que a área de adesão é maior, há mais probabilidade de existência de defeitos e, conseqüentemente, zonas de propagação da falha, resultando em falhas com valores de tensão inferiores.(33) No presente estudo, a área de adesão de todos os espécimes foi padronizada (3 mm de diâmetro), sendo os resultados comparáveis, dentro deste estudo. Contudo, a comparação com estudos semelhantes deve ser prudente, pois os parâmetros do ensaio raramente são exatamente os mesmos e, conseqüentemente, os resultados serão diferentes.

O ensaio de resistência adesiva sob tensões de corte é normalmente realizado numa máquina de testes universal, que apresenta um braço fixo, onde se posiciona o dispositivo com o espécime, e um braço móvel, sujeito a um deslocamento controlado, e que aplica uma carga de intensidade crescente no alinhamento da interface adesiva. Trata-se de um ensaio destrutivo, pois o material é testado até à sua resistência mecânica limite, ou seja, até à fratura.(34)

São vários os fatores que afetam as propriedades mecânicas, nomeadamente a resistência à fratura dos materiais restauradores, tais como a técnica de fabricação, a estrutura interna do material, o tratamento da superfície a aderir, o cimento e técnica de cimentação utilizada.(14,35) A adesão de um material restaurador à estrutura dentária ainda constitui um desafio e depende do sucesso da ligação entre o substrato dentário, o cimento e o material restaurador.(21,32) A fim de estabelecer uma ligação forte e duradoura, o tratamento adequado das respectivas superfícies é determinante.(32)

O fabricante dos materiais para uso CAD/CAM utilizados neste estudo recomenda o tratamento da superfície a aderir com a aplicação de um gel de ácido hidrofluorídrico a 5%, durante 60 segundos e a posterior aplicação de silano, até à completa evaporação. Contudo, durante a realização deste estudo, o gel de ácido hidrofluorídrico mais comumente encontrado no mercado continha uma concentração de 9,6%, tendo sido esta a concentração de HF usada. Segundo as indicações do fabricante, para esta concentração, o gel de ácido hidrofluorídrico deverá ser utilizado durante 20 seg na superfície do substrato, previamente à silanização. Para além da aplicação do HF, todos os espécimes deste estudo foram preparados mecanicamente na superfície a aderir com broca diamantada a 20.000 rpm, como descrito anteriormente. São descritos na literatura vários métodos para o tratamento de superfície do material a aderir antes da cimentação adesiva: jactamento com partículas de óxido de alumínio, criação de rugosidade mecânicas com brocas de diamante e ataque com diferentes tipos de ácidos estão entre os métodos usados para melhorar a retenção micromecânica.(32) No entanto, a preparação mecânica superficial do material com jato de óxido de alumínio pode retirar fragmentos da margem e afetar adversamente o ajuste das restaurações.(32). O tratamento com ácido hidrofluorídrico (HF) é comumente usado para tratar as superfícies do material a aderir, através da criação de micro-rugosidades.(32) Como alternativas, fluoreto de fosfato acidulado ou ácido fosfórico também são utilizados, no entanto, a sua eficácia no aumento da força de adesão ainda é duvidosa.(32). A vantagem do HF é a criação de poros na superfície do material por dissolução preferencial da fase de vidro a partir da matriz cerâmica.(32) Por sua vez, uma aplicação adicional na superfície a aderir com silano aumenta a resistência de união, pois melhora a molhabilidade e forma uma ligação covalente com a cerâmica e cimento resinoso.(32)

Os blocos híbridos para CAD/CAM foram produzidos como alternativa aos blocos totalmente cerâmicos. O fabricante dos materiais testados recomenda a cimentação adesiva com resinas. A silanização e a cimentação com cimentos de resina composta melhoram as propriedades mecânicas das restaurações definitivas em comparação com a cimentação não

adesiva.(32,36) Clinicamente, a percentagem de fratura das restaurações cerâmicas diminui se estas forem cimentadas com agentes à base de resina, em vez de cimentadas com cimentos de fosfato de zinco ou de ionómero de vidro convencional.(35)

De acordo com os resultados obtidos no presente estudo de resistência adesiva sob tensões de corte ao esmalte, quando utilizado o cimento Bifix® SE os valores foram inferiores aos alcançados pelo cimento G-CEM LinkAce®, independentemente do material para CAD/CAM aderido. Estes resultados apoiam uma das conclusões do estudo de Cekic-Nagas (21), que refere que o tipo de cimento resinoso usado com o material cerâmico tem influência na capacidade de adesão destes materiais. As médias da resistência adesiva sob tensões de corte ao esmalte (MPa) quando utilizado o cimento G-CEM LinkAce® são consistentes com a literatura (21,32), ao contrário dos valores obtidos com o cimento Bifix® SE (que se revelaram muito baixos (1,466 MPa e 1,237 MPa, Grupos MB e EB) para uma reabilitação de sucesso.

Os baixos valores de resistência adesiva verificados para os espécimes cimentados com o Bifix® SE e as falhas pré-teste ocorridas no Grupo MB (Vitablocs® Mark II + Bifix® SE), podem ser atribuídas ao facto de a adesão ter sido realizada fora da boca. O fabricante deste cimento alerta para a presa total apenas se realizar à temperatura oral (37 °C) e na ausência de contacto com o oxigénio, após a cimentação da restauração.

Por outro lado, existe uma correlação positiva entre percentagem de carga inorgânica do cimento resinoso e a resistência adesiva. Cimentos resinosos com reduzida percentagem de partículas inorgânicas na sua composição são mais fluídos e possibilitam um maior molhamento do substrato, contudo revelam menores forças de resistência adesiva.(37) Segundo os fabricantes dos respetivos cimentos, o cimento G-CEM LinkAce® contém cerca de 80% de partículas inorgânicas, enquanto o cimento Bifix® SE contém cerca de 70%, podendo também justificar, em parte, os resultados obtidos neste estudo.

O material para CAD/CAM infiltrado com resina (Vita Enamic®) é mais facilmente fabricado e reparado do que o material totalmente cerâmico (Vitablocs® Mark II) (21), e, segundo o presente estudo, não existem diferenças significativas na resistência adesiva sob tensões de corte quando utilizado o mesmo cimento, devendo por isso ser considerado o seu uso clínico. Por sua vez, dos cimentos estudados, o cimento G-CEM LinkAce® mostra ser o cimento de eleição na cimentação adesiva dos materiais para CAD/CAM testados.



## **6. CONCLUSÃO**



## 6. Conclusão

Dentro das limitações deste estudo concluiu-se que:

1. O material para CAD/CAM não teve influência na resistência adesiva sob tensões de corte ao esmalte quando usado o mesmo cimento de resina.
2. A variável cimento teve influência na resistência adesiva sob tensões de corte ao esmalte quando usado o mesmo material para CAD/CAM. O cimento G-CEM LinkAce™ apresenta-se como o melhor cimento para a cimentação adesiva, independentemente do material restaurador para CAD/CAM escolhido ser Vitablocs® Mark II ou Vita Enamic®.

Há pouca literatura disponível em relação ao uso de diferentes cimentos com igual tratamento de superfície do material a aderir e a sua influência na resistência adesiva sob tensões de corte a materiais para CAD/CAM infiltrados com resina, sendo necessários mais estudos. Para além disso, as restaurações clinicamente cimentadas são submetidas a tensões mastigatórias repetidas sob condições húmidas, diferenças de temperatura e pH e, portanto, esse ambiente deve ser replicado quer em testes *in vitro*, quer clínicos.



