

Márcio Leandro Von Dreifus Marinho

**INFLUÊNCIA DA INTERPOSIÇÃO DE DIFERENTES
CERÂMICAS NO GRAU DE CONVERSÃO DE AGENTES
CIMENTANTES RESINOSOS**

**ARAÇATUBA
2010**

Márcio Leandro Von Dreifus Marinho

INFLUÊNCIA DA INTERPOSIÇÃO DE DIFERENTES
CERÂMICAS NO GRAU DE CONVERSÃO DE AGENTES
CIMENTANTES RESINOSOS

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia,
Campus de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”, como parte integrante dos
requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo
programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de
concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Ass. Dr. Paulo Henrique dos Santos

Co-orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

ARAÇATUBA
2010

Catalogação na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

Marinho, Márcio Leandro Von Dreifus.

M338i Influência Da interposição diferentes sistemas cerâmicos no
grau de conversão de agentes cimentantes resinosos / Márcio Leandro

Von Dreifus Marinho. - Araçatuba : [s.n.], 2010

113 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2010

Orientador: Prof. Paulo Henrique dos Santos

Coorientador: Prof. Wirley Gonçalves Assunção

1. Cimentos de resina 2. Cerâmica 3. Resinas compostas

Black D3

CDD 617.69

DADOS CURRICULARES

DADOS CURRICULARES

MÁRCIO LEANDRO VON DREIFUS MARINHO

NASCIMENTO	30/11/1978 – Araçatuba – SP
FILIAÇÃO	Isaias Marinho Nair Aparecida Von Dreifus Marinho
2000/2003	Graduação Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP
2003/2003	Curso de Aperfeiçoamento em Periodontia Núcleo de educação continuada em Odontologia- NEC
2006/2006	Curso de Aperfeiçoamento em implantodontia Centro de Odontologia Estética / Sindicato dos Odontologistas de São José do Rio Preto - SP
2007/2007	Curso de Aperfeiçoamento em Prótese sobre implante Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP
2009/2011	Curso de Especialização em implantodontia Universidade Cruzeiro do Sul - UNICSUL
2008/2009	Curso de Pós- Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em nível de Mestrado Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”

DEDICATÓRIA

DEDICATÓRIA

À Deus,

Por me dar a dádiva da vida. Obrigado por estar presente em todos os momentos bons e ruins de minha vida e colocar em meu caminho, pessoas especiais que compartilham com minha felicidade e realizações.

À Roberta,

minha esposa, com muito amor, admiração e gratidão por sua compreensão, carinho e incansável apoio ao longo do período de elaboração deste trabalho.

Ao Eduardo meu filho

por ter vindo ao mundo cheio de saúde e alegria, me recebendo com sorrisos e dando força para prosseguir a longa caminhada.

Aos meus pais Isaias e Nair

por me educarem e através da educação me mostrar o caminho que deveria seguir com hombridade. Tenham a certeza de minha gratidão, pelo carinho, amor e por tudo que se privaram para que pudesse ter êxito em minha vida.

Aos meus familiares e amigos por todos os momentos mágicos que vivemos em ocasião de descanso e confraternização.

AGRADECIMENTOS

ESPECIAIS

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos

Exemplo de profissionalismo, dedicação e competência, acreditando em meu trabalho, me dando oportunidade para realizar o tão almejado sonho da Pós – Graduação. Meu sincero agradecimento pelos ensinamentos, orientações, compreensão, amizade e poder me espelhar em suas atitudes.

À Profa. Maria Cristina Rosifini Alves Rezende

Pelo incentivo que me deste para iniciar a carreira de pós-graduação. Pelas palavras e oportunidades que me deu na disciplina de materiais dentários e pelos conselhos de sua vivência profissional.

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia do campus de Araçatuba – UNESP, na pessoa do seu diretor Prof. Dr. Pedro Felício Estrada Bernabé, pela oportunidade de realização dos cursos de graduação e mestrado em Odontologia.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção, pela amizade e conselhos para trilhar meu caminho.

Aos Coordenadores do Curso de Pós – Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, Prof. Dr. Idelmo Rangel Garcia Júnior e Prof. Dr. Wilson Roberto Poi.

À Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP, por possibilitar o uso de suas instalações e equipamentos que necessitamos para elaboração deste trabalho.

Ao Prof. Dr. João Carlos Silos Moraes pelas orientações, hospitalidade e aprendizado oferecido na utilização de alguns equipamentos na Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira.

Ao laboratório de prótese Kibune, em especial Pedro Kibune e Eric Padovane, pela confiança depositada em mim e em meu orientador, auxiliando na confecção dos discos cerâmicos utilizados neste trabalho.

Aos funcionários da Biblioteca, da seção de Pós- Graduação e do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela atenção, orientação, carinho e dedicação dispensados durante o curso de Mestrado.

Aos amigos pós – graduandos, especialmente, na área de prótese dentária: Adriana, Aline, Luciana, Marcela, Murilo e Rodolfo pelos momentos de convivência.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram com a realização deste trabalho.

RESUMO

MARINHO MLVD. Influência de diferentes sistemas cerâmicos no grau de conversão de agentes cimentantes resinosos.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o grau de conversão de agentes cimentantes resinosos polimerizados sob diferentes espessuras de cerâmica feldspática e diferentes sistemas cerâmicos de mesma espessura. No primeiro estudo, oitenta amostras dos cimentos resinosos RelyX ARC (3M Espe) e RelyX Veneer (3M Espe) foram confeccionadas sob discos de cerâmica convencional Starlight (DeguDent) com espessuras de 0,5mm, 1,2mm, 1,8mm e 2,4mm. No segundo estudo, oitenta amostras dos cimentos resinosos RelyX ARC (3M Espe) e Maxcem Elite (Kerr) foram confeccionadas sob discos de diferentes sistemas cerâmicos: Starlight (DeguDent), Empress (Ivoclar Vivadent), E-max (Ivoclar Vivadent), In Ceram Alumina (Vita) e In Ceram Zircônia (Vita) com espessuras de 2,0mm. A leitura do grau de conversão dos cimentos resinosos foi realizada 10 minutos, 1 hora e 24 horas após a fotoativação dos cimentos, em espectrofotômetro FTIR Nexus 670 (Nicolet). Os resultados do primeiro estudo mostraram que o cimento resinoso dual RelyX ARC apresentou maior grau de conversão que o cimento fotoativado RelyX Veneer em todas as espessuras de cerâmica, inclusive sem interposição ($p < 0.0001$). Os valores de grau de conversão obtidos após 1 hora e 24 horas não diferiram estatisticamente entre si ($p = 0.7433$), mas foram superiores aos analisados após 10 minutos ($p < 0.0001$). Para o cimento fotoativado, houve aumento gradativo no grau de conversão de 10 minutos até 24 horas ($p < 0.0001$). No segundo estudo, os maiores valores de grau de conversão foram obtidos para as amostras polimerizadas sob as cerâmicas reforçadas por leucita e dissilicato de lítio, sem diferença estatisticamente significativa entre si ($p = 0.1181$), enquanto os menores valores do grau de conversão obtidos foram das amostras polimerizadas sob cerâmicas reforçadas por alumina e zircônia, sem diferença entre si ($p = 0.2374$). Com base nos resultados destes estudos, concluímos que a espessura de cerâmica feldspática bem como o tipo de sistema cerâmico influenciaram diretamente o grau de conversão de cimentos fotoativados e duais.

Todos os cimentos apresentaram aumento no grau de conversão com o tempo, o que poderia direcionar determinados procedimentos clínicos no intuito de se garantir maior longevidade nos processos de cimentação resinosa.

Palavras-chave: Grau de conversão. Cimento resinoso. Sistemas cerâmicos.

ABSTRACT

MARINHO MLVD. Influence of different ceramics on the degree of conversion of resin cements.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the degree of conversion of resin cements polymerized under different thicknesses of feldspatic ceramic and different ceramic systems with the same thickness. In the first study, eighty samples of RelyX ARC (3M Espe) and RelyX Veneer (3M Espe) were polymerized under conventional ceramic discs (Starlight, DeguDent) with thickness of 0.5 mm, 1.2 mm, 1.8 mm and 2.4 mm. In the second study, eighty samples of RelyX ARC (3M Espe) and Maxcem Elite (Kerr) resin cements were polymerized over ceramics systems: Starlight (DeguDent), Empress (Ivoclar Vivadent), E-max (Ivoclar Vivadent), In Ceram Alumina (Vita) and In Ceram Zircon (Vita) with 2.0 mm of thickness. The degree of conversion of the resin cements was calculated 10 minutes, 1 hour and 24 hours after the curing of cements using a Nexus 670 FTIR spectrophotometer (Nicolet). The RelyX ARC showed higher values of degree of conversion than RelyX Veneer considering all the ceramics thickness in the first study. The measurements obtained after 1 hour and 24 hours did not differ significantly ($p=0.7433$), but were higher than those analyzed after 10 minutes ($p<0.0001$). Comparing the ceramic systems in the second study, the highest degree of conversion were obtained for samples polymerized under Empress and e.max ceramics, without statistically difference between them ($p= 0.1181$) and the lower values of conversion were obtained for the samples polymerized under In Ceram Alumina and In Ceram Zircon ceramics ($p= 0.2374$). Based on the results of these studies, we can conclude that the thickness of feldspatic porcelain as well as the ceramic system itself could influence the degree of conversion of light- and dual-cured resin cements. All the resin cements showed an increase on the degree of conversion after 24 hours, which could create an especial guideline for the clinical procedures using resin cements.

Keywords: Degree of conversion. Resin cement. Ceramic systems.

LISTAS E SUMÁRIO

LISTAS DE ABREVEATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

°C	= grau Celsius
µm	= micrometro
%	= percentagem
ANOVA	= análise da variância
cm	= centímetro
et al.	= e colaboradores
nm	= nanômetro
DC	= grau de conversão
mm	= milímetro
min	= minuto
C	= intensidade entre absorções =CH ₂ alifática e aromática após a polimerização
U	= intensidade entre absorções =CH ₂ alifática e aromática antes da polimerização

LISTAS DE FIGURAS

CAPÍTULO 1

- Figura 1: Desenho esquemático da interposição dos discos cerâmicos sobre os cimentos resinosos, durante o processo de fotoativação.....49
- Figura 2: Grau de conversão dos cimentos resinosos RelyX ARC e RelyX Venner em relação à espessura da cerâmica.....50
- Figura 3: Grau de conversão dos cimentos resinosos RelyX ARC e RelyX Venner em relação ao período de análise.....50

CAPÍTULO 2

Figura 1:	Grau de conversão dos cimentos RelyX ARC e Maxcem Elite em relação ao sistema cerâmico.....	75
Figura 2:	Grau de conversão dos cimentos RelyX ARC e Maxcem Elite em relação ao período de análise.....	75

LISTAS DE TABELAS

CAPÍTULO 1

Tabela 1:	Nome, fabricante, composição e lote dos cimentos resinosos utilizados.....	47
Tabela 2:	Média do grau de conversão do cimento resinoso RelyX ARC (desvio padrão).....	47
Tabela 3:	Média do grau de conversão do cimento resinoso RelyX Venner (desvio padrão).....	48

CAPÍTULO 2

Tabela 1:	Identificação dos materiais utilizados no trabalho.....	73
Tabela 2:	Nome, fabricante, composição e lote dos cimentos resinosos utilizados.....	73
Tabela 3:	Média do grau de conversão do cimento resinoso RelyX ARC (desvio padrão).....	74
Tabela 4:	Média do grau de conversão do cimento resinoso Maxcem Elite (desvio padrão).....	74

SUMÁRIO

1 Introdução geral.....	23
2 Capítulo 1 - Grau de conversão de agentes cimentantes resinosos polimerizados sob diferentes espessuras de cerâmica feldspática.....	27
2.1 Resumo.....	28
2.2 Abstract.....	30
2.3 Introdução e Proposição.....	32
2.4 Material e Método.....	34
2.5 Resultados.....	36
2.6 Discussão.....	38
2.7 Conclusão.....	41
2.8 Referências.....	42
3 Capítulo 2- Avaliação do grau de conversão de agentes cimentantes resinosos polimerizados sob diferentes sistemas cerâmicos.....	51
3.1 Resumo.....	52
3.2 Abstract.....	53
3.3 Introdução e Proposição.....	54
3.4 Material e Método.....	57
3.5 Resultados.....	61
3.6 Discussão.....	63
3.7 Conclusão.....	66
3.8 Referências.....	67
Anexos.....	76

INTRODUÇÃO GERAL

1 - INTRODUÇÃO GERAL

Cor e aparência dos dentes são fenômenos complexos influenciados por muitos fatores como condição e dispersão de luz, translucidez, opacidade e brilho do substrato (Lee & Powers, 2007), aspectos esses muito valorizados na escolha do paciente em determinados tratamentos. Recentemente novos materiais cerâmicos têm sido desenvolvidos na tentativa de alcançar estas duas qualidades que os dentes naturais apresentam, unindo o fator estético ao aumento da resistência do material. (Akgungor et al., 2005).

Cerâmicas dentais são altamente apreciadas como restaurações com ótimas propriedades estéticas que melhor simulam a dentição natural. Outras características presentes são translucidez, fluorescência, estabilidade química, biocompatibilidade, alta resistência a compressão e coeficiente de expansão térmica similar a estrutura dental. Em contradição a estas vantagens, a cerâmica apresenta fragilidade ao esforço de tração (Rosenblum & Schulman, 1997, Raigrodski, 2004). Esta desvantagem pode ser atribuída à propagação de micro-cristais presentes na superfície do material de alguns sistemas cerâmicos, fazendo com que cerâmicas fiquem susceptíveis à fraturas durante a cimentação da peça restauradora e também mediante a aplicação de forças oclusais (Att et al., 2007). Com isso, os materiais cerâmicos têm sido alvo de grande quantidade de pesquisas científicas e modificações estruturais para preencher o maior número de requisitos com o objetivo de ser considerado um material restaurador ideal sob o ponto de vista estético e biomecânico.