## **7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**



## 7. Referências bibliográficas

1. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18–32.
2. AlShaafi MM. Factors affecting polymerization of resin-based composites: A literature review. *Saudi Dent J.* 2017;29(2):48–58.
3. Vafae F, Firooz F, Heidari B, Khoshhal M, Fotovat F, Allahbakhshi H. A comparative study of flexural strength and fatigue resistance of 2 nanoceramic composite resin cad/cam blocks (lava ultimate and vita enamic) and a lithium disilicate glass ceramic (Ips E.Max Cad). *Biomed Pharmacol J.* 2017;10(1):51–8.
4. Heffernan MJ, Aquilino SA, *et al.* Relative translucency of six all- ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):4–9.
5. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014;30(5):564–9.
6. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater.* 2015;32(1):34–42.
7. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(September):14S–21S.
8. Blackburn C, Rask H, Awada A. Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 2017;1–5.
9. Xu Z, Yu P, Arola DD, Min J, Gao S. A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel. *Dent Mater.* 2017;33(12):1351–61.
10. Dirxen C. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *Open Dent J.* 2013;7(1):118–22.
11. Ramakrishna S, Mayer J, Wintermantel E, Leong KW. Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Compos Sci Technol.* 2001;61(9):1189–224.
12. DeLong R, Sasik C, Pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel when opposed by

- ceramic systems. *Dent Mater.* 1989;5(4):266–71.
13. Ghazal M, Kern M. Wear of human enamel and nano-filled composite resin denture teeth under different loading forces. *J Oral Rehabil.* 2009;36(1):58–64.
  14. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):117–23.
  15. Poticny D, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc.* 2010;141:5S-9S.
  16. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater.* 2017;33(1):99–109.
  17. Fasbinder D. Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Den.* 2002;20:911-6.
  18. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2017;1–7.
  19. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2016;115(2):199–202.
  20. Vanderlei A, Passos SP, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Durability of Adhesion between Feldspathic Ceramic and Resin Cements: Effect of Adhesive Resin, Polymerization Mode of Resin Cement, and Aging. *J Prosthodont.* 2013;22(3):196–202.
  21. Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res.* 2016;60(4):265–73.
  22. Banko M, Nemli SK, Bal BT, Ünver S, Do A. Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD / CAM resin-ceramic hybrid materials. *J Adv Prosthodont.* 2016;259–66.
  23. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):253–9.
  24. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. Shear Strength of the Composite Bond to Etched Porcelain. *J Dent Res.* 1987;66(9):1460–5.

25. Passos SP, Ozcan M, Vanderlei AD, Leite FPP, Kimpara ET, Bottino MA. Bond strength durability of direct and indirect composite systems following surface conditioning for repair. *J Adhes Dent.* 2007;9(5):443–7.
26. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent.* 1995;73(6):515–24.
27. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent.* 2002;30(7–8):371–82.
28. Braga R, Meira J, Boaro L, Xavier T. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):38–49.
29. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater [Internet].* 1995;11(2):126–31.
30. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, *et al.* Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater.* 2010;26(2):100–21.
31. De Munk J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrecht P, *et al.* One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent.* 2005;30(1):39–49.
32. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater.* 2003;19(7):575–83.
33. Burrow MF, Thomas D, Swain MV, Tyas MJ. Analysis of tensile bond strengths using Weibull statistics. *Biomaterials.* 2004;25(20):5031–5.
34. Smith W. *Princípios de Ciência e Engenharia dos Materiais.* Vol. 3ª ed., McGraw- Hill. 1996.
35. Malament KA, Socransky SS. Part III: Effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent.* 2001;86:511-19.
36. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent.* 1998;26(1):53–8.
37. Blatz MB, Dent M, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature

silica-based ceramics J Prosthet Dent 2003;89:268-74. J Prosthet Dent. 2003;27(23):95–102.

## **8. APÊNDICES**



# Grupo MG

## Case Processing Summary

	Cases					
	Valid		Missing		Total	
	N	Percent	N	Percent	N	Percent
<b>MG</b>	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

## Descriptives

		Statistic	Std. Error
<b>MG</b>	<b>Mean</b>	15,77300	2,103943
	<b>95% Confidence Interval for Mean</b>		
	<b>Lower Bound</b>	11,01355	
	<b>Upper Bound</b>	20,53245	
	<b>5% Trimmed Mean</b>	16,02111	
	<b>Median</b>	17,52500	
	<b>Variance</b>	44,266	
	<b>Std. Deviation</b>	6,653252	
	<b>Minimum</b>	2,850	
	<b>Maximum</b>	24,230	
	<b>Range</b>	21,380	
	<b>Interquartile Range</b>	10,665	
	<b>Skewness</b>	-,784	,687
	<b>Kurtosis</b>	-,112	1,334

## Percentiles

		Percentiles				
		5	10	25	50	75
<b>Weighted Average (Definition 1)</b>	<b>MG</b>	2,85000	3,45200	10,00250	17,52500	20,66750
<b>Tukey's Hinges</b>	<b>MG</b>			10,38000	17,52500	20,58000

## Percentiles

		Percentiles	
		90	95
<b>Weighted Average (Definition 1)</b>	<b>MG</b>	23,90000	.
<b>Tukey's Hinges</b>	<b>MG</b>		

**Extreme Values**

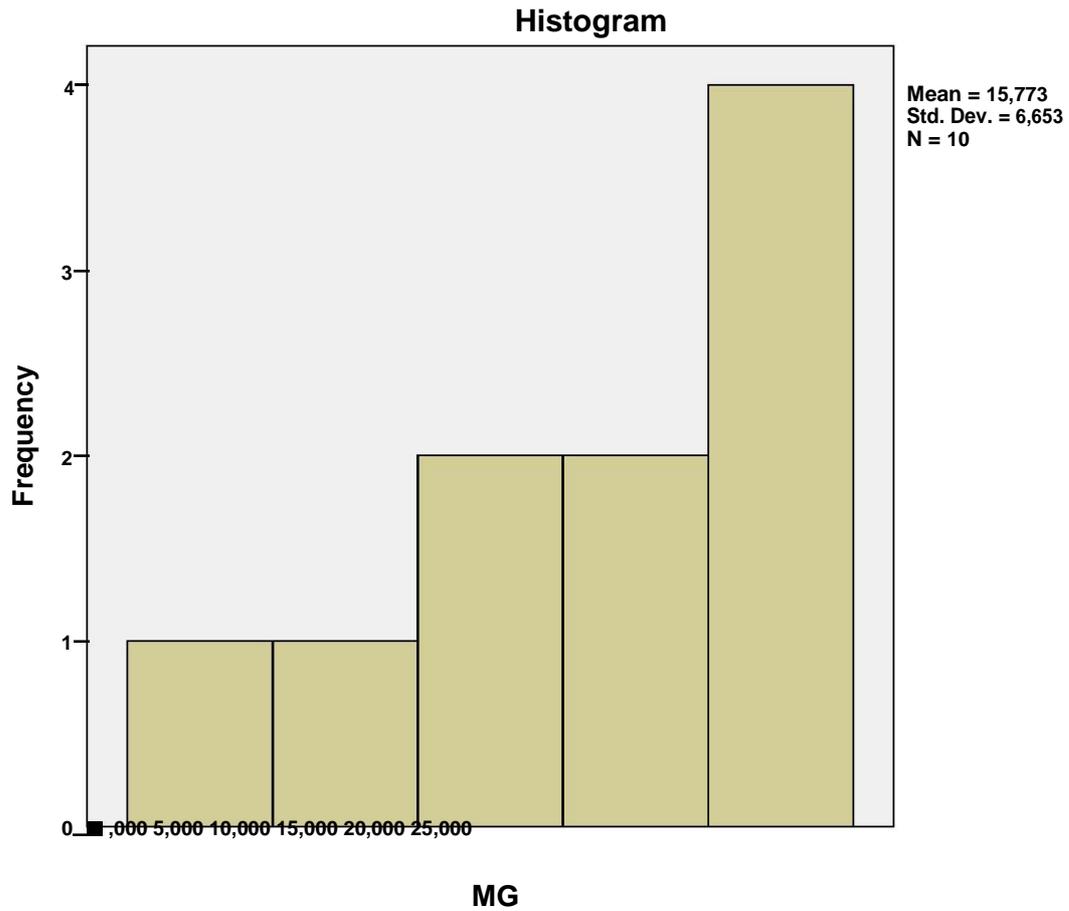
			Case Number	Value
<b>MG</b>	<b>Highest</b>	1	8	24,230
		2	6	20,930
		3	1	20,580
		4	5	20,570
		5	4	18,530
	<b>Lowest</b>	1	10	2,850
		2	2	8,870
		3	9	10,380
		4	7	14,270
		5	3	16,520

**Tests of Normality**

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
<b>MG</b>	,165	10	,200*	,932	10	,473

\*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

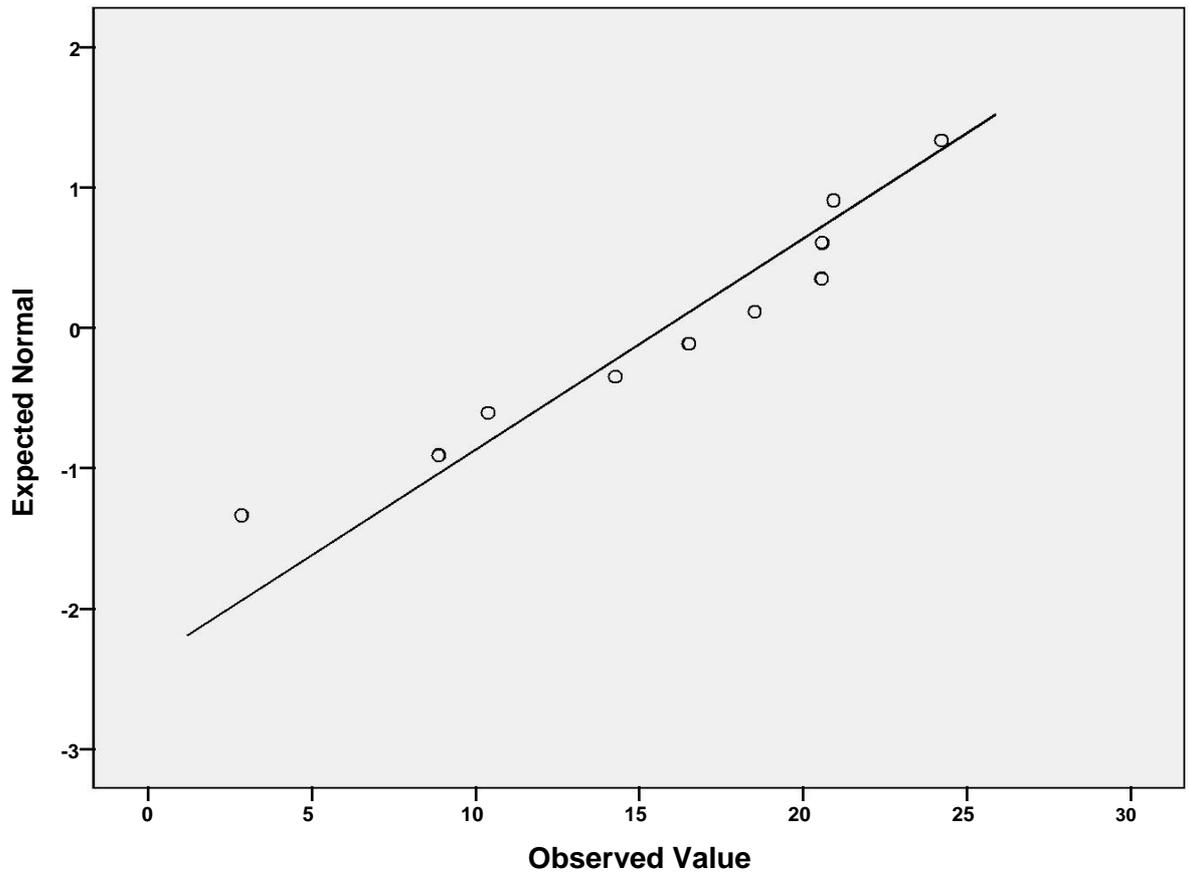


#### MG Stem-and-Leaf Plot

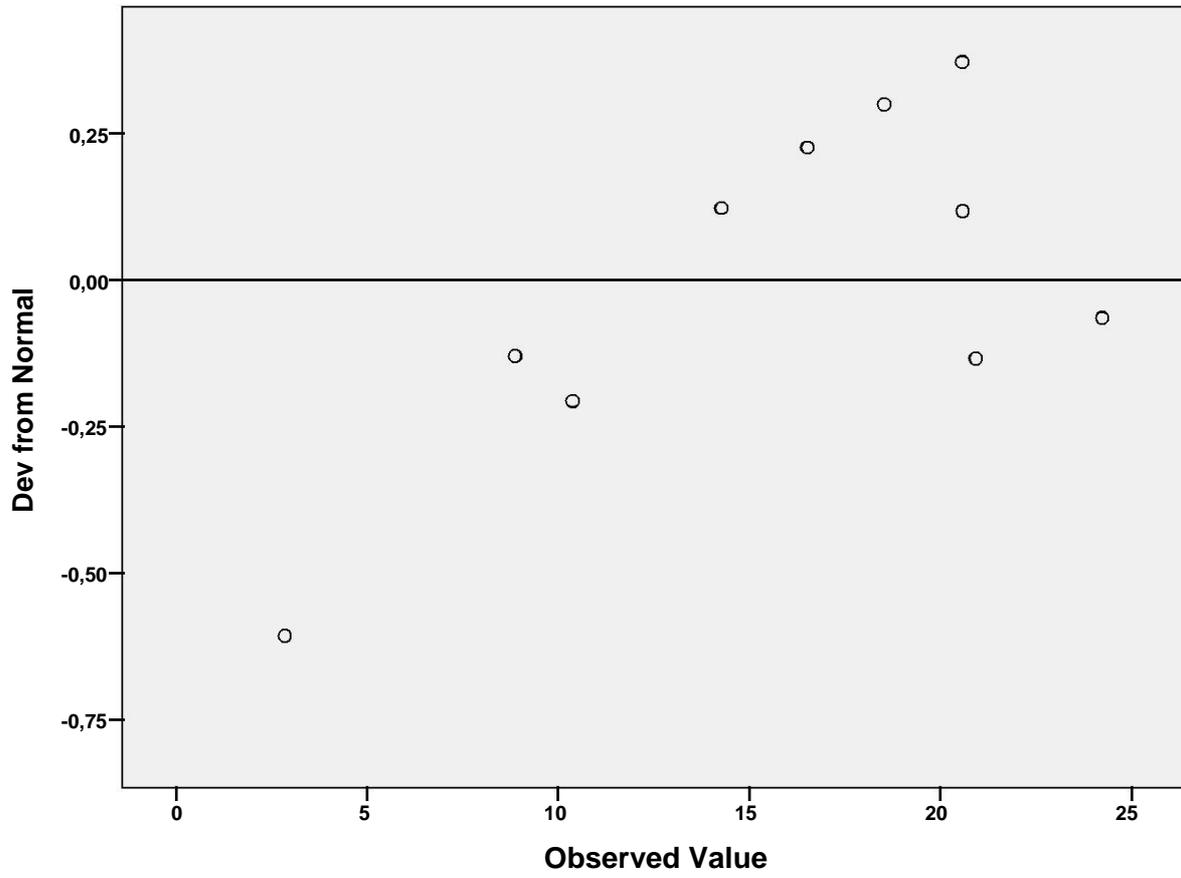
Frequency	Stem & Leaf
1,00	0 . 2
1,00	0 . 8
2,00	1 . 04
2,00	1 . 68
4,00	2 . 0004