A cerâmica odontológica é composta por uma cadeia básica de sílica-oxigênio (SiO_2) como matriz formadora, à qual são adicionados vários elementos modificadores como óxido de potássio (K_2O), óxido de sódio (Na_2O), óxido de alumínio (Al_2O_3) e óxido de boro (B_2O_3), além de pigmentos, que reproduzem a cor dos dentes. Obtida por meio da fusão destes óxidos em alta temperatura, constituem uma estrutura complexa, com núcleos cristalinos não incorporados à matriz vítrea formada, que atuam como arcabouço de reforço, tornando-as muito mais resistentes que os vidros comuns. A fase vítrea é responsável basicamente pela translucidez do material enquanto a fase cristalina confere resistência (Akgungor et al., 2005). Com o aperfeiçoamento do material, novos componentes foram adicionados à porcelana convencional

para melhorar suas propriedades mecânicas. Estas alterações permitiram que as cerâmicas prescindissem da associação ao metal, dando origem às próteses metal-free (Meng et al., 2007).

Surgiram então as cerâmicas reforçadas, que se caracterizam, basicamente, por acrescentar uma maior quantidade de fase cristalina em relação à cerâmica feldspática convencional que são vidros silicatos-alumina derivados do mineral feldspático. Diversos cristais como a alumina, a leucita, o dissilicato de lítio e a zircônia, têm sido empregados na composição química das cerâmicas, os quais atuam como bloqueadores da propagação de fendas quando a cerâmica é submetida a tensões de tração, aumentando a resistência do material (Akgungor et al., 2005). A primeira cerâmica odontológica reforçada pelo aumento da fase cristalina foi a aluminizada desenvolvida por McLean & Hughes em 1965. A composição era semelhante à da cerâmica feldspática, porém com a incorporação de 40% em massa de alumina à fase vítrea, o que resultou no aumento da resistência à flexão para 120 a 140 MPa, sendo duas vezes mais resistente que a cerâmica feldspática convencional.

Um fator determinante para o sucesso da restauração cerâmica, unindo a estética à resistência mecânica, é a polimerização adequada do agente de fixação resinoso, pois esta manobra é o ponto crucial para adquirir propriedades mecânicas e desempenho clínico satisfatórias do material (Meng et al., 2007). Portanto uma polimerização inadequada diminuiria as propriedades mecânicas do compósito, comprometendo assim, o sucesso da adesividade da peça protética ao dente (Ozyesil et al., 2004). Uma polimerização ineficiente significaria baixo grau de conversão das duplas ligações químicas de carbono em ligações químicas simples. O grau de conversão de polimerização é a quebra da dupla ligação de carbono existente nas cadeias monoméricas e convertidas em ligações simples (Ruyter et al., 1982). A forma de se determinar o grau de conversão na polimerização é baseada na medida da diminuição da intensidade do estiramento da banda C=C do metacrilato. (Silikas et al., 2000, Stansbury et al. 2001).

Segundo Meng et al. (2007), a redução da densidade da irradiação luminosa poderia diminuir o grau de conversão e propriedades mecânicas do material, diminuindo assim a eficácia do procedimento de cimentação. Entretanto, não só a aplicação da polimerização de

forma adequada, mas o uso de cimentos resinosos com propriedades mecânicas satisfatórios (Meng et al., 2007), além da adequada espessura da cerâmica nos trará condições clínicas mais fiéis no momento da escolha do tipo de material a ser utilizado para determinados procedimentos protético-restauradores. Segundo Akgungor et al., (2005) o grau de polimerização do cimento resinoso depende do tipo e espessura do material restaurador utilizado e muitos estudos demonstram que o grau de polimerização do agente cimentante diminui com o decréscimo da intensidade de luz (Barghi et al., 1994, Rasetto et al., 2001, Rasetto et al., 2004).

Uma técnica avançada para estudos sobre grau de conversão é a espectrometria infravermelha transformada por Fourier (FTIR) a qual se apresenta muito eficaz para aquisição de dados que oferece um enfoque direto na abordagem na profundidade de cura dos compósitos odontológicos através do grau de conversão na polimerização do monômero (Ruyter et al., 1982).

Muito embora existam na literatura estudos sobre as propriedades biomecânicas das cerâmicas dentais, especialmente sobre a resistência à flexão, à fratura, à fadiga, módulo de elasticidade bem como a precisão de ajuste marginal (Att et al., 2006, Addison et al., 2004, Cattell et al., 1999, Albakry et al., 2003), poucos são os trabalhos que abordam a análise do grau de conversão, variando a espessura da cerâmica bem como seus sistemas, com agentes resinosos cimentantes e diferentes formas de ativação (Hofferman et al., 2002, Ozyesil et al., 2004). Estudos neste sentido são importantes, uma vez que uma camada de cimento adesivo adequada, ou seja, apresentando uma região relativamente espessa de 50-150 μm , é capaz de distribuir satisfatoriamente a tensão transmitida da coroa ao dente pilar, aliviando também as tensões nas estruturas ósseas e de suporte (Ausiello et al., 2002, Oh & Anusavise, 2002).

CAPÍTULO 1

Grau de conversão de agentes cimentantes resinosos polimerizados sob diferentes espessuras de cerâmica feldspática

2.1 - Resumo

Relevância do estudo: A conversão adequada do cimento resinoso poderia melhorar a qualidade e sucesso das restaurações indiretas cimentadas.

Propósito: Avaliar o grau de conversão de agentes cimentantes resinosos polimerizados sob diferentes espessuras de cerâmica feldspática.

Material e método: Quarenta amostras dos cimentos resinosos RelyX ARC (3M Espe) e RelyX Veneer (3M Espe) foram confeccionadas sob discos de cerâmica convencional Starlight (DeguDent) com espessuras de 0,5mm, 1,2mm, 1,8mm e 2,4mm. O grupo controle foi composto pela fotoativação dos cimentos sem interposição de disco cerâmico. A leitura do grau de conversão do cimento resinoso foi realizada após 10 minutos, 1 hora e 24 horas após a fotoativação dos cimentos, em espectrofotômetro FTIR Nexus 670 (Nicolet).

Resultado: O cimento resinoso dual apresentou maior grau de conversão que o cimento fotoativado em todas as espessuras de cerâmica, inclusive sem interposição ($p < 0.0001$). Houve diminuição significativa no grau de conversão, conforme aumento na espessura de cerâmica de 1,2mm para 1,8mm e 2,4mm ($p < 0.0001$). Para o cimento dual, os valores de grau de conversão obtidos após 1 hora e 24 horas não diferiram estatisticamente entre si ($p = 0.7433$), mas foram superiores aos analisados após 10 minutos ($p < 0.0001$). Para o cimento fotoativado, houve aumento gradativo no grau de conversão de 10 minutos até 24 horas ($p < 0.0001$).

Conclusão: A espessura de cerâmica influencia diretamente no grau de conversão dos cimentos fotoativados e duais, com tendência a diminuição do mesmo conforme aumento na espessura da cerâmica. Ambos os cimentos apresentaram aumento no grau de conversão com o tempo,

evidenciando uma polimerização tardia, o qual poderia resultar em alterações nos protocolos clínicos de cimentação atualmente utilizados.

Relevância clínica

A escolha adequada do cimento resinoso de acordo com a espessura da restauração é fundamental para maior longevidade e manutenção da qualidade da interface adesiva.

Degree of conversion of resin cements polymerized under different thicknesses of ceramic feldspathic

2.2 - Abstract

Statement of problem: The appropriated conversion of resin cement could improve the quality and success of indirect cemented restorations.

Purpose: To evaluate the degree of conversion of resin cements polymerized under different thicknesses of conventional ceramic.

Materials and methods: Forty samples of RelyX ARC (3M Espe) and RelyX Veneer (3M Espe) resin cements were made under Starlight (DeguDent) conventional ceramic discs with 0.5 mm 1.2 mm, 1.8 mm and 2.4 mm in thickness. The control group was cured without the interposition of ceramic. The degree of conversion measurements was performed 10 minutes, 1 hour and 24 hours after the light-activation in a Nexus 670 FTIR spectrophotometer (Nicolet).

Results: The RelyX ARC showed a higher degree of conversion in all the ceramic thickness, including the ceramic absence ($p < 0.0001$). There were a significant decrease in the degree of conversion correlated to an increase in the ceramic thickness ($p < 0.0001$). For the RelyX ARC, the values of degree of conversion obtained after 1 hour and 24 hours did not differ statistically between them ($p = 0.7433$), but they were higher than those analyzed after 10 minutes ($p < 0.0001$). For the RelyX Veneer cement, there was a gradual increase in the degree of conversion up to 24 hours ($p < 0.0001$).

Conclusions: The thickness of ceramic influences the degree of conversion of resin cements, with a tendency to decrease the values in accordance with an increase in the ceramic thickness. Both cements showed an increase in the degree of conversion in relation to time, which could result in modifications in the clinical protocols currently used for cementation.

Clinical implications

The proper choice of resin cement according to the ceramic thickness is essential to guarantee the longevity and maintenance of restoration quality.

2.3 – Introdução[&]

Cor e aparência dos dentes são fenômenos complexos influenciados por muitos fatores como condição e dispersão de luz, translucidez, opacidade e brilho do substrato,¹ aspectos esses muito valorizados na escolha do paciente em determinados tratamentos. Recentemente novos materiais cerâmicos têm sido desenvolvidos na tentativa de alcançar as qualidades que os dentes naturais apresentam, unindo o fator estético ao aumento da resistência do material.²

Cerâmicas dentais são altamente apreciadas como restaurações com ótimas propriedades estéticas que melhor simulam a dentição natural. Outras características presentes são translucidez, fluorescência, estabilidade química, biocompatibilidade, alta resistência a compressão e coeficiente de expansão térmica similar a estrutura dental.^{3,41} Em contradição a estas vantagens, as cerâmicas apresentam fragilidade ao esforço de tração.⁴ Esta desvantagem pode ser atribuída à quantidade de microcristais contida na matriz de alguns sistemas cerâmicos, fazendo com que fiquem susceptíveis a fraturas durante a cimentação da peça restauradora e também mediante a aplicação de forças oclusais.⁵

Um fator determinante para o sucesso da restauração cerâmica é a polimerização adequada do agente de fixação resinoso, garantindo melhores propriedades mecânicas e desempenho clínico satisfatório do material.⁶ A polimerização inadequada, caracterizada pelo baixo grau de conversão das duplas ligações químicas de carbono em ligações químicas simples, poderia diminuir as propriedades físicas do compósito, comprometendo a adesividade da peça protética ao dente.⁷ A forma de se determinar o grau de conversão na polimerização é baseada na medida da diminuição da intensidade do estiramento da banda C=C do metacrilato.^{8,9} Segundo Akgungor (2005), o grau de conversão do cimento resinoso dependeria do tipo e da espessura do material restaurador utilizado, ocorrendo diminuição no seu valor com o decréscimo da intensidade de luz.^{2,10-12}

[&]Normalização segundo a revista The Journal of Prosthetic Dentistry (Anexo A)

Uma técnica avançada para estudos sobre grau de conversão é a espectrometria infravermelha transformada por Fourier (FTIR) a qual se apresenta muito eficaz para aquisição de dados que oferece um enfoque direto na abordagem na profundidade de cura dos compósitos odontológicos através do grau de conversão na polimerização do monômero.^{13,14}

Muito embora existam na literatura estudos sobre as propriedades biomecânicas das cerâmicas dentais, especialmente sobre a resistência à flexão, à fratura, à fadiga, módulo de elasticidade bem como precisão de ajuste marginal,¹⁵⁻¹⁸ poucos são os trabalhos que abordam a análise, ao longo do tempo, do grau de conversão de agentes cimentantes resinosos em relação a espessura da cerâmica e diferentes formas de ativação.^{7,19,20} Estudos neste sentido são importantes, uma vez que uma camada de cimento adesivo adequada seria capaz de distribuir satisfatoriamente a tensão transmitida da coroa ao dente pilar, aliviando também as tensões nas estruturas ósseas e de suporte.^{21,22} Sendo assim, o propósito deste estudo foi avaliar o grau de conversão de agentes cimentantes resinosos, sob cerâmicas em espessuras diversas, através da espectrometria no infravermelho transformada por Fourier. Três hipóteses nulas foram testadas: (1) não haveria diferença no grau de conversão entre os cimentos resinosos duais e fotoativados, (2) o grau de conversão destes cimentos não sofreria alteração ao longo do tempo e (3) a espessura de cerâmica utilizada não influenciaria o grau de conversão dos cimentos resinosos utilizados.

2.4 - Material e Método

Quatro discos da cerâmica de cobertura convencional Starlight (Degudent, Hanau, Alemanha) foram confeccionados utilizando matriz de silicone, medindo 20mm de diâmetro, variando a espessura de 0,5mm 1,2mm, 1,8mm e 2,4mm. Para sinterização da cerâmica foi utilizado forno Cinturion VPC (NEY), com temperatura inicial de 500°C, velocidade de elevação 65°C/min , temperatura final de 910°C e tempo de queima de 1 minuto. Após a sinterização foi realizado acabamento e polimento das superfícies com pontas ninja sem silicone (Taladium do Brasil), pontas diamantadas em forma de chama 104023 e cone invertido 35, jateamento com oxido de alumínio e glazeamento. A medida final das amostras foi verificada com paquímetro digital (Mitutoyo).

Dois cimentos resinosos foram utilizados neste estudo: RelyX Veneer fotoativável (3M Espe, St. Paul, EUA) e cimento resinoso RelyX ARC (3M Espe, St. Paul, EUA) de dupla ativação (Tabela 1). Para tanto, os cimentos foram manipulados com espátula plástica por 10 segundos e inseridos em matriz de alumínio medindo 15 mm de diâmetro e 0,1mm de espessura posicionada sobre uma lâmina de vidro. Sobre o cimento, uma lamínula de vidro foi acomodada, juntamente com uma placa de vidro totalmente opaca medindo 15cm(comprimento) x 7,5cm(largura) x 2,7(altura)cm, a qual foi colocada sobre o conjunto acima citado. A fotoativação dos cimentos foi realizada por 40 segundos, utilizando o fotopolimerizador Ultraled II com potência de 700mW/cm² (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) interpondo entre a fonte de luz e o cimento resinoso, os discos cerâmicos nas diferentes espessuras (Figura 1). O grupo controle foi composto pela fotoativação dos cimentos sem interposição de disco cerâmico.

Foram confeccionadas 40 amostras de cada cimento resinoso de acordo com a espessura da cerâmica utilizada (n=8). A leitura do grau de conversão do cimento resinoso foi realizada após 10 minutos, 1 hora e 24 horas após a fotoativação dos cimentos. As leituras foram realizadas em espectrofotômetro FTIR Nexus 670 (Nicolet), entre os comprimentos de onda de 4500 a 4900 nm, com Scan 64, resolução 4 cm⁻¹ no modo absorbância.

A forma direta de se determinar o grau de conversão na polimerização foi baseada na medida da diminuição de intensidade da banda de estiramento =CH₂ do metacrilato, quando o monômero é convertido em polímero. Este procedimento espectroscópico depende da presença de uma banda de absorção que não é alterada com a polimerização, e serve como padrão de normalização dos espectros do monômero e do polímero. O cálculo do grau de conversão é realizado utilizando a fórmula matemática abaixo ilustrada.

$$DC = \left(1 - \frac{C}{U}\right) \times 100^{24}$$

Onde C e U são razões de intensidade entre absorções =CH₂ alifática e aromática após e antes a polimerização, respectivamente. Com ela determina-se o percentual de ligações duplas carbônicas que não reagiram durante a reação de polimerização. O grau de conversão é determinado pela subtração da porcentagem residual de =CH₂ alifática de 100%.

Os valores do grau de conversão foram submetidos à ANOVA repeated measure e as médias comparadas pelo teste de Fischer PLSD ($\alpha = 0.05$)

2.5 - Resultados

A ANOVA três critérios mostrou diferença estatisticamente significante entre os cimentos resinosos ($p < 0.0001$), diferentes espessuras de cerâmica feldspática ($p < 0.0001$), assim como os diferentes períodos analisados ($p < 0.0001$).

A Tabela 2 mostra as médias do grau de conversão para o cimento resinoso dual. De uma maneira geral, as amostras avaliadas após 10 minutos apresentaram menor grau de conversão com diferença estatisticamente significante para as amostras avaliadas após 1 hora e 24 horas ($p < 0.0001$). Não houve diferença estatisticamente significante entre os valores de grau de conversão obtidos após 1 hora e 24 horas ($p = 0.7433$). Comparando as espessuras de cerâmica, os maiores graus de conversão foram obtidos para as amostras sem interposição de cerâmica e 1.2 mm de espessura ($p = 0.1770$). Houve diminuição significante no grau de conversão, conforme aumento na espessura de cerâmica de 1.2mm para 1.8mm e 2.4mm ($p < 0.0001$).

A Tabela 3 mostra as médias do grau de conversão para o cimento resinoso fotoativado. As amostras avaliadas após 10 minutos apresentaram menor grau de conversão com diferença estatisticamente significante para as amostras avaliadas após 1 hora e 24 horas ($p < 0.0001$), assim como as amostras analisadas após 1 hora e 24 horas também apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.0001$). Comparando as espessuras de cerâmica, os maiores graus de conversão foram obtidos para as amostras sem interposição de cerâmica, com 0,5 mm e com 1,2 mm sem diferença estatisticamente significante entre as espessuras 0.5 mm e 1.2 mm ($p = 0.5142$). Houve diminuição significante no grau de conversão, conforme aumento na espessura da cerâmica de 1,2mm para 1,8mm e 2,4mm ($p < 0.0001$).

Pela Figura 2, podemos observar um maior grau de conversão do cimento resinoso dual, comparado ao cimento fotoativado, em todas as diferentes espessuras de cerâmica, inclusive sem interposição ($p < 0.0001$). A Figura 3 mostra as médias do grau de conversão para os cimentos resinosos dual e fotoativado. As amostras analisadas denotam diferença

estatisticamente significante entre os dois tipos de cimentos ($p < 0.0001$), com prevalência do maior grau de conversão para o cimento resinoso dual em todos os períodos de análise.

2.6 - Discussão

A conversão das ligações duplas por fotoativação é dependente de um mínimo de energia para excitar o fotoiniciador e produzir um número suficiente de radicais livres para polimerização. Embora diferentes níveis de irradiação fossem transmitidos através de diferentes espessuras de cerâmica, os resultados sugerem que essa diferença de energia é suficiente para produzir diferenças significativas no grau de conversão em função da espessura e do tempo.²³⁻²⁶ Dessa maneira, as três hipóteses nulas podem ser rejeitadas, visto que os tipos de ativação do agente cimentante, tempos de avaliação e variação da espessura da cerâmica influenciaram o grau de conversão de cimentos resinosos.

O aumento na espessura da cerâmica feldspática causou diminuição no grau de conversão dos cimentos resinosos (Tabela 2 e 3), o que poderia ser compensado, em parte, pela utilização de um cimento de dupla ativação em relação ao cimento fotoativado. O menor grau de conversão atribuído ao cimento resinoso fotoativado para todos os grupos cerâmicos, assim como em todos os períodos analisados, pode ser atribuído a baixa porcentagem de luz que atingiu tal cimento²⁷ (Figuras 2 e 3). A interposição de cerâmica, entre cimento e fonte de luz, com espessura de 1mm diminuiria a intensidade luminosa em torno de 70%, sendo que acima desta espessura, a intensidade de luz diminuiria gradativamente, com obstrução quase total de 4mm de espessura.^{28,29} Sendo assim, especialmente para o cimento fotoativado, a redução de densidade de energia da luz, coincidente com o aumento gradativo da espessura de cerâmica feldspática, poderia diminuir o grau de conversão,^{6,30} o que também foi mostrado no presente estudo (Tabelas 2 e 3).

O menor grau de conversão exibido pelos cimentos após 10 minutos pode ser atribuído a demora no início da reação de polimerização.³¹ No caso dos cimentos de dupla ativação, a rápida exposição inicial à luz causaria mudança na viscosidade do material, dificultando a migração dos radicais ativos, responsáveis pela indução da polimerização química, retardando assim a conversão do monômero.³² Quando iniciado pela luz, a velocidade de polimerização do cimento resinoso dual RelyX ARC é cerca de 15 vezes mais rápida do que apenas a

polimerização química.³³ O mecanismo de autopolimerização é normalmente iniciado através de uma reação entre peróxido de benzoíla e uma amina terciária, enquanto um inibidor fenólico é adicionado para retardar a polimerização. Este atraso na reação química é esperado, uma vez que há necessidade de tempo de trabalho adequado durante inserção da restauração, de modo que inibidores de reação na composição do material são obrigatórios proporcionando tempo de trabalho satisfatório.^{31,34}

Entretanto o menor grau de conversão dos cimentos mensurados nos períodos iniciais pós cimentação (Tabelas 2 e 3) podem representar uma limitação clínica. Este período corresponde ao desafio mais crítico para a interface entre o adesivo, dente preparado e restauração indireta, quando a tensão criada por procedimentos oclusais de ajuste e polimento pode prejudicar a adesão entre eles. Em teoria, o risco de descolamento imediatamente após cimentação é maior porque o agente cimentante não terá ainda chegado ao seu mais elevado grau de conversão. A aplicação dessas forças, bem como a perturbação causada pela remoção do excesso de agente cimentante, poderia afetar a adesividade, facilitando o desenvolvimento de fissuras ou falhas ao longo das interfaces.^{31,35} As diferenças no atraso do início da polimerização, principalmente para o cimento fotoativado (Tabela 3) pode ser atribuída também ao conteúdo dos inibidores e de catalisadores utilizados nestes sistemas, bem como a mudança de viscosidade do produto.^{36,37} Além disso, a dificuldade da migração dos radicais livres no cimento dual causada pela imediata fotoativação, poderia ter causado aumento na viscosidade do produto, retardando o processo de polimerização.³²

Após 24 horas, o grau de conversão foi significativamente superior aos períodos iniciais. Isso indica que a química de polimerização é eficaz em aumentar o grau de conversão ao longo do tempo, podendo ser explicado pela alteração do espectro de luz dos comprimentos de onda transmitidos através da interposição do disco cerâmico.²⁶ Algumas amostras, porém, podem ter seus perfis de espectro de luz mantidos, mantendo também o comprimento de onda através da cerâmica, enquanto para outras amostras, pode haver maior absorção em comprimentos de ondas específicos.³⁵

As diferentes respostas dos dois métodos de polimerização podem ser causadas também devido a diferentes concentrações do fotoiniciador canforoquinona. Embora no cimento dual não haja consumo da canforoquinona antes da polimerização ser iniciada pela luz, tal componente pode ter sido substancialmente consumido pela irradiação inicial nos cimentos fotoativados.³⁸ Sendo assim, sua concentração pode ter se tornado demasiadamente baixa para permitir uma completa pós-polimerização ao longo do tempo. No entanto, mesmo não atingindo o nível do grau de conversão de polimerização do cimento dual ao longo do tempo, houve aumento também na conversão do cimento fotoativado ao longo do tempo (Figura 3). Além disso, devido a sua menor velocidade de polimerização, os cimentos duais são mais propícios a presença de uma camada não polimerizada mais espessa, pelo contato com o oxigênio, comparada aos cimentos fotoativados.^{14,39} A pós-polimerização deste cimento promoveria a conversão monomérica desta camada com aumento no grau de conversão final do material.^{14,39}

Dessa maneira, o desenvolvimento de técnicas ou materiais restauradores que possibilitem a maior conversão dos componentes resinosos é de fundamental importância nos processos restauradores. Uma polimerização incompleta do agente resinoso poderia causar conseqüências clínicas adversas, tais como infiltração, sensibilidade pós-operatória, descoloração e cárie secundária.^{38,40} Neste estudo, apenas o grau de conversão foi estudado como parâmetro para qualificar a polimerização do material. Estudos futuros tornam-se necessários para verificação de outras propriedades físicas, químicas e biológicas dos agentes cimentantes, na busca por processos adesivos eficazes e duradouros.

2.7 – Conclusão

Baseado nos resultados deste estudo podemos concluir que a espessura de cerâmica influencia diretamente no grau de conversão dos cimentos fotoativados e duais, com tendência a diminuição do mesmo conforme aumento na espessura da cerâmica. Ambos os cimentos apresentaram aumento no grau de conversão com o tempo, evidenciando uma polimerização tardia, o qual poderia resultar em alterações nos protocolos clínicos de cimentação atualmente utilizados. O cimento resinoso de dupla ativação apresentou maior conversão que o cimento fotoativado em todas as situações analisadas.

2.8 – Referências*

1. Lee YK, Powers JM. Color changes of resin composites in the reflectance and transmittance modes. *Dent Mater* 2007; 23: 259-264.
2. Akgungor G, AkkAyan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 234-41.
3. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 531-44.
4. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997; 128: 297-307.
5. Att W, Grigordiano M, Strub JR. ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 282-290.
6. Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Influence of ceramic thickness mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dent Mater* 2008; 24:594 - 9.
7. Ozyesil AG, Usumez, A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulate ceramic restoration. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 151-7.
8. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 2000; 16: 292-6.
9. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversions in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater* 2001; 17: 71-9.

* Referências identificadas no texto em números arábicos sobrescritos e numeradas consecutivamente na ordem em que aparecem citadas no texto (anexo A)

10. Barghi N, Berry T, Hatton C, Evaluating Intensity output of curing ligths in private dental offices. *J Am Dent Assoc* 1994; 125: 992-6.
11. Rasseto FH, Driscoll CF, von Fraunhofer JA. Effect of ligh source and time on the polymerization of resin cement throught ceramic veneers. *J Prosthodont* 2001; 10: 133-9.
12. Rasseto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Masri R, von Fraunhofer JA. Light transmission throught all-ceramic dental materials: A pilot study. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 441-6.
13. Ruyter IE, Oysed H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light-activated composite materials. *Acta Odontol Scand* 1982; 40: 179-192.
14. Ruyter IE. Unpolymerized surface layers on sealants. *Acta Odontol Scand* 1981; 39: 27-32.
15. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-thooth implant-supported all-ceram restaurations: an in vivo study. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 111-6.
16. Addison O, Fleming GJ. The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. *Dent Mater* 2004; 20: 286-92.
17. Cattel MJ, Knowless JC, Clarke RL, Lynch E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. *J Dent* 1999; 27: 183-96.
18. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural stregh, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 374-80.
19. Hofferma MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceram system. Part I: core materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 4-9.

20. Hofferma n MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceram system. Part II: core and veneers materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 10-5.
21. Ansiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations. 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002; 18: 295-303.
22. Oh W, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 536-42.
23. Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK. Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontol Scand* 2007; 65: 201-5.
24. Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 295-300.
25. Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Hardness development of dual-cured resin cements through different thicknesses of ceramics. *Dent Mater J* 2006; 25: 132-7.
26. Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhorette MA, Puppim- Rontani RM, Ogliari FA, Piva E. Light-activation of resin cement through ceramic: relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008; 85: 160-5.
27. Musanje L, Darvell BW. Curing-light attenuation in filled resin restorative materials. *Dent Mater* 2006; 22: 804-17.
28. El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/ onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J Dent* 2000; 66: 147-151.
29. Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. The effect of consistency, specimen geometry and adhesion on the axial polymerization shrinkage measurement of light cured composites. *Dental Mater* 2006; 22: 1071-9.

30. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000; 16: 330–6.
31. Arrais CAG, Giannini M, Rueggeberg FA. Kinetic analysis of monomer conversion in auto- and dual-polymerizing modes of commercial resin luting cements. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 128-36.
32. Arrais CAG, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Giannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *J Dent* 2008; 36: 418-26.
33. Lee IB, An W, Chang J, Um CM. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater* 2008; 24: 1141-7.
34. Cook WD, Standish PM. Polymerization kinetics of resin-based restorative materials. *J Biomed Mater Res* 1983; 17: 275-82.
35. Koch A, Kroeger M, Hartung M, Manetsberger I, Hiller KA, Schmalz G, et al. Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. *J Adhes Dent* 2007; 9: 449-62.
36. Asmussen E. Setting time of composite restorative resins versus content of amine, peroxide, and inhibitor. *Acta Odontol Scan* 1981; 39: 291–4.
37. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 257-62.
38. Andrzejewska E, Linden LA, Rabek JF. The role of oxygen in camphorquinone-initiated photopolymerization. *Macromol Chem Phys* 1998; 199: 441-9.
39. Feng L, Suh BI. The effect of curing modes on polymerization contraction stress of a dual cured composite. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 76: 196–202.