Stem width: 10,000  
 Each leaf: 1 case(s)

Normal Q-Q Plot of MG



**Detrended Normal Q-Q Plot of  
MG**



# Grupo MB

## Case Processing Summary

	Cases					
	Valid		Missing		Total	
	N	Percent	N	Percent	N	Percent
MB	8	80,0%	2	20,0%	10	100,0%

## Descriptives

		Statistic	Std. Error	
MB	Mean	1,46600	,186590	
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	1,02478	
		Upper Bound	1,90722	
	5% Trimmed Mean	1,44744		
	Median	1,30000		
	Variance	,279		
	Std. Deviation	,527756		
	Minimum	,851		
	Maximum	2,415		
	Range	1,564		
	Interquartile Range	,838		
	Skewness	,994	,752	
	Kurtosis	,115	1,481	

## Percentiles

		Percentiles				
		5	10	25	50	75
Weighted Average (Definition 1)	MB	,85100	,85100	1,10050	1,30000	1,93900
Tukey's Hinges	MB			1,13900	1,30000	1,79200

## Percentiles

		Percentiles	
		90	95
Weighted Average (Definition 1)	MB	.	.
Tukey's Hinges	MB		

Extreme Values<sup>a</sup>

			Case Number	Value
MB	Highest	1	4	2,415
		2	1	2,086
		3	5	1,498
		4	2	1,348
	Lowest	1	7	,851
		2	3	1,062
		3	8	1,216
		4	6	1,252

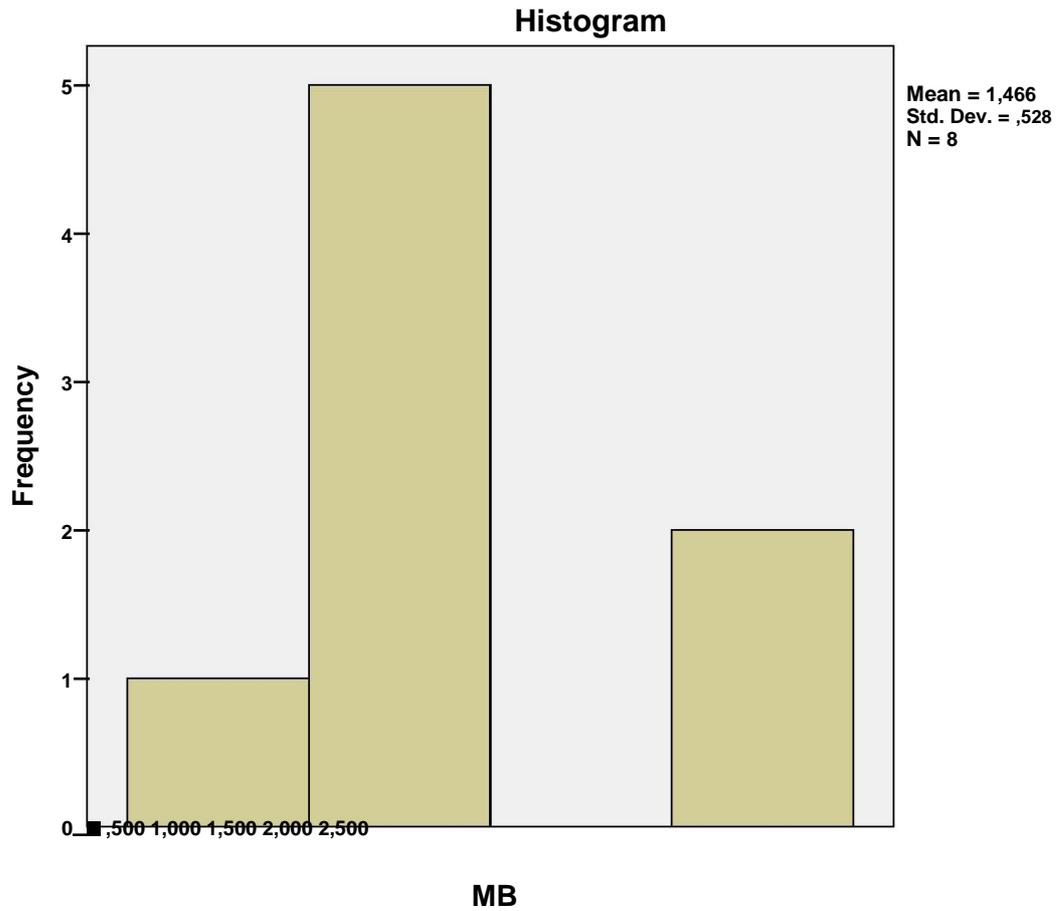
a. The requested number of extreme values exceeds the number of data points. A smaller number of extremes is displayed.

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
MB	,226	8	,200*	,900	8	,292