40. El-Mowafy OM, Rubo MH, El-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent* 1999; 24: 38-43.
41. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 557-62.
42. Kamada K, Yoshida K, Taira Y, Sawase T, Atsuta M. Shear bond strengths of four resin bonding systems to two silica-based machinable ceramic materials. *Dent Mater J* 2006; 25: 621-5.
43. Mese A, Burrow MF, Tyas MJ. Sorption and solubility of luting cements in different solutions. *Dent Mater J* 2008; 27: 702-9.

Tabela 1: Nome, fabricante, composição e lote dos cimentos resinosos utilizados

CIMENTO RESINOSO	FABRICANTE	COMPOSIÇÃO	LOTE
RelyX ARC ⁴²	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	Bis-GMA, TEGDMA, Polímero dimetacrilato, zircônia/sílica vidro (67.5% de seu peso, fotoiniciador, inibidor químico)	GA8JA2010-05
RelyX Veneer ⁴³	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	TEGDMA, Bis-GMA, 66% de seu peso (47 vol%). zircônia/sílica	8EA2010-07

Tabela 2: Média do grau de conversão do cimento resinoso dual (desvio padrão).

	10 minutos	1 hora	24 horas	Pooled data
Sem cerâmica	66.85(1.70)	71.99(1.15)	69.34(0.84)	69.39(1.23) a
0,5 mm	61.67(1.18)	64.60(1.27)	75.59(0.43)	67.28(0.96) b
1,2 mm	67.16(1.69)	71.27(1.04)	67.15(1.81)	68.52(1.51) a b
1,8 mm	63.67(2.14)	68.80(1.43)	65.44(1.56)	65.97(1.71) c
2,4 mm	55.58(3.08)	65.67(1.73)	64.24(3.22)	61.83(2.67) d
Pooled data	62.99(1.95) b	68.47(1.32) a	68.35 (1.57) a	

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente entre si ($p < 0.05$)

Tabela 3: Média do grau de conversão do cimento resinoso fotoativado (desvio padrão).

	10 minutos	1 hora	24 horas	Pooled data
Sem cerâmica	59.45(0.78)	62.75(0.71)	60.62(2.49)	60.94(1.32) a
0,5 mm	50.12(1.07)	54.15(1.01)	65.56(1.07)	56.61(1.05) b
1,2 mm	55.15(1.81)	59.49(1.09)	53.88(1.89)	56.17(1.59) b
1,8 mm	44.02(1.63)	49.56(1.44)	59.28(1.96)	50.95(1.67) c
2,4 mm	38.66(1.43)	43.72(1.47)	48.95(2.31)	43.77(1.73) d
Pooled data	49.48(1.34) c	53.93(1.14) b	57.95(1.94) a	

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente entre si ($p < 0.05$)

Figura 1: Desenho esquemático da interposição dos discos cerâmicos sobre os cimentos resinosos, durante o processo de fotoativação.



Figura 2: Grau de conversão dos cimentos resinosos dual e fotoativado em relação a espessura de cerâmica.

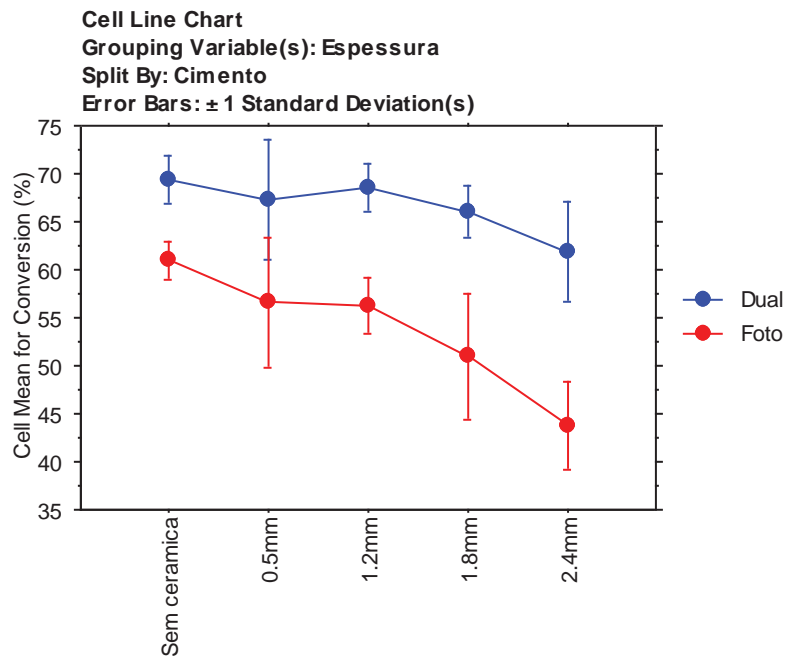
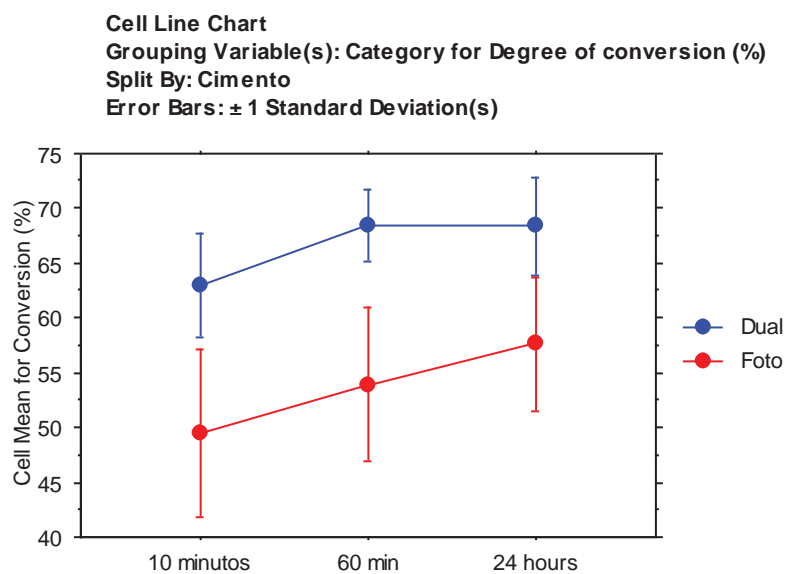


Figura 3: Grau de conversão dos cimentos resinosos dual e fotoativado em relação ao período de análise.



CAPÍTULO 2

Avaliação do grau de conversão de agentes cimentantes resinosos polimerizados sob diferentes sistemas cerâmicos

3.1 - Resumo

Objetivos: Avaliar o grau de conversão de agentes cimentantes resinosos polimerizados sob diferentes sistemas cerâmicos.

Material e método: Quarenta amostras dos cimentos resinosos RelyX ARC (3M Espe) e Maxcem Elite (Kerr) foram confeccionadas sob cinco cerâmicas: feldspática (Starlight, DeguDent), reforçada por leucita (IPS Empress, Ivoclar Vivadent), dissilicato de lítio (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent), alumina (In Ceram Alumina, Vita) e zircônio (In Ceram Zircon, Vita). A leitura do grau de conversão do cimento resinoso foi realizada 10 minutos, 1 hora e 24 horas após a fotoativação dos cimentos, em espectrofotômetro FTIR Nexus 670 (Nicolet).

Resultado: O cimento resinoso RelyX ARC apresentou maior grau de conversão que o cimento Maxcem Elite sob todas as cerâmicas analisadas ($p < 0.0001$). Houve diminuição significativa no grau de conversão para RelyX ARC, sob as cerâmicas aluminada e de zircônia ($p < 0.0001$). Para o Maxcem Elite, os valores de grau de conversão obtidos sob as diferentes cerâmicas não apresentaram diferença estatisticamente significativa. Em relação ao tempo analisado, para ambos os cimentos, o grau de conversão apresentou aumento gradativo até as 24 horas.

Conclusão: O sistema cerâmico influenciou diretamente o grau de conversão do cimento RelyX ARC, mas não o Maxcem Elite. Ambos os cimentos apresentaram aumento no grau de conversão com o tempo, evidenciando uma sub-polimerização nos primeiros períodos de análise. Dessa forma, cuidados na escolha do agente cimentante, bem como dos procedimentos clínicos utilizados deverão ser observados durante o processo de cimentação adesiva de restaurações protéticas.

Palavras-chave: grau de conversão. cimento resinoso. Cerâmica.

Evaluation of the degree of conversion of resin cements polymerized under different ceramic systems

3.2- Abstract

Objectives: To evaluate the degree of conversion of resin cements polymerized under different ceramic systems.

Materials and methods: Forty samples of resin cements RelyX ARC (3M Espe) and Maxcem Elite (Kerr) were made under five types of ceramics with 2mm thick: feldspathic (Starlight DeguDent), leucite (IPS Empress Ivoclar Vivadent), lithium disilicate (IPS e.max Press Ivoclar Vivadent), alumina (In Ceram Vita) and zirconium (In Ceram Vita). The reading of the degree of conversion of resin cement was performed 10 minutes, 1 hour and 24 hours after curing of cements in Nexus 670 FTIR spectrophotometer (Nicolet).

Results: The resin cement RelyX ARC (3M Espe) showed a higher degree of conversion than the cement Maxcem Elite (Kerr) in all tested ceramics ($p < 0.0001$). There was a significant decrease in the degree of conversion to Rely X ARC, for the alumina and zirconia ceramics ($p < 0.0001$). For Maxcem Elite, the values of degree of conversion obtained for the different ceramics showed no statistically significant difference ($p > 0.05$). For the time analysis of both cements, the degree of conversion has a gradual increase to 10 minutes, 1 hour and 24 hours.

Conclusions: The ceramic system directly influences the RelyX ARC degree of conversion, contrary to what occurs with cement Maxcem Elite. Both cements showed an increase in the degree of conversion within time, showing a sub-polymerization in the first period of analysis. Thus, careful choice of luting agent and the clinical procedures used must be observed during the process of cementing adhesive prosthetic restorations.

Key words: degree of conversion. Resin cement. Ceramic.

3.3- Introdução

Cerâmicas dentais são altamente apreciadas como restaurações com ótimas propriedades estéticas que melhor simulam a dentição natural. Entre as características presentes destacam-se a translucidez, fluorescência, estabilidade química, biocompatibilidade, alta resistência à compressão e coeficiente de expansão térmica similar a estrutura dental. Em contradição a estas vantagens, a cerâmica apresenta fragilidade ao esforço de tração.¹⁻³

A cerâmica odontológica é composta por uma cadeia básica de sílica-oxigênio (SiO_2) como matriz formadora, à qual são adicionados vários elementos modificadores que reproduzem a cor dos dentes. Novos componentes foram adicionados à porcelana convencional para melhorar suas propriedades mecânicas. Estas alterações permitiram que as porcelanas prescindissem da associação ao metal, dando origem às próteses metal-free.⁴

Surgiram então as cerâmicas reforçadas, que se caracterizam, basicamente, por acrescentar uma maior quantidade de fase cristalina em relação à cerâmica feldspática convencional que são compostas, basicamente, por vidros silicatos-alumina derivados do mineral feldspato. Diversos óxidos como a alumina, leucita, dissilicato de lítio e zircônia, têm sido empregados na composição química das cerâmicas, os quais atuam como bloqueadores da propagação de fendas quando a cerâmica é submetida a tensões de tração, aumentando a resistência do material.⁵ As cerâmicas a base de zircônia, por exemplo, são os únicos materiais que exibem uma propriedade física chamada enrijecimento transformacional (transformational toughening). Este processo de resistência ativa do crescimento da rachadura tem maior importância em situações de fadiga, como aqueles causados por forças de mastigação sobre a restauração.⁶⁻¹¹ Um fator imprescindível para o sucesso da restauração cerâmica é a utilização de um adequado agente cimentante.

*Normalização segundo a revista Journal of Dentistry (Anexo A)

Neste contexto, os materiais resinosos têm ganhado destaque na cimentação de próteses fixas, uma vez que eles apresentam melhores propriedades mecânicas, físicas e adesivas, em comparação com agentes de cimentação convencional.^{12,13}

Além disso, eles fornecem adequada estabilidade^{14,15} e aumento da resistência à fratura, aliado ao resultado estético. Recentemente, um novo grupo de cimentos resinosos foram introduzidos, os auto-condicionantes e auto-adesivos, contendo monômeros ácidos e hidrofílicos em sua composição, que simultaneamente são capazes de desmineralizar e infiltrar no substrato.¹⁶

Além da união estética-resistência, outro fator importante é a polimerização adequada do agente de fixação resinoso, visando adquirir propriedades mecânicas (resistência a compressão e coeficiente de expansão térmica similar a estrutura dental), maior grau de conversão das cadeias monoméricas e desempenho clínico satisfatório do material.⁴ Em contrapartida uma polimerização inadequada diminui as propriedades físicas do composto, comprometendo assim, o sucesso da adesividade da peça protética ao dente.¹⁷ É sabido que a polimerização inadequada do agente cimentante está associado com problemas como sensibilidade pós-operatória,^{18,19} microinfiltração e cárie recorrente, susceptibilidade à degradação, descoloração e diminuição de suas propriedades mecânicas.²⁰ Satisfatório grau de conversão do agente cimentante é importante para o sucesso clínico geral, a longevidade e a biocompatibilidade da restauração.

Muito embora existam na literatura estudos sobre as propriedades biomecânicas das cerâmicas dentais, especialmente sobre a resistência à flexão, à fratura, à fadiga, módulo de elasticidade bem como a precisão de ajuste,²¹⁻²⁴ poucos são os trabalhos que abordam a influência de diferentes cerâmicas no grau de conversão de agentes cimentantes resinosos ao longo do tempo.^{17,25} Estudos neste sentido são importantes, uma vez que uma camada de cimento resinoso adequadamente polimerizada é capaz de distribuir satisfatoriamente a tensão transmitida da coroa ao dente pilar, aliviando também as tensões nas estruturas ósseas e de suporte.^{26,27} Três hipóteses nulas foram testadas: (1) não haveria diferença no grau de conversão

entre os cimentos resinosos RelyX ARC e Maxcem Elite, (2) o sistema cerâmico utilizado não influenciaria o grau de conversão dos cimentos resinosos utilizados e (3) o grau de conversão destes cimentos não sofreria alteração nos períodos analisados.

3.4 - Material e Método

Cinco discos de diferentes cerâmicas (Tabela 1) foram confeccionados como descrito:

Feldspática

Uma caixa em cera vermelha utilidade (Wilson) medindo 1cm (altura) x 3cm (comprimento) x 3cm (largura) foi confeccionada, sendo posicionando no centro da mesma um disco de resina acrílica incolor Jet (clássico) medindo 20mm de diâmetro e 2mm de espessura. Verteu-se neste conjunto o silicone polivinilsiloxano Elite Double 8 (Zhermack, Itália) para obter o molde do disco, sendo, em seguida, vertido o revestimento refratário para fundição Flash (CNG), obtendo o positivo onde foi preparada o disco cerâmico. A cerâmica foi manipulada de acordo com as especificações do fabricante e transferida com pincel para dentro do refratário.

Para sinterização da cerâmica feldspática foi utilizado forno Cinturion VPC (NEY), com temperatura inicial de 500°C, velocidade de elevação 65°C/min e temperatura final de 910°C com tempo de queima de 1min. Após a sinterização, foi realizado acabamento e polimento das superfícies com pontas ninja sem silicone (Talladium do Brasil), pontas diamantadas em forma de chama 104023 e cone invertido 35, jateamento com oxido de alumínio e glazeamento. A medida final das amostras foi verificada com paquímetro digital (Mitutoyo).

Alumina

O mesmo procedimento de inclusão de um disco de resina acrílica incolor Jet (clássico) medindo 20mm de diâmetro e 2mm de espessura foi realizado. No molde deste disco foi vertido com revestimento para fundição In Ceram (Vita Zahnfabrik, Seefeld, Alemanha), obtendo o positivo onde foi preparado o disco cerâmico. A cerâmica foi manipulada de acordo com as especificações do fabricante e transferida com pincel para dentro do refratário até atingir a espessura do coping de 0,5mm.

Para sinterização do coping de alumina foi utilizado forno Alumini 12h (EDG, São Carlos, Brasil), com temperatura inicial de 120°C, velocidade de elevação 0,2°C/min e temperatura final de 1120°C e tempo de queima de 12 horas. Após a sinterização do coping foi realizada a queima do infiltrado de vidro com temperatura inicial de 200°C, velocidade de

elevação 30°C/min e temperatura final de 1115°C e tempo de queima de 03 horas e posteriormente o procedimento de sinterização da cerâmica de cobertura All Ceram (DeguDent, Hanau, Alemanha) com temperatura inicial de 500°C, velocidade de elevação 65°C/min e temperatura final de 900°C e tempo de queima de 1 min. Foi feito acabamento e polimento das superfícies com pontas ninja sem silicone (Talladium do Brasil), pontas diamantadas em forma de chama 104023 e cone invertido 35, jateamento com oxido de alumínio e glazeamento. A medida final das amostras foi verificada com paquímetro digital (Mitutoyo).

Zircônia

O processo de obtenção do molde das estruturas reforçadas por zircônia foi o mesmo descrito acima. A sinterização da cerâmica zircônia foi realizada em duas etapas utilizando forno Alumini 12h (EDG, São Carlos, Brasil). Primeira etapa com temperatura inicial de 120°C, velocidade de elevação 0,2°C/min e temperatura final de 1120°C e tempo de queima de 12 horas. Segunda etapa temperatura inicial de 1120°C, velocidade de elevação 30°C/min e temperatura final de 1180°C e tempo de queima de 2min. Após a sinterização do coping foi realizada a queima do infiltrado de vidro com temperatura inicial de 200°C, velocidade de elevação 30°C/min e temperatura final de 1115°C e tempo de queima de 03 horas e posteriormente o procedimento de sinterização da cerâmica de cobertura All Ceram (DeguDent, Hanau, Alemanha) com temperatura inicial de 500°C, velocidade de elevação 65°C/min e temperatura final de 900°C e tempo de queima de 1min. Foi feito acabamento e polimento das superfícies com pontas ninja sem silicone (Talladium do Brasil), pontas diamantadas em forma de chama 104023 e cone invertido 35, jateamento com oxido de alumínio e glazeamento. A medida final das amostras foi verificada com paquímetro digital (Mitutoyo).

Leucita

Foi confeccionado um disco de resina acrílica incolor Jet (clássico) medindo 20mm de diâmetro e 1mm de espessura. Este disco foi posicionado em um anel próprio para fundição e preenchido com revestimento Galaxy (Talladium do Brasil). Pela técnica da cera perdida o disco

é eliminado com o aumento da temperatura e automaticamente o embolo do forno injeta a cerâmica.

Para sinterização da cerâmica Leucita foi utilizado forno Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtestein), com temperatura inicial de 700°C, velocidade de elevação 60°C/min e temperatura final de 1075°C e tempo de queima de 20 min. Após a sinterização do coping foi realizada a sinterização da cerâmica de cobertura IPS Eris (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtestein) com temperatura inicial de 450°C, velocidade de elevação 60°C/min e temperatura final de 830°C e tempo de queima de 2 min. Foi feito acabamento e polimento das superfícies com pontas ninja sem silicone (Talladium do Brasil), pontas diamantadas em forma de chama 104023 e cone invertido 35, jateamento com oxido de alumínio e glazeamento. A medida final das amostras foi verificada com paquímetro digital (Mitutoyo).

Dissilicato de lítio

O processo de obtenção do disco cerâmico foi o mesmo descrito acima. Para sinterização da cerâmica dissilicato de lítio foi utilizado forno Programat EP 5000 combination furnace (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtestein), com temperatura inicial de 700°C, velocidade de elevação 60°C/min e temperatura final de 915°C e tempo de queima de 15 min. Após a sinterização do coping foi realizado a sinterização da cerâmica de cobertura IPS E. Max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtestein) com temperatura inicial de 450°C, velocidade de elevação 60°C/min e temperatura final de 750°C e tempo de queima de 1 min. Foi feito acabamento e polimento das superfícies com pontas ninja sem silicone (Talladium do Brasil), pontas diamantadas em forma de chama 104023 e cone invertido 35, jateamento com oxido de alumínio e glazeamento. A medida final das amostras foi verificada com paquímetro digital (Mitutoyo).

Dois cimentos resinosos foram utilizados neste estudo: RelyX ARC (3M Espe) e Maxcem Elite (Kerr). A composição dos materiais está descrita na Tabela 2. Para tanto, os cimentos foram manipulados com espátula plástica por 10 segundos e inseridos em matriz aluminizada medindo 15 mm de diâmetro e 0,1mm de espessura posicionada sobre uma lâmina

de vidro. Sobre o cimento, uma lamínula de vidro foi acomodada, juntamente com uma placa de vidro totalmente opaca medindo 15cm(comprimento) x 7,5cm(largura) x 2,7(altura)cm, a qual foi colocada sobre o conjunto acima citado. A fotoativação dos cimentos foi realizada por 40 segundos, utilizando o fotopolimerizador Ultraled II com potência de 700mW/cm² (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, Brasil) interpondo entre a fonte de luz e o cimento resinoso, os diferentes discos cerâmicos.

Foram confeccionadas 40 amostras de cada cimento resinoso de acordo com o sistema cerâmico utilizado (n=8). A leitura do grau de conversão do cimento resinoso foi realizada após 10 minutos, 1 hora e 24 horas após a fotoativação dos cimentos. As leituras foram realizadas em espectrofotômetro FTIR Nexus 670 (Nicolet), entre os comprimentos de onda de 4500 a 4900 nm, com Scan 64, resolução 4 cm⁻¹ no modo absorbância.

O cálculo do grau de conversão é realizado utilizando a fórmula matemática abaixo ilustrada.

$$DC = \left(1 - \frac{C}{U}\right) \times 100 \quad 36$$

Onde C e U são razões de intensidade entre absorções =CH₂ alifática e aromática após e antes a polimerização, respectivamente. Com ela determina-se o percentual de ligações duplas carbônicas que não reagiram durante a reação de polimerização. O grau de conversão é determinado pela subtração da porcentagem residual de =CH₂ alifática de 100%.

Os valores do grau de conversão foram submetidos à ANOVA repeated measure e as médias comparadas pelo teste de Fischer PLSD ($\alpha = 0.05$)

3.5 - Resultado

A ANOVA três critérios mostrou diferença estatisticamente significante entre os cimentos resinosos ($p < 0.0001$), diferentes sistemas cerâmicos ($p < 0.0001$), assim como os diferentes períodos analisados ($p < 0.0001$).

A Tabela 3 mostra as médias do grau de conversão para o cimento resinoso RelyX ARC. De uma maneira geral, as amostras avaliadas após 10 minutos apresentaram menor grau de conversão ($64.30 \pm 1.72\%$) com diferença estatisticamente significante para as amostras avaliadas após 1 hora ($68.20 \pm 1.80\%$) e 24 horas ($71.46 \pm 0.95\%$) ($p < 0.0001$). Também houve diferença estatisticamente significante entre os valores de grau de conversão obtidos após 1 hora e 24 horas ($p < 0.0001$). Comparando os sistemas cerâmicos, os maiores valores foram obtidos para as amostras polimerizadas sob as cerâmicas a base de leucita ($69.87 \pm 1.17\%$) e dissilicato de lítio ($69.05 \pm 1.55\%$), sem diferença significativa entre si ($p = 0.1181$), enquanto os menores valores de grau de conversão obtidos foram das amostras polimerizadas sob cerâmicas a base de alumina ($66.54 \pm 0.90\%$) e zircônia ($65.93 \pm 1.18\%$), sem diferença significativa entre si ($p = 0.2374$).

A Tabela 4 mostra as médias do grau de conversão para o cimento resinoso Maxcem Elite. As amostras avaliadas após 10 minutos apresentaram menor grau de conversão ($46.14 \pm 2.13\%$) com diferença estatisticamente significante para as amostras avaliadas após 1 hora e 24 horas ($p < 0.0001$), assim como as amostras analisadas após 1 hora e 24 horas também apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si ($p < 0.0001$). Os diferentes tipos de cerâmicas estudadas não influenciaram o grau de conversão do cimento Maxcem Elite ($p > 0.05$).

Pela Figura 1, podemos observar um maior grau de conversão do cimento resinoso RelyX ARC, comparado ao cimento Maxcem Elite, nos cinco diferentes sistemas cerâmicos ($p < 0.0001$). Da mesma maneira, o cimento resinoso RelyX ARC apresentou maior grau de

conversão que o cimento Maxcem Elite nos diferentes períodos analisados ($p < 0.0001$) (Figura 2).

3.6 – Discussão

O presente estudo analisou o grau de conversão de compósitos para cimentação (RelyX ARC e Maxcem Elite), sob diferentes cerâmicas, de mesma espessura e diferentes translucência, ao longo do tempo. O início da conversão das ligações duplas por foto-ativação em cimentos duais é dependente de um mínimo de energia para excitar o foto-iniciador e produzir um número suficiente de radicais livres para a continuação da polimerização química.²⁸ Os resultados obtidos em relação à análise do tempo mostraram que a velocidade de foto-reação de polimerização é limitada em relação ao valor final o grau de conversão após 24 horas (Figura 2), sendo de fundamental importância, a reação de polimerização química.²⁹ Além disso, a velocidade de crescimento da cadeia se correlaciona linearmente com a concentração de radicais livres, enquanto que a velocidade de terminação da cadeia é proporcional ao quadrado da concentração de radicais,²⁹ evidenciando um crescimento maior do grau de conversão conforme o tempo. Desta forma as três hipóteses nulas podem ser rejeitadas com ressalva a hipótese 2 para o cimento Maxcem Elite, o qual seus sistemas cerâmicos não interferiram no valor do grau de conversão (Tabela 4).

Vários fatores podem afetar o grau de cura do compósito como os diferentes monômeros que constituem a cadeia polimérica e a concentração de inibidor presente no material.³⁰⁻³² Monômeros ácidos têm demonstrado que afetam negativamente a porcentagem do grau de conversão de materiais duais, especialmente na sua reação química, uma vez que eles parecem interagir quimicamente com o iniciador de amina.^{16,33} Isso possivelmente explicaria os menores valores no grau de conversão encontrados para o Maxcem Elite. Por se tratar de um agente auto-condicionante e auto-adesivo, possui monômeros ácidos e hidrofílicos em sua composição.¹⁶ Segundo Saskalauskaite et al. (2008)³⁴, o pH inicial de cimentos resinosos auto-adesivos, como o Maxcem Elite, está em torno 2 enquanto que para o cimento RelyX ARC está entre 4 e 5, o que poderia ter afetado negativamente os valores de conversão encontrados (Tabelas 3 e 4). Outros trabalhos relatam a limitada eficiência de cura dos cimentos resinosos autoadesivos,^{35,36} apresentando baixos níveis de conversão. Na prática clínica, essa deficiência

poderia resultar em menores valores de dureza, resistência à fratura e tenacidade, resistência ao desgaste, módulo de elasticidade, maior solubilidade e degradação hidrolítica, além de limitações quanto a biocompatibilidade.¹⁶

A espessura dos discos cerâmicos é capaz de afetar a translucidez e a passagem de luz por eles. Um material mais espesso, normalmente, apresentaria maior opacidade.³⁷ A variação da translucência de diferentes sistemas cerâmicos pode ser atribuída à variação no volume de cristal e no índice de refração da luz. Uma cerâmica com menor conteúdo cristalino e índice de refração próximo ao da matriz de porcelana de (1.50) poderia causar menor dispersão de luz, como apresentado pelas cerâmicas a base de leucita (1.51) e dissilicato de lítio (1.55).²⁵ Por outro lado, o óxido de zircônio apresenta índice de refração 2.20, enquanto o da alumina é 1.76, denotando menor translucidez e maior tamanho de cristais distribuídos em uma forma mais homogênea.^{25,38} A diferença nestes valores poderia explicar a diferença no grau de conversão obtido quando a polimerização foi realizada sob diferentes cerâmicas para o cimento RelyX ARC, pois quanto maior o índice de refração e opacidade, menor o grau de conversão do cimento resinoso (Tabela 3). Outros estudos já mostraram maiores valores de dureza do cimento resinoso polimerizados sob cerâmicas mais translúcidas, comparado as cerâmicas opacas.³⁹ Além do efeito de atenuação, pode-se especular que o disco cerâmico interposto poderia alterar o espectro de luz de comprimentos de onda transmitidos através dele,²⁸ pois os perfis de espectros para a polimerização de algumas amostras podem manter sua simetria após a transmissão através da cerâmica, incluindo o seu comprimento de onda, enquanto que para outras cerâmicas poderia haver absorção da luz em comprimentos de ondas específicos.^{28,40}

O menor grau de conversão exibido pelos cimentos após 10 minutos pode ser atribuído a demora no início da reação de polimerização.⁴¹ Este dado vem alertar os cirurgiões dentistas a necessidade de recomendar certos cuidados a serem tomados pelos pacientes após a cimentação de uma peça protética no intuito de evitar problemas futuros como infiltração, sensibilidade pós-operatória, deslocamento da peça e desenvolvimento de cárie secundária.^{12,32} No caso dos cimentos duais, a rápida exposição inicial à luz causaria mudança na viscosidade do material,

dificultando a migração dos radicais ativos, responsáveis pela indução da polimerização química, retardando assim a conversão do monômero.⁴² Para o cimento Maxcem Elite, ocorreu maior diferença do grau de conversão ao longo do tempo em relação ao RelyX ARC (Figura 2) o que, supostamente, poderia ser explicado pela maior ação do mecanismo de autopolimerização no Maxcem Elite, através da reação entre peróxido de benzoíla e amina terciária.^{41,43}

Houve aumento no grau de conversão de ambos os cimentos após 24hrs (Tabelas 3 e 4), pois os cimentos duais, a exemplo dos cimentos químicos, possuem uma polimerização latente, permanecendo ainda em atividade durante um período de até 24 horas.⁴⁴ Além disso, devido a sua menor velocidade de polimerização, os cimentos duais são propícios a apresentar uma camada não polimerizada espessa, pelo contato com o oxigênio. Sendo assim, a pós-polimerização deste cimento promoveria a conversão monomérica desta camada, aumentando o grau de conversão final do material.^{45,46}

Neste estudo, foi obtido apenas o grau de conversão como parâmetro para qualificar a polimerização do material. Estudos futuros tornam-se necessários para verificação de outras propriedades físicas, químicas e biológicas dos agentes cimentantes, na busca por processos adesivos eficazes e duradouros.