\*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

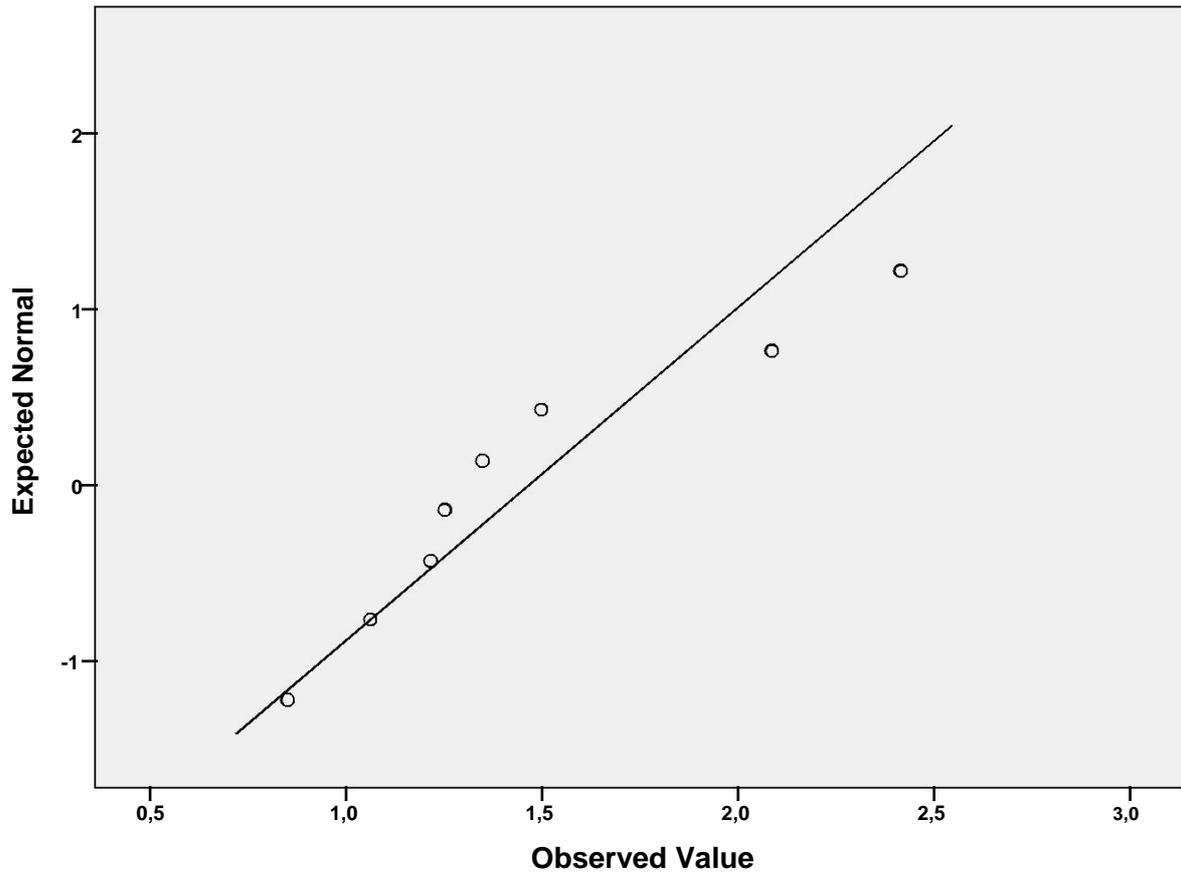


#### MB Stem-and-Leaf Plot

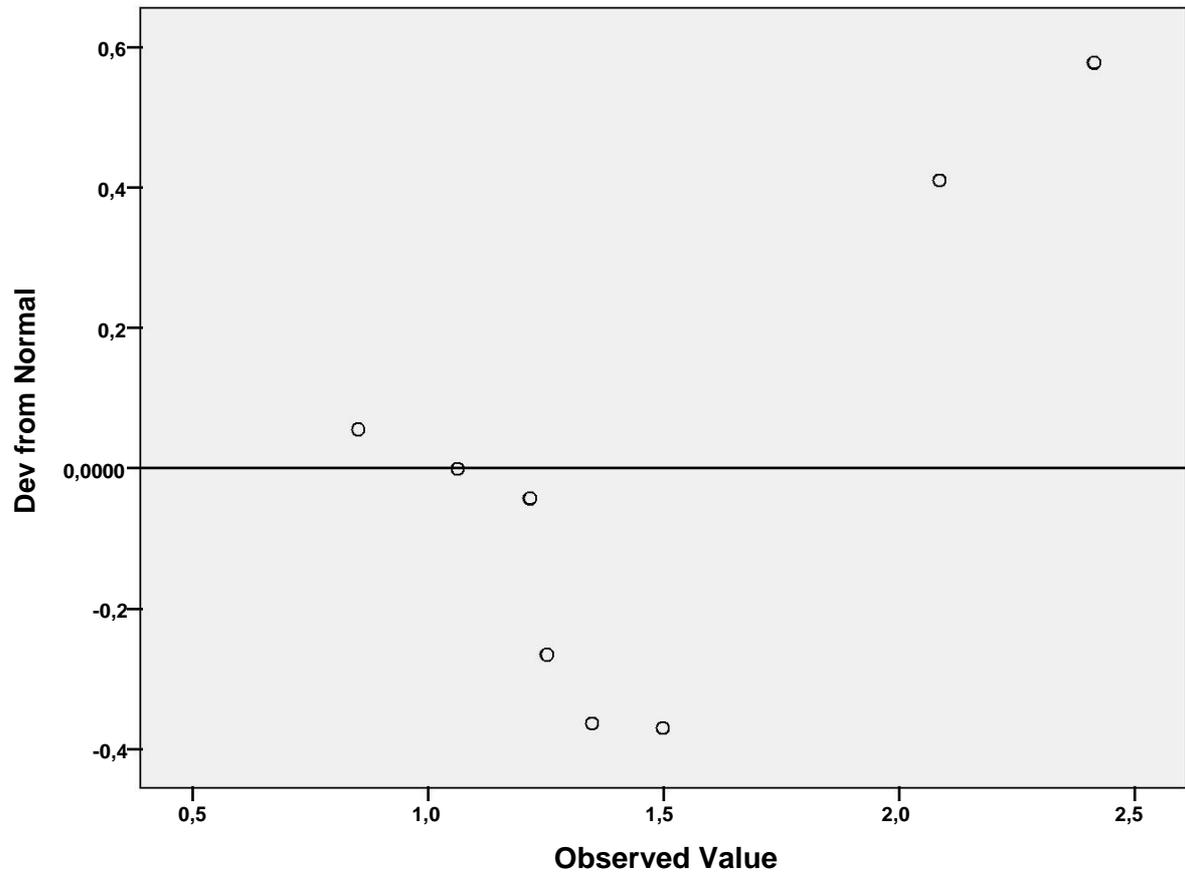
Frequency	Stem &	Leaf
1,00	0 .	8
5,00	1 .	02234
,00	1 .	
2,00	2 .	04

Stem width: 1,000  
Each leaf: 1 case(s)

Normal Q-Q Plot of MB



Detrended Normal Q-Q Plot of MB



# Grupo EG

## Case Processing Summary

	Cases					
	Valid		Missing		Total	
	N	Percent	N	Percent	N	Percent
EG	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

## Descriptives

		Statistic	Std. Error
EG	Mean	14,24100	1,443306
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound 10,97602 Upper Bound 17,50598	
	5% Trimmed Mean	14,53111	
	Median	15,42500	
	Variance	20,831	
	Std. Deviation	4,564134	
	Minimum	4,390	
	Maximum	18,870	
	Range	14,480	
	Interquartile Range	7,438	
	Skewness	-1,198	,687
	Kurtosis	1,129	1,334

## Percentiles

		Percentiles				
		5	10	25	50	75
Weighted Average (Definition 1)	EG	4,39000	4,96400	10,63250	15,42500	18,07000
Tukey's Hinges	EG			10,80000	15,42500	17,89000

## Percentiles

		Percentiles	
		90	95
Weighted Average (Definition 1)	EG	18,84400	.
Tukey's Hinges	EG		