3.7 – Conclusão

Baseado nos resultados deste estudo pode-se concluir que o tipo de sistema cerâmico utilizado influenciou no grau de conversão do cimento RelyX ARC, sendo que a polimerização sob cerâmica feldspática, reforçada por leucita ou dissilicato de lítio, propiciaram maior conversão do cimento. Para o cimento Maxcem Elite, as cerâmicas interpostas não apresentaram efeito sobre o grau de conversão. Os cimentos estudados apresentaram aumento no grau de conversão com o tempo, a qual evidencia a tendência de mudanças nos procedimentos clínicos utilizados pelos cirurgiões dentistas no ato da cimentação da peça restauradora. O cimento resinoso RelyX ARC demonstrou maior conversão que o cimento Maxcem Elite em todas as situações analisadas.

3.8 – Referências[&]

1. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *Journal of the American Dental Association*. 1997; **128**: 297-307.
2. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental clinics of North America* 2004; **48**: 531-44.
3. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *Journal Prosthetic Dentistry* 2004; **92**: 557-562.
4. Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Influence of ceramic thickness mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dental Materials* 2008; **24**:594-9.
5. Akgungor G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode a resin luting agent early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *Journal Prosthetic Dentistry* 2005; **94**: 234-41.
6. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry* 1998; **19**: 307-12.
7. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry* 1999; **11**: 985-94.
8. Giordano R. A comparison of all-ceramic restorative systems: Part 2. *The Bulletin of the Academy of General Dentistry* 2000; **48**: 38-45.

[&] Referências identificadas no texto em números arábicos sobrescritos e numeradas consecutivamente na ordem em que aparecem citadas no texto (anexo A)

9. Kugel G, Perry RD, Aboushala A. Restoring anterior maxillary dentition using alumina and zirconia based CAD-CAM restorations. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry* 2003; **24**: 569-72.
10. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *International Journal of Computerized Dentistry* 2004; **7**: 67-76.
- 11 DiTolla MC. A new metal-free alternative for single-and multiunit restorations. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry* 2002; **23**: 25-33.
12. El-Mowafy O. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *Journal Canadian Dental Association* 2001; **67**: 97–102.
13. Attar N, Tam Le, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *The Journal Prosthetic Dentistry* 2003; **89**: 127–34.
14. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *Journal of Adhesive Dentistry* 2002; **4**: 7-22.
15. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence International* 2002; **33**: 415–26.
16. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials* 2009; **25**: 1104-8.
17. Ozyesil AG, Usumez, A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulate ceramic restauration. *Journal Prosthetic Dentistry* 2004; **91**: 151-7.
18. Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental composites. *Dental Materials* 2001; **17**: 504-11.

19. Yap AU, Lee HK, Sabapathy R. Release of methacrylic acid from dental composites. *Dental Materials* 2000; **16**: 172-9.
20. Mutluay AT, Lassila LVJ, Vallittu PK. Degree of conversion of dual-cure luting resins light polymerized through various materials. *Acta Odontologica Scandinavica* 2007; **65**: 201-205.
21. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceram restorations: an in vivo study. *Journal Prosthetic Dentistry* 2006; **95**: 111-116.
22. Addison O, Fleming GJ. The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. *Dental Materials* 2004; **20**: 286-92.
23. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *Journal Prosthetic Dentistry* 2003; **89**: 374-80.
24. Cattell MJ, Knowless JC, Clarke RL, Lynch E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. *Journal of Dentistry* 1999; **27**: 183-96.
25. Hofferma MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceram system. Part I: core materials. *Journal Prosthetic Dentistry* 2002; **88**: 4-9.
26. Ansiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations-a 3D finite element analysis. *Dental Materials* 2002; **18**: 295-303.
27. Oh W, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *Journal Prosthetic Dentistry* 2002; **87**: 536-542.

28. Moraes RR, Brandt WC, Naves LZ, Sobrinho LC, Piva E. Light- and time-dependent polymerization of dual-cured resin luting agent beneath ceramic. *Acta Odontologica Scandinavica*, 2008; **66**: 257-261.
29. Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental Materials* 2008; **24**: 908–914.
30. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate based dental resins. *Biomaterials* 2002; **23**: 1819-29.
31. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of biomedical materials research* 1986; **20**: 121-131
32. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002; **29**: 257-262.
33. Mazzitelli C, Monticelli F, Osorio R, Casucci A, Toledano M, Ferrari M. Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. *Dental Materials* 2008; **24**: 1156–63.
34. Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. *Journal of Prosthodontics* 2008; **17**: 262-268.
35. Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *International Journal of Prosthodontics* 2004; **17**: 357–63.
36. Tezvergil-Mutluay A, Lassila LVJ, Vallittu PK. Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontologica Scandinavica* 2007; **65**: 201–5.

37. Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR. Introduction to ceramics. 2nd ed. New York: John Wiley and Sons; 1976. p. 646-89.
38. Lund, PS, Campbell, SD, Giordano, RA. Translucency of core and veneer materials for all-ceramic crowns. *Journal of Dental Research* 1996; **75**: 285-9
39. Borges GA, Agarwal P, Miranzi BAS, Platt JA, Valentino TA, Santos PH. Influence of different ceramics on resin cement knoop hardness number. *Operative Dentistry* 2008; **33**: 622-628.
40. Koch A, Kroeger M, Hartung M, Manetsberger I, Hiller KA, Schmalz G, et al. Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. *Journal of Adhesive Dentistry* 2007; **9**: 449-62.
- 41 Arrais CAG, Giannini M, Rueggeberg FA Kinetic analysis of monomer conversion in auto- and dual-polymerizing modes of commercial resin luting cements. *Journal Prosthetic Dentistry* 2009; **101**: 128-136.
42. Arrais CAG, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Giannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *Journal of Dentistry* 2008; **36**: 418 – 426.
43. Cook WD, Standish PM. Polymerization kinetics of resin-based restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research* 1983; **17**: 275-82.
44. D'arcangelo C, Vanini L. Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *Journal of Adhesive Dentistry* 2007; **9**: 319 – 26.
45. Ruyter, IE, Oysed, H. Conversion in different depths of ultraviolet and visible light-activated composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica* 1982; **40**; 179-192.

46. Feng L, Suh BI. The effect of curing modes on polymerization contraction stress of a dual cured composite. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials* 2006; **76**: 196–202.

Tabela 1: Identificação dos materiais

CERÂMICA	MARCA	Espessura do Coping	Espessura da cerâmica de cobertura
Feldspática	Star light(Degudent)	—	2,0mm
Dissilicato de lítio	e-Max Press (Ivoclar Vivadent)	0,8 mm	1,2mm
Leucita	IPS Empress (Ivoclar Vivadent)	1,0mm	1,0mm
Alumina	In Ceram Alumina (Vita)	0,5mm	1,5mm
Zircônio	In Ceram Zircônio (Vita)	0,5mm	1,5mm

Tabela 2: Nome, fabricante, composição e lote dos cimentos resinosos utilizados

<i>CIMENTO RESINOSO</i>	<i>FABRICANTE</i>	<i>COMPOSIÇÃO</i>	<i>LOTE</i>
RelyX ARC	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	Bis-GMA, TEGDMA, Polímero dimetacrilato, zircônia/sílica vidro (67.5% de seu peso, fotoiniciador, inibidor químico	GA8JA2010-05
Maxcem Elite	Kerrhawe, CH- Bioggio	Monômeros de éster metacrilato, cargas minerais inertes, fluoreto de itérbio, ativadores e estabilizadores	3022617

Tabela 3: Média do grau de conversão do cimento resinoso Relyx ARC (desvio padrão).

	10 minutos	1 hora	24 horas	Pooled data
Feldspática	65.26(1.55)	68.48(1.01)	71.91(0.61)	68.55(1.05) a
Leucita	67.25(1.16)	69.70(1.92)	72.68(0.45)	69.87(1.17) b
Dissilicato de lítio	65.44(1.82)	69.53(2.16)	72.20(0.67)	69.05(1.55) a b
Alumina	62.43(0.79)	66.77(1.11)	70.44(0.80)	66.54(0.90) c
Zirconia	61.16(1.37)	66.54(1.50)	70.10(0.67)	65.93(1.18) c
Pooled data	64.30(1.72) c	68.20(1.80) b	71.46 (0.95) a	

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente entre si ($p < 0.05$)

Tabela 4: Média do grau de conversão do cimento resinoso Maxcem Elite (desvio padrão).

	10 minutos	1 hora	24 horas	Pooled data
Feldspática	47.59(2.06)	47.59(2.06)	62.98(0.99)	52.72(1.70) a
Leucita	45.67(1.52)	54.61(1.50)	62.21(0.98)	54.16(1.33) a
Dissilicato de lítio	48.18(4.26)	51.58(4.40)	53.88(1.89)	51.21(3.51) a
Alumina	45.39(1.62)	55.13(1.25)	61.91(2.53)	53.47(1.80) a
Zirconia	43.88(1.22)	53.87(0.65)	60.09(1.95)	52.61(1.27) a
Pooled data	46.14(2.13) c	52.55(1.97) b	60.21(1.66) a	

Médias seguidas por letras distintas diferem estatisticamente entre si ($p < 0.05$)

Figura 1: Grau de conversão dos cimentos resinosos RelyX ARC e Maxcem Elite em relação aos sistemas cerâmicos analisados.

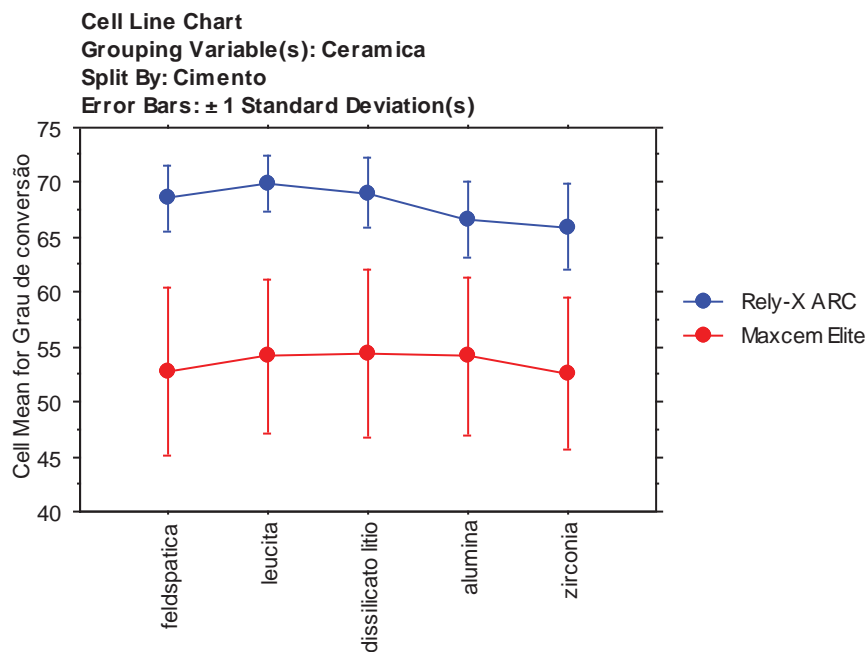
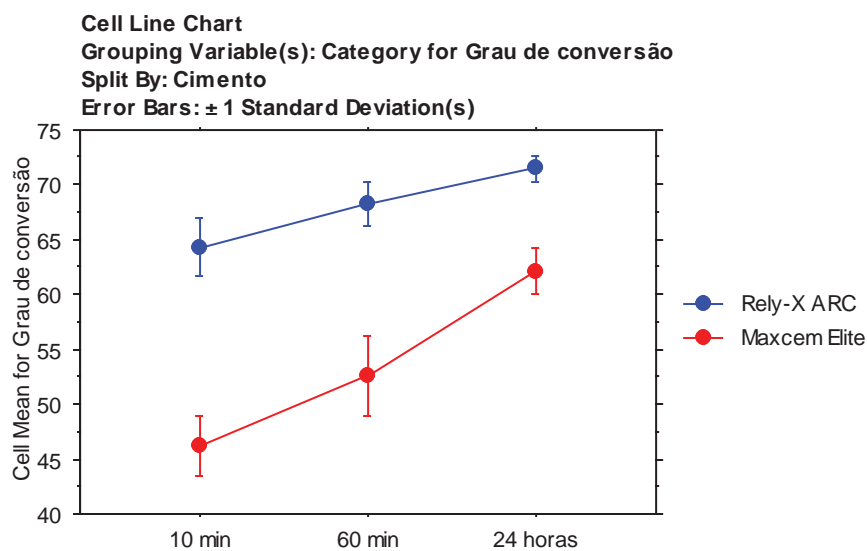


Figura 2: Grau de conversão dos cimentos resinosos RelyX ARC e Maxcem Elite em relação ao período de análise.



ANEXOS

ANEXO A – Normas das revistas selecionadas para as publicações dos artigos

CAPÍTULO 1

The Journal of Prosthetic Dentistry

Updated by the Editor's Office of The Journal of Prosthetic Dentistry. Originally prepared by the late Carl O. Boucher, DDS, and associates at The Ohio State University, College of Dentistry and School of Journalism, Columbus, Ohio. 2 We are pleased that you are interested in writing an article for The Journal of Prosthetic Dentistry. In publishing, as in dentistry, precise procedures are essential. Your attention to and compliance with the following policies will help ensure the timely processing of your submission.

Length of Manuscripts

Manuscript length depends on manuscript type. In general, research and clinical science articles should not exceed 10 to 12 double-spaced, typed pages (excluding references, legends, and tables). Clinical Reports and Technique articles should not exceed 4 to 5 pages, and Tips articles should not exceed 1 to 2 pages. The length of systematic reviews is variable.

Number of Authors

The number of authors is limited to 4; the inclusion of more than 4 must be justified in the letter of submission. (Each author's contribution must be listed.) Otherwise, contributing authors in excess of 4 will be listed after the references.

Formatting

All submissions must be typed and double-spaced. Print on only 1 side of the paper. Paper dimensions should be 8.5 x 11 inches with 1-inch margins on all sides.

Hard Copy and Electronic Files

Please submit an electronic file of the text and tables on a CD. Microsoft Word is the preferred word processing program. Without an electronic copy of the text and tables, we cannot submit the manuscript to our review process. If photographic prints accompany the text, high

quality electronic illustrations must be submitted upon initial submission (see pages 13-15 for more information).

Copyright Transfer

In accordance with the Copyright Act of 1976, all manuscripts must be accompanied by the following statement signed by EACH author individually. (Two authors, two statements; four authors, four statements, etc.) If a manuscript number has been assigned, it should be included at the end of the statement.

Submission Guidelines 3

Copyright Transfer/IRB Approval/HIPAA Compliance Statement

The Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry

(Print AUTHOR'S NAME HERE)_____ has submitted an originally authored article entitled "(TITLE GOES HERE)_____

_____ " to The Journal of Prosthetic Dentistry owned by the Editorial Council (the "JPD") for publication in the "Journal of Prosthetic Dentistry," which is published by Elsevier Inc. ("Publisher"). In exchange for publication of the Article, Author represents and warrants to the JPD and the Publisher, together with their officers and directors, that the article delivered for publication (the "Article") is original and does not infringe the patent, trademark, copyright, trade secret rights or other proprietary rights of third parties ("IP Rights"). Author also represents that, except as indicated below, Author has no financial interest or arrangement with any entity which interest or arrangement might be perceived to bear on the objectivity of the Article, unless that financial interest or arrangement has been disclosed in writing to the JPD. Author further represents that the Article was created in compliance with the provisions of

the Health Insurance Portability and Accountability Act (HIPAA) of 1996, and that the Article contains no “protected health information” as that term is defined by HIPAA.

Author further represents that the study was performed in compliance with Author’s institution’s appropriate policies related to the use of animal and/or human subjects and human-derived material (the “IRB”).

Author agrees to indemnify Publisher and the JPD and to hold Publisher and the JPD harmless from any claims made, and costs, attorneys’ fees, damages or license fees incurred by Publisher or the JPD as a result of any claim of infringement of IP Rights, or any violation of HIPAA or IRB compliance based in whole or in part on the Article.

Author has a financial interest or arrangement with each of the following entities:

Name (print) _____AUTHOR’S NAME PRINTED

Date: _____

Name (signature) _____AUTHOR’S SIGNATURE HERE

Manuscript number, if assigned: 4

Checklist for Initial Submission

- Letter of submission
- Copyright transfer statement for each author. Name printed, then signed below.
- Conflict of interest and financial disclaimer statement, if applicable
- Permission to reproduce previously published material, if applicable
- Informed consent for patient photographs, if applicable
- CD containing electronic files of manuscript contents.
- Electronic image files (see Guidelines, pages 13-15)
- The submission on the CD should consist of the double-spaced manuscript, which

should include, in this order:

- Title page with proper information for all authors
- Abstract
- Article proper
- References
- Tables
- Legends for illustrations

Submission Address

Send all manuscripts and/or make inquiries to:

Dr. Carol A. Lefebvre, Editor

or Catherine A. Prysiazny, Editorial Manager

The Journal of Prosthetic Dentistry

Medical College of Georgia th

1120 15 St., AD 2943

School of Dentistry

Augusta, GA 30912-1255

Phone: (706) 721-4558

Fax: (706) 721-4571

E-mail: jpd@mcg.edu

Articles are classified as one of the following: research/clinical science article, clinical report, technique article, systematic review, or tip from our readers. Required sections for each type of article are listed in the order in which they should be presented.

RESEARCH REPORT / CLINICAL STUDY

The research report should be no longer than 10-12 double-spaced, typed pages and be accompanied by no more than 12 high-quality illustrations.

- Abstract (approximately 250 words): Create a structured abstract with the following subsections: Statement of problem, Purpose, Material and Methods, Results, and Conclusion. The abstract should contain enough detail to describe the experimental design and variables. Sample size, controls, method of measurement, standardization, examiner reliability, and statistical method used with associated level of significance should be described in the Material and Methods section. Actual values should be provided in the Results section.

- Clinical Implications: In 2-4 sentences, describe the impact of the study results on clinical practice.

- Introduction: Explain the problem completely and accurately. Summarize relevant literature, and identify any bias in previous studies. Clearly state the objective of the study and the research hypothesis at the end of the Introduction. Please note that, for a thorough review of the literature, most (if not all references) should first be cited in the Introduction and/or Material and Methods section.

- Material and Methods: In the initial paragraph, provide an overview of the experiment. Provide complete manufacturing information for all products and instruments used, either in parentheses or in a table. Describe what was measured, how it was measured, and the units of measure. List criteria for quantitative judgment. Describe the experimental design and variables, including defined criteria to control variables, standardization of testing, allocation of specimens/subjects to groups (specify

method of randomization), total sample size, controls, calibration of examiners, and reliability of instruments and examiners. Statistical tests and associated significance levels should be described at the end of this section.

- **Results:** Report the results accurately and briefly, in the same order as the testing was described in the Material and Methods section. For extensive listings, present data in tabular or graphic form to help the reader. Describe the most significant findings and trends. Text, tables, and figures should not repeat each other. Results noted as significant must be validated by actual data and p-values.

- **Discussion:** Discuss the results of the study in relation to the hypothesis and to relevant literature. If the results do not agree with other studies and/or with accepted opinions, state how and why the results differ. Agreement with other studies should also be stated. Identify the limitations of the present study, and suggest areas for future research.

Types of Articles 6

- **Conclusions:** Concisely list conclusions that may be drawn from the research; do not simply restate the results. The conclusions must be pertinent to the objectives and justified by the data. In most situations, the conclusions are true for only the population of the experiment. All statements reported as conclusions should be accompanied by statistical analyses.

- **References:** Select and format references in accordance with the guidelines on page 10.

- **Tables:** Create tables in accordance with the guidelines on page 11.

- **Legends for illustrations:** Concisely describe each illustration without directly duplicating the main text.

CLINICAL REPORT

The clinical report describes the author's methods for meeting a patient treatment challenge. It should be no longer than 4 to 5 double-spaced, typed pages and be accompanied by no more than 8 high-quality illustrations. In some situations, the Editor may approve the publication of additional figures if they contribute significantly to the manuscript.

- **Abstract:** Provide a short, nonstructured, 1-paragraph abstract that briefly summarizes the problem encountered and treatment administered.

- **Introduction:** Summarize literature relevant to the problem encountered. Include references to standard treatments and protocols. Please note that most, if not all, references should first be cited in the Introduction and/or Clinical Report section.

- **Clinical Report:** Describe the patient, the problem with which he/she presented, and any relevant medical or dental background. Describe the various treatment options and the reasons for selection of the chosen treatment. Fully describe

the treatment rendered, the length of the follow-up period, and any improvements noted as a result of treatment. This section should be written in past tense and in paragraph form.

- Discussion: Comment on the advantages and disadvantages of the chosen treatment, and describe any contraindications for it. If the text will only be repetitive of previous sections, omit the Discussion.

- Summary: Briefly summarize the patient treatment.

- References: Select and format references in accordance with the guidelines on page 10.

- Legends for illustrations: Concisely describe each illustration without directly duplicating the main text.

DENTAL TECHNIQUE

The dental technique article presents, in a step-by-step format, a unique procedure helpful to dental professionals. It should be no longer than 4 to 5 double-spaced, typed pages and be accompanied by no more than 8 high-quality illustrations. In some situations, the Editor may approve the publication of additional figures if they contribute significantly to the manuscript.

- Abstract: Provide a short, nonstructured, 1-paragraph abstract that briefly summarizes the technique.

- Introduction: Summarize relevant literature. Include references to standard methods

and protocols. Please note that most, if not all, references should first be cited in the

Introduction and/or Technique section.

- **Technique:** In a numbered, step-by-step format, describe each step of the technique. Put the text in command rather than descriptive form (e.g., “Survey the diagnostic cast” rather than “The diagnostic cast is surveyed.”) Include citations for the accompanying illustrations.

- **Discussion:** Comment on the advantages and disadvantages of the technique, indicate the situations to which it may be applied, and describe any contraindications for its use. Avoid excessive claims of effectiveness. If the text will only be repetitive of previous sections, omit the Discussion.

- **Summary:** Briefly summarize the technique presented and its chief advantages.

- **References:** Select and format references in accordance with the guidelines on page 10.

- **Legends for illustrations:** Concisely describe each illustration without directly duplicating the main text.

Systematic Review

The author is advised to develop a systematic review in the Cochrane style and format. The Journal is transitioning away from literature reviews to systematic reviews. For more information on systematic reviews, please see www.cochrane.org. An example of a systematic review in the Journal is: Torabinejad M, Anderson P, Bader J, Brown LJ, Chen LH, Goodacre CJ, Kattadiyil MT, Kutsenko D, Lozada J, Patel R, Petersen F, Puterman I, White SN. Outcomes of root canal treatment and restoration, implant-supported single crowns, fixed partial dentures, and extraction without replacement: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007 Oct;98(4):285-311.

Briefly, the systematic review consists of the following:

An Abstract - using a structured format. (Statement of problem, Purpose, Material and methods, Results, Conclusion)

The text of the review - consisting of an introduction (background and objective), methods (selection criteria, search methods, data collection and data analysis), results (description of studies, methodological quality, and results of analyses), discussion, authors' conclusions, acknowledgements and conflicts of interest. References should be peer-reviewed and follow JPD Guideline format (page 12).

Tables and figures, if necessary - showing characteristics of the included studies, specification of the interventions that were compared, the results of the included studies, a log of the studies that were excluded, and additional tables and figures relevant to the review. 8

TIPS FROM OUR READERS

Tips are brief reports on helpful or timesaving procedures. They should be limited to 2 authors, be no longer than 250 words, and include no more than 2 high-quality illustrations. Place the procedure in a numbered, step-by-step format; place the text in command rather than descriptive or passive form (e.g., “Survey the diagnostic cast” rather than “The diagnostic cast is surveyed”).

FIRST PAGE ARRANGEMENT –TITLE PAGE

Please see the example provided on the following page.

- Title: The title should define the study’s scope, content, and clinical significance. Capitalize only the first letter of the first word. Do not underline the title or bold it. Abbreviations or trade names should not be used in the title.

- Authors: Directly under the title, type the names and degrees of the authors. List academic degrees only. No fellowship designations, please.

- Institution(s): Directly under the authors’ names, type their individual institutional affiliations and the cities, states, and countries (if not the United States) in which these institutions are located. If necessary, provide the English translation of the name of the institution. Do not underline. If the authors are not affiliated with an institution, please list the city, state, and country (if not the United States) in which the authors live.

- Presentation/support information and titles: If the research was presented before an organized group, type the name of the organization and the location and date of the meeting. If the work was supported by a grant or any other kind of funding, supply the name of the supporting organization and the grant number. List the academic titles (e.g., Assistant Professor) and departmental affiliations of all authors.

- Contact information: List the mailing address, business telephone, fax number, and e-mail address of the author who will receive correspondence.

CAPÍTULO 2

Journal of Dentistry

Guide for Authors

Submissions

The requirements for submission are in accordance with the "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals," *Annals of Internal Medicine*, 1977, 126, 36-47.

Authors are requested to submit their original manuscript and figures via the online submission and editorial system for Journal of Dentistry. Using this online system, authors may submit manuscripts and track their progress through the system to publication. Reviewers can download manuscripts and submit their opinions to the editor. Editors can manage the whole submission/review/revise/publish process. Please register at: <http://ees.elsevier.com/jjod>

Authors unable to submit online should contact the Editorial office: Marie Dymond, Journal Manager, Journal of Dentistry, Elsevier, Bampfylde Street, Exeter, UK, EX1 2AH.

JOD@elsevier.com TEL: +44 (0)1392 285809 Fax: +44 (0)1865 853132.

Contributions falling into the following categories will be considered for publication:

- Original Research Reports: maximum length 6 printed pages approximately 20 typescript pages, including illustrations and tables.
- Review articles: maximum length 10 printed pages, approximately 33 typescript pages, including illustrations and tables.
- Short communication for rapid publication: maximum length 2 printed pages, approximately 7 typescript pages, including illustrations.

- Letters providing informed comment and constructive criticism of material previously published in the Journal.

Authors are urged to write as concisely as possible.

Articles should be arranged in the following order. Title, Summary, Introduction, Materials and Methods, Results, Discussion, Conclusions, Acknowledgements, References, Tables and Legends to Illustrations.

Summary: should not exceed 250 words and should be presented under the following subheadings: Objectives, Methods; Results; Conclusions (For Reviews: Objectives; Data; Sources; Study selection; Conclusions). These subheadings should appear in the text of the summary. Please repeat the title of the article at the top of the abstract page.