Extreme Values

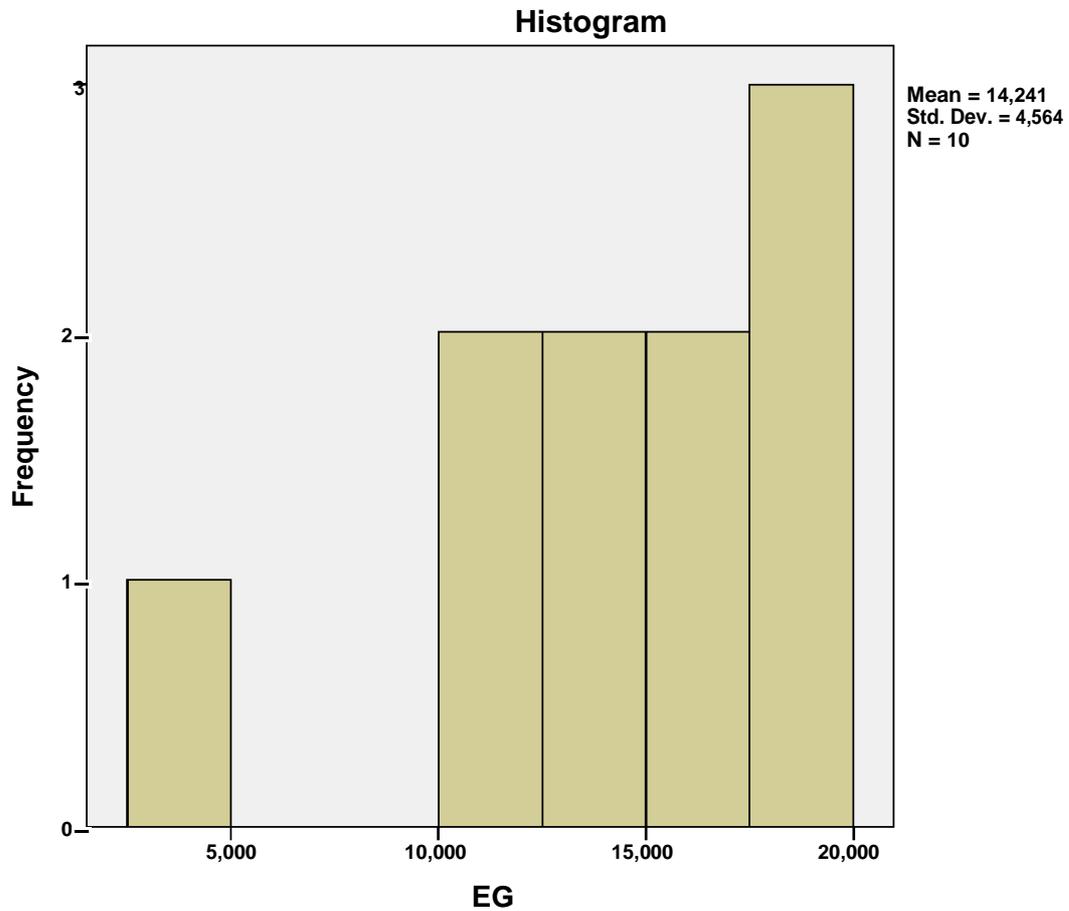
			Case Number	Value
EG	Highest	1	1	18,870
		2	5	18,610
		3	9	17,890
		4	7	16,250
		5	4	16,090
	Lowest	1	3	4,390
		2	10	10,130
		3	8	10,800
		4	6	14,620
		5	2	14,760

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
EG	,233	10	,132	,884	10	,143

a. Lilliefors Significance Correction

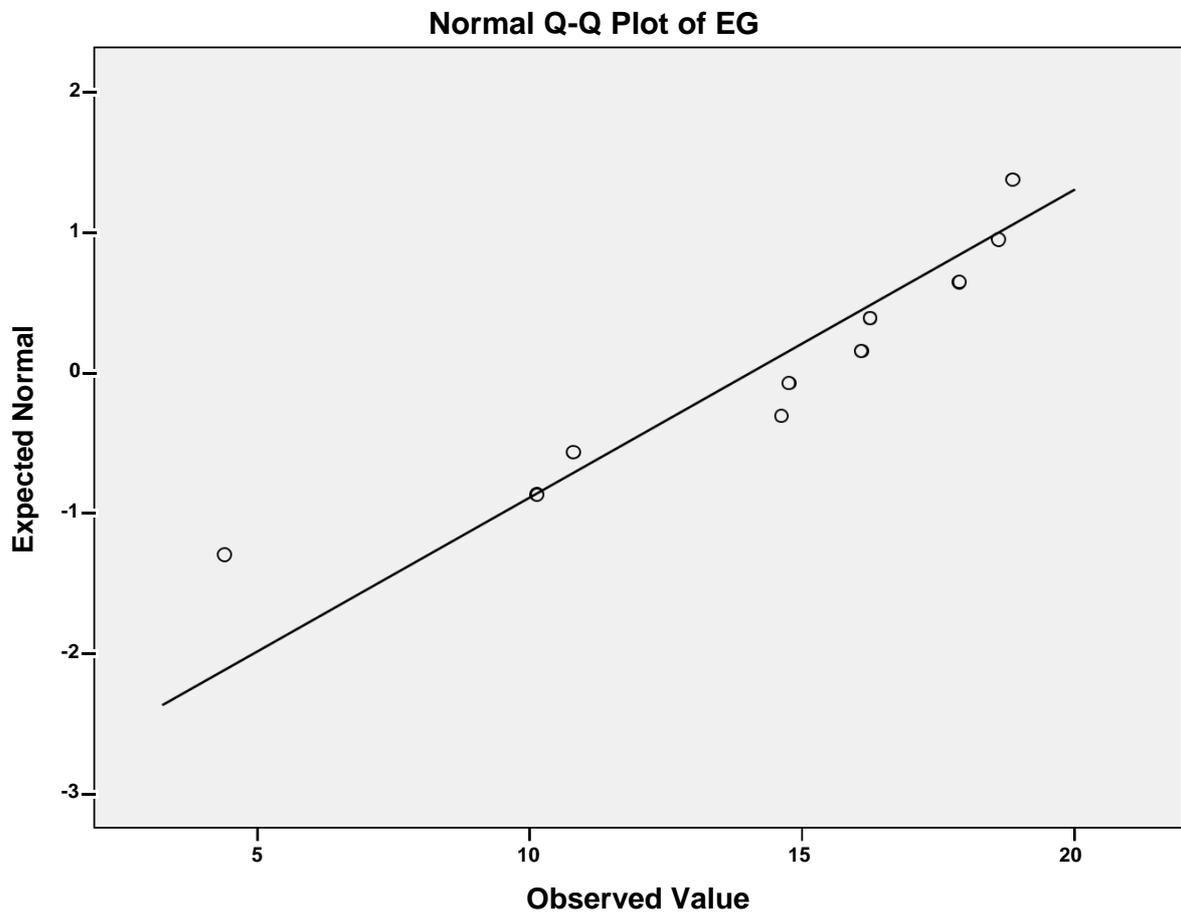
EG



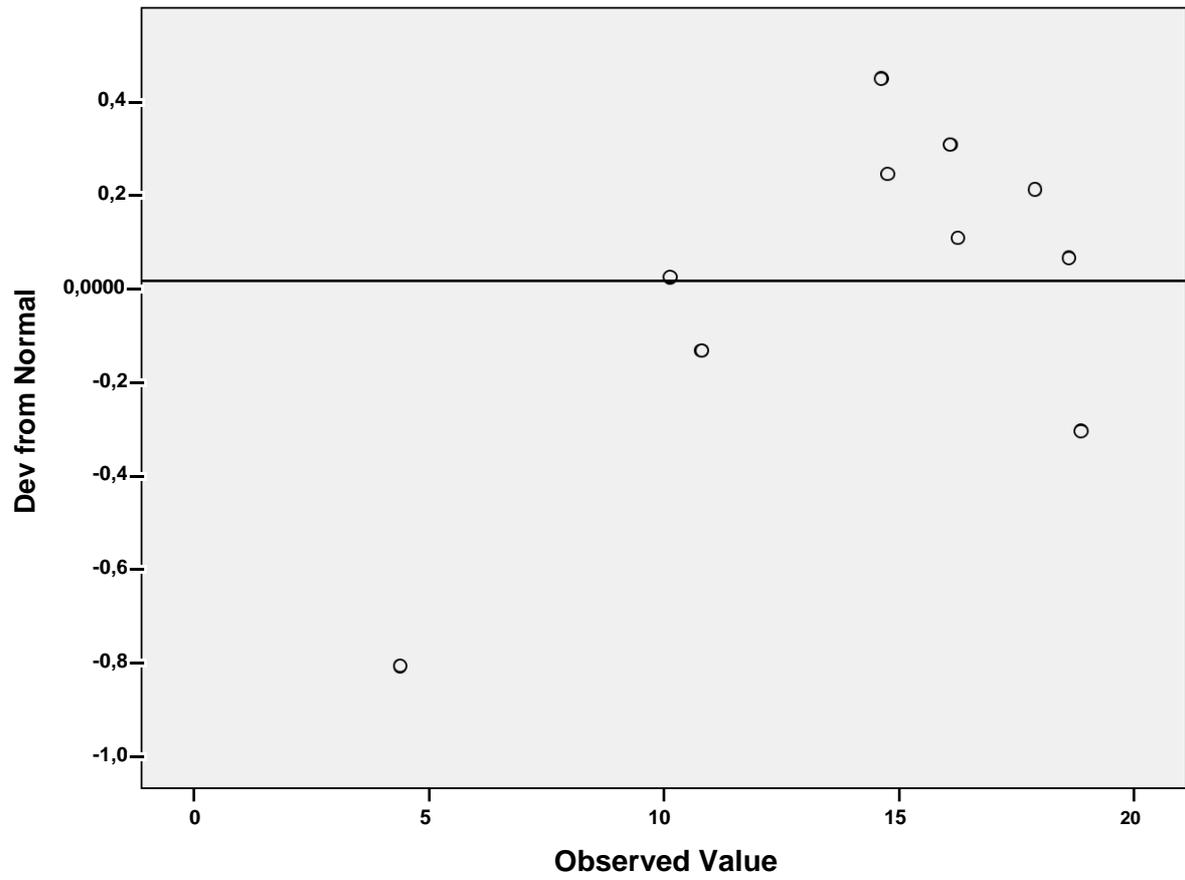
### EG Stem-and-Leaf Plot

Frequency	Stem & Leaf
1,00	0 . 4
,00	0 .
4,00	1 . 0044
5,00	1 . 66788

Stem width: 10,000  
Each leaf: 1 case(s)



Detrended Normal Q-Q Plot of EG



# GRUPO EB

## Case Processing Summary

	Cases					
	Valid		Missing		Total	
	N	Percent	N	Percent	N	Percent
EB	10	100,0%	0	0,0%	10	100,0%

## Descriptives

		Statistic	Std. Error
EB	Mean	1,23730	,134565
	95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound Upper Bound	,93289 1,54171
	5% Trimmed Mean	1,24572	
	Median	1,33800	
	Variance	,181	
	Std. Deviation	,425531	
	Minimum	,603	
	Maximum	1,720	
	Range	1,117	
	Interquartile Range	,861	
	Skewness	-,526	,687
	Kurtosis	-1,175	1,334

## Percentiles

		Percentiles				
		5	10	25	50	75
Weighted Average (Definition 1)	EB	,60300	,60320	,77600	1,33800	1,63650
Tukey's Hinges	EB			,83300	1,33800	1,61100

## Percentiles

		Percentiles	
		90	95
Weighted Average (Definition 1)	EB	1,71930	.
Tukey's Hinges	EB		

Extreme Values

			Case Number	Value
EB	Highest	1	6	1,720
		2	3	1,713
		3	1	1,611
		4	2	1,438
		5	7	1,355
	Lowest	1	9	,603
		2	10	,605
		3	8	,833
		4	4	1,174
		5	5	1,321

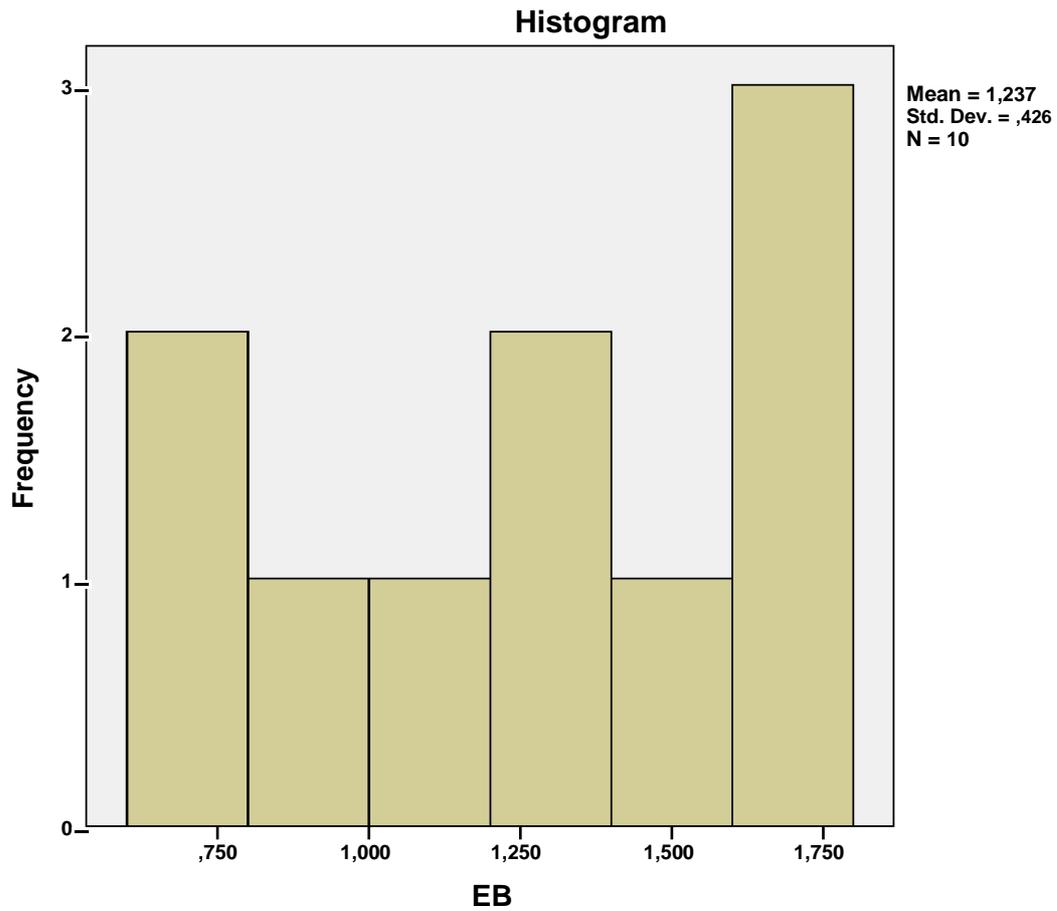
Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
EB	,178	10	,200*	,892	10	,180

\*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

**EB**

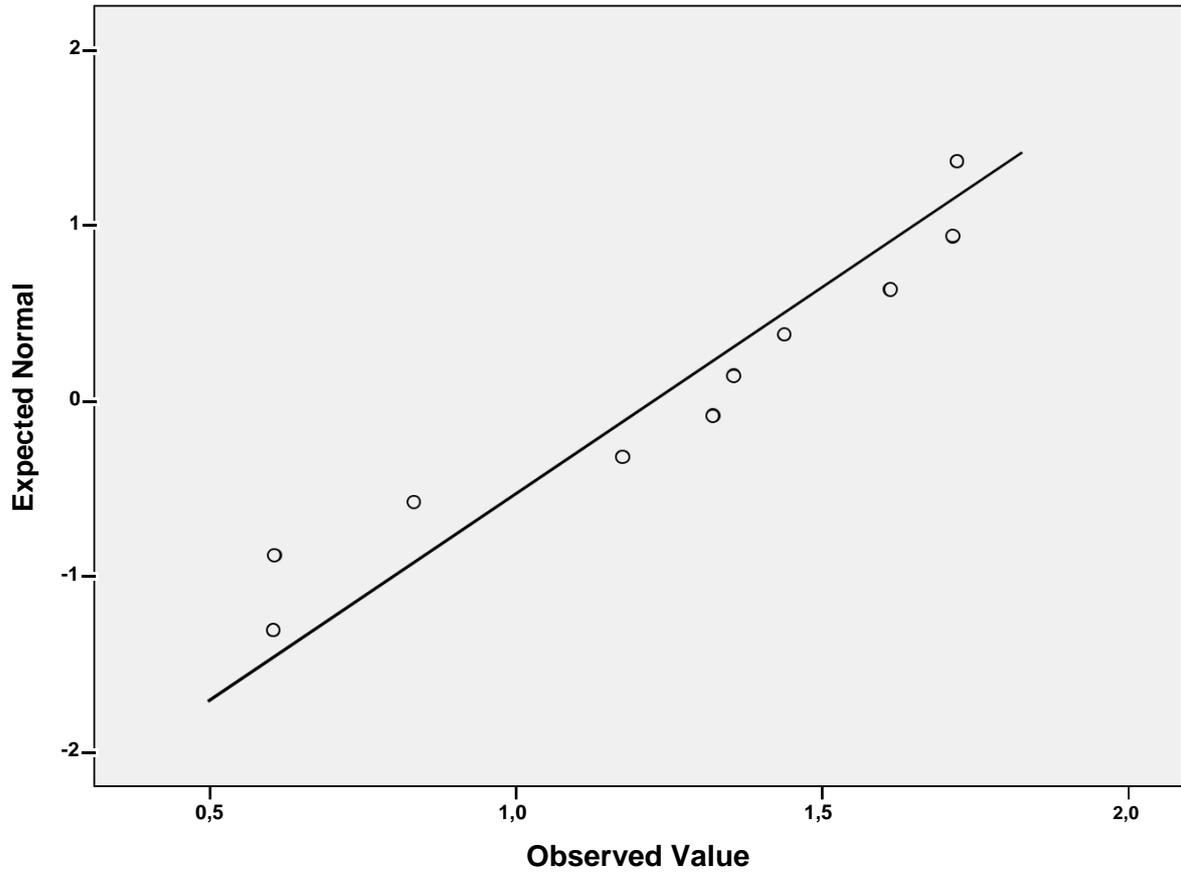


#### EB Stem-and-Leaf Plot

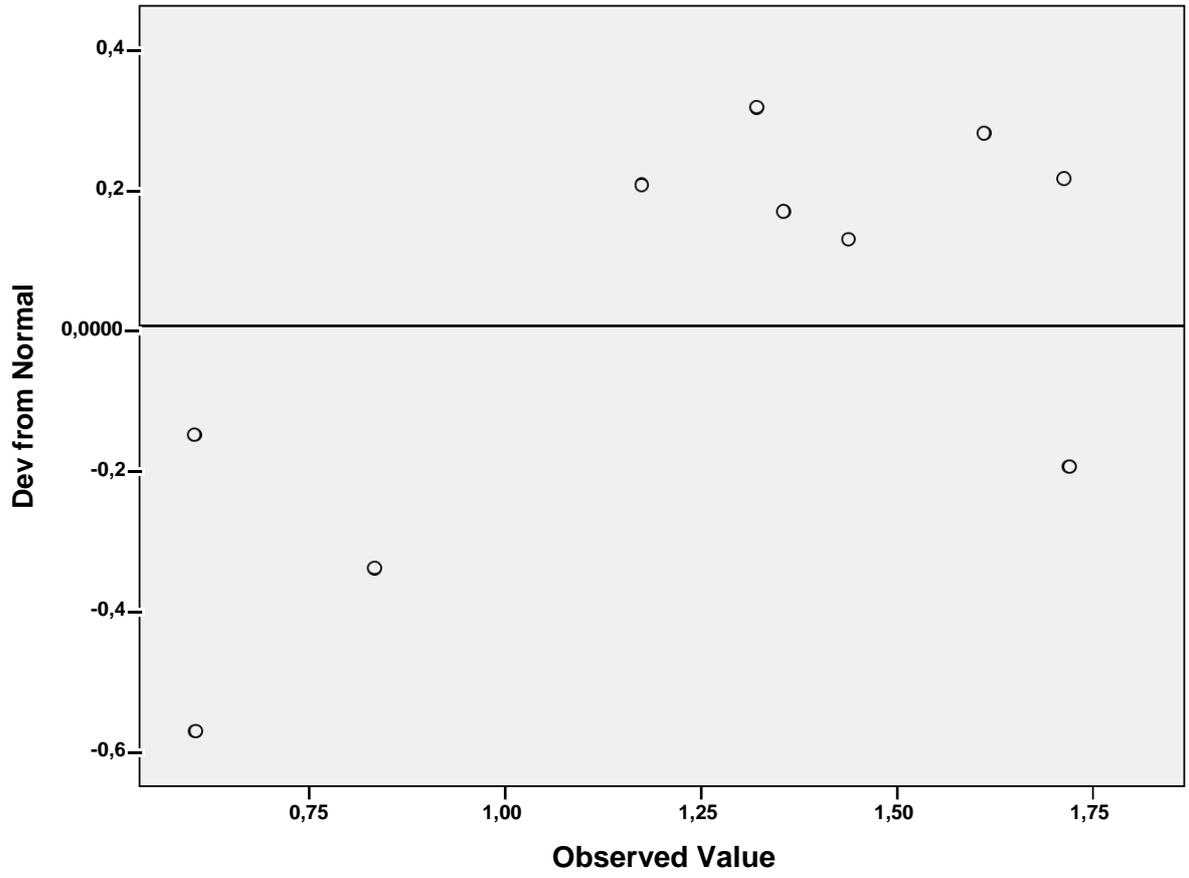
Frequency	Stem &	Leaf
3,00	0 .	668
4,00	1 .	1334
3,00	1 .	677

Stem width: 1,000  
Each leaf: 1 case(s)

Normal Q-Q Plot of EB



Detrended Normal Q-Q Plot of EB



## T-Test

Group Statistics

	Amostras	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
observ	MG	10	15,77300	6,653252	2,103943
	EG	10	14,24100	4,564134	1,443306

Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means	
		F	Sig.	t	df
observ	Equal variances assumed	1,746	,203	,600	18
	Equal variances not assumed			,600	15,935

Independent Samples Test

		t-test for Equality of Means			
		Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval
					Lower
observ	Equal variances assumed	,556	1,532000	2,551413	-3,828320
	Equal variances not assumed	,557	1,532000	2,551413	-3,878549

Independent Samples Test

		t-test for Equality of ...
		95% Confidence Interval
		Upper
observ	Equal variances assumed	6,892320
	Equal variances not assumed	6,942549

## T-Test

Group Statistics

	Amostras	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
observ	MB	8	1,46600	,527756	,186590
	EB	10	1,23730	,425531	,134565

**Independent Samples Test**

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means	
		F	Sig.	t	df
observ	Equal variances assumed	,185	,673	1,019	16
	Equal variances not assumed			,994	13,363

**Independent Samples Test**

		t-test for Equality of Means			
		Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence ...
					Lower
observ	Equal variances assumed	,323	,228700	,224354	-,246910
	Equal variances not assumed	,338	,228700	,230051	-,266925

**Independent Samples Test**

		t-test for Equality of ...
		95% Confidence ...
		Upper
observ	Equal variances assumed	,704310
	Equal variances not assumed	,724325