Introduction: must be presented in a structured format, covering the following subjects, although not under subheadings: succinct statements of the issue in question; the essence of existing knowledge and understanding pertinent to the issue; and the aims and objectives of the research being reported. Keywords: up to 10 keywords should be supplied. Abbreviations and acronyms: terms and names to be referred to in the form of abbreviations or acronyms must be given in full when first mentioned. Units: SI units should be used throughout. If non-SI units must be quoted, the SI equivalent must immediately follow in parentheses.

The complete names of individual teeth must be given in the text. In tables and legends for illustrations individual teeth should be identified using the FDI two-digit system.

Illustrations: The following are acceptable ways to present illustrations: white card or plastic; high quality computer generated line drawings; unmounted glossy photographs.

Illustrations should be clearly labelled on the back with the title of the article, the figure number and an arrow to indicate the top edge. When preparing illustrations authors should consider that the majority of illustrations will be reduced to the width of a single column (approximately 85 mm). Authors can indicate if they feel an illustration should be full page width.

All typescripts must be accompanied by a Permission Note. This is a letter signed by each author (not just the corresponding author), affirming that the paper has been submitted solely to Journal of Dentistry and that it is not concurrently under consideration for publication in another journal. All of the named authors should have been involved in the work leading to the publication of the paper and should have read the paper before it is submitted for publication.

Offprints and page charges: no page charges are levied on articles published in Journal of Dentistry. The corresponding author, at no cost, will be provided with a PDF file of the article via e-mail. The PDF file is a watermarked version of the published article and includes a cover sheet with the journal cover image and a disclaimer outlining the terms and conditions of use.

The Editor and Publisher reserve the right to make such corrections to typescripts as may be necessary for clarity of expression, or to conform to the style required. Notes for Typescript Preparation - To facilitate anonymity the authors' names and any reference to their addresses should only appear on the title page. The title page should contain the following information: - Title of paper - Short title - Name(s) and address(es) of author(s) - Name, address, telephone, fax and e-mail of the corresponding author - Up to 10 keywords Spelling: International English. Legends to illustrations should be typed on a separate sheet.

References: These should appear in the text in numerical order and should follow a modified form of the Vancouver Reference system (details may be found at <http://www.icmje.org/index.html#reference>). Please note that the house style of the Journal of Dentistry is different from the standard Vancouver reference style in that it includes:

- to refer to the name of the Journal in full
- to put the name of the Journal in Italics
- to put the volume number in bold

Examples as follows

Burrow MF, Tagami J, Negishi T. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *Journal of Dental Research* 1994; **74**:522-28. Phillips SJ, Whisnant JP. The role of dentine under restorations. In: Laragh JH, Brenner BM, editors. *The science of restorative dentistry*. 2nd ed. Oxford: Elsevier; 2003. p.266-78.

If there are seven or more authors please list the first six and et al., otherwise list all authors.

Journal titles should be given in full.

Randomised controlled trials: All randomised controlled trials submitted for publication in *Journal of Dentistry* should include a completed Consolidated Standards of Reporting Trials (CONSORT) flow chart. Please refer to the CONSORT statement website at [☞](http://www.consort-statement.org) <http://www.consort-statement.org> for more information. *Journal of Dentistry* has adopted the proposal from the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE) which require, as a condition of consideration for publication of clinical trials, registration in a public trials registry. Trials must register at or before the onset of patient enrolment. The clinical trial registration number should be included at the end of the abstract of the article. For this purpose, a clinical trial is defined as any research study that prospectively assigns human participants or groups of humans to one or more health-related interventions to evaluate the effects of health outcomes. Health-related interventions include any intervention used to modify a biomedical or health-related outcome (for example drugs, surgical procedures, devices, behavioural treatments, dietary interventions, and process-of-care changes). Health outcomes include any

biomedical or health-related measures obtained in patients or participants, including pharmacokinetic measures and adverse events. Purely observational studies (those in which the assignment of the medical intervention is not at the discretion of the investigator) will not require registration. Further information can be found at <http://www.icmje.org>

Disclosure of Clinical Trial Results: In line with the position of the International Committee of Medical Journal Editors, the journal will not consider results posted in the same clinical trials registry in which primary registration resides to be prior publication if the results posted are presented in the form of a brief structured (less than 500 words) abstract or table. However, divulging results in other circumstances (eg, investors' meetings) is discouraged and may jeopardise consideration of the manuscript. Authors should fully disclose all posting in registries of results of the same or closely related work.

Patient consent: Studies on patients or volunteers require ethics committee approval and informed consent which should be documented in your paper. Patients have a right to privacy. Therefore identifying information, including patients' images, names, initials, or hospital numbers, should not be included in videos, recordings, written descriptions, photographs, and pedigrees unless the information is essential for scientific purposes and you have obtained written informed consent for publication in print and electronic form from the patient (or parent, guardian or next of kin where applicable). If such consent is made subject to any conditions, Elsevier must be made aware of all such conditions. Written consents must be provided to Elsevier on request. Even where consent has been given, identifying details should be omitted if they are not essential. If identifying characteristics are altered to protect anonymity, such as in genetic pedigrees, authors should provide assurance that alterations do not distort scientific meaning and editors should so note. If such consent has not been obtained, personal details of patients included in any part of the paper and in any supplementary materials (including all illustrations and videos) must be removed before submission.

Proofs: Proofs will be sent to the author (first-named author if no corresponding author is identified on mutli-authored papers) by PDF wherever possible and should be returned within 48 hours of receipt, preferably by e-mail. Corrections should be restricted to typesetting errors; any other amendments made may be charged to the author. Any queries should be answered in full. Elsevier will do everything possible to get your article corrected and published as quickly and accurately as possible. Therefore, it is important to ensure that all of your corrections are returned to us in one all-inclusive e-mail or fax. Subsequent additional corrections will not be possible, so please ensure that your first communication is complete.

Should you choose to mail your corrections, please return them to: Log-in Department, Elsevier, Stover Court, Bampfylde Street, Exeter, Devon EX1 2AH, UK.

Funding body agreements and policies

Elsevier has established agreements and developed policies to allow authors whose articles appear in journals published by Elsevier, to comply with potential manuscript archiving requirements as specified as conditions of their grant awards. To learn more about existing agreements and policies please visit <http://www.elsevier.com/fundingbodies>

CAPÍTULO 1

ANOVA Table for Conversion (%)

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Cemento	1	10000.602	10000.602	2018.078	<.0001	2018.078	1.000
Espessura	4	4322.385	1080.596	218.060	<.0001	872.239	1.000
Cemento * Espessura	4	673.004	168.251	33.952	<.0001	135.809	1.000
Subject(Group)	70	346.886	4.956				
Category for Degree of conversion (%)	2	1967.818	983.909	563.915	<.0001	1127.831	1.000
Category for Degree of conversion (%) * Cemento	2	157.893	78.947	45.247	<.0001	90.495	1.000
Category for Degree of conversion (%) * Espessura	8	1678.657	209.832	120.263	<.0001	962.102	1.000
Category for Degree of conversion (%) * Cemento * Espessura	8	427.101	53.388	30.598	<.0001	244.788	1.000
Category for Degree of conversion (%) * Subject(Group)	140	244.269	1.745				

Means Table for Conversion (%)

Effect: Category for Degree of conversion (%) * Cemento * Espessura

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
Dual, Sem ceramica, 10 minutos	8	66.850	1.704	.602
Dual, Sem ceramica, 60 min	8	71.993	1.154	.408
Dual, Sem ceramica, 24 hours	8	69.346	.848	.300
Dual, 0.5mm, 10 minutos	8	61.674	1.188	.420
Dual, 0.5mm, 60 min	8	64.604	1.271	.449
Dual, 0.5mm, 24 hours	8	75.593	.438	.155
Dual, 1.2mm, 10 minutos	8	67.164	1.691	.598
Dual, 1.2mm, 60 min	8	71.270	1.043	.369
Dual, 1.2mm, 24 hours	8	67.156	1.813	.641
Dual, 1.8mm, 10 minutos	8	63.674	2.145	.758
Dual, 1.8mm, 60 min	8	68.804	1.437	.508
Dual, 1.8mm, 24 hours	8	65.444	1.562	.552
Dual, 2.4mm, 10 minutos	8	55.585	3.087	1.091
Dual, 2.4mm, 60 min	8	65.679	1.733	.613
Dual, 2.4mm, 24 hours	8	64.244	3.224	1.140
Foto, Sem ceramica, 10 minutos	8	59.455	.782	.276
Foto, Sem ceramica, 60 min	8	62.756	.715	.253
Foto, Sem ceramica, 24 hours	8	60.623	2.493	.882
Foto, 0.5mm, 10 minutos	8	50.120	1.072	.379
Foto, 0.5mm, 60 min	8	54.151	1.012	.358
Foto, 0.5mm, 24 hours	8	65.565	1.078	.381
Foto, 1.2mm, 10 minutos	8	55.159	1.819	.643
Foto, 1.2mm, 60 min	8	59.495	1.090	.385
Foto, 1.2mm, 24 hours	8	53.885	1.892	.669
Foto, 1.8mm, 10 minutos	8	44.025	1.636	.578
Foto, 1.8mm, 60 min	8	49.564	1.444	.511
Foto, 1.8mm, 24 hours	8	59.284	1.969	.696
Foto, 2.4mm, 10 minutos	8	38.665	1.436	.508
Foto, 2.4mm, 60 min	8	43.721	1.478	.522
Foto, 2.4mm, 24 hours	8	48.955	2.318	.820

Fisher's PLSD for Conversion (%)**Effect: Cimento****Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Dual, Foto	12.910	.573	<.0001	S

Fisher's PLSD for Conversion (%)**Effect: Espessura****Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Sem ceramica, 0.5mm	3.219	.906	<.0001	S
Sem ceramica, 1.2mm	2.816	.906	<.0001	S
Sem ceramica, 1.8mm	6.705	.906	<.0001	S
Sem ceramica, 2.4mm	12.362	.906	<.0001	S
0.5mm, 1.2mm	-.404	.906	.3773	
0.5mm, 1.8mm	3.485	.906	<.0001	S
0.5mm, 2.4mm	9.143	.906	<.0001	S
1.2mm, 1.8mm	3.889	.906	<.0001	S
1.2mm, 2.4mm	9.547	.906	<.0001	S
1.8mm, 2.4mm	5.657	.906	<.0001	S

Fisher's PLSD for Conversion (%)**Effect: Category for Degree of conversion (%)****Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 minutos, 60 min	-4.967	.413	<.0001	S
10 minutos, 24 hours	-6.772	.413	<.0001	S
60 min, 24 hours	-1.806	.413	<.0001	S

Fisher's PLSD for Conversion (%)**Effect: Category for Degree of conversion (%)****Significance Level: 5 %****Split By: Cimento****Cell: Dual**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 minutos, 60 min	-5.480	.687	<.0001	S
10 minutos, 24 hours	-5.367	.687	<.0001	S
60 min, 24 hours	.113	.687	.7433	

Fisher's PLSD for Conversion (%)**Effect: Espessura****Significance Level: 5 %****Split By: Cimento****Cell: Dual**

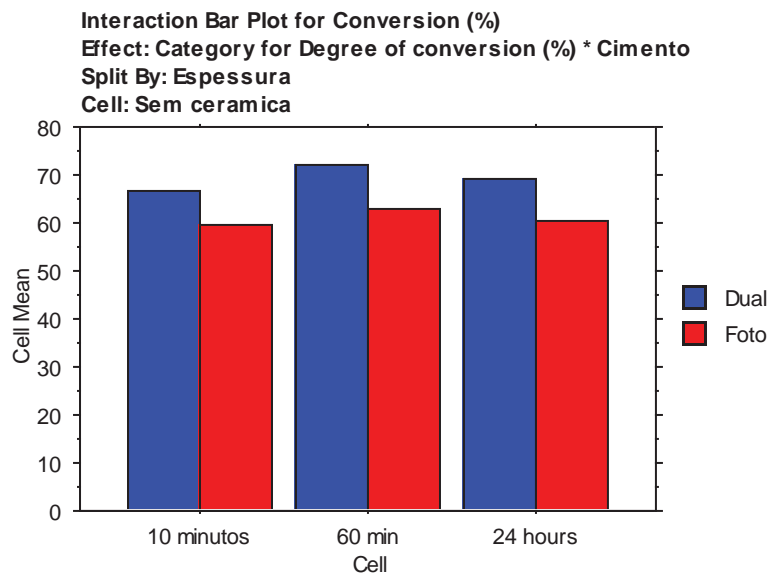
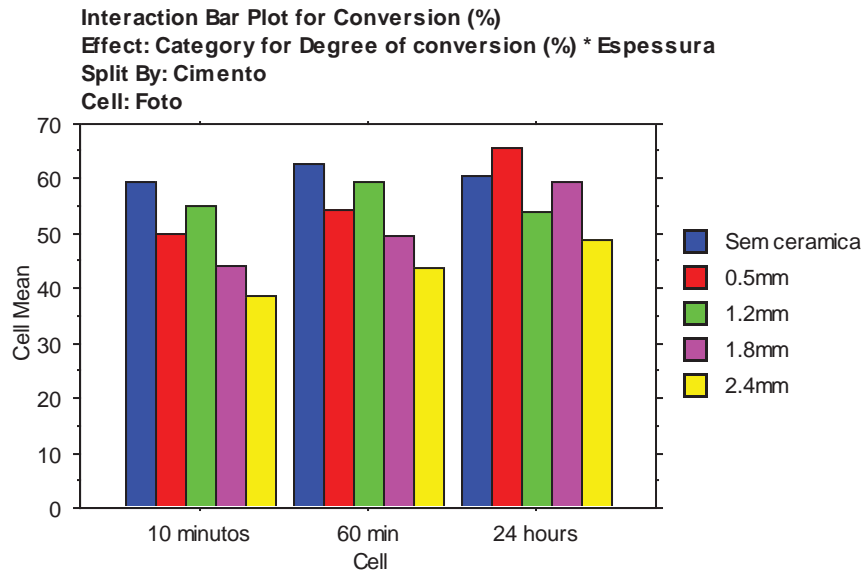
	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Sem ceramica, 0.5mm	2.106	1.276	.0019	S
Sem ceramica, 1.2mm	.866	1.276	.1770	
Sem ceramica, 1.8mm	3.422	1.276	<.0001	S
Sem ceramica, 2.4mm	7.560	1.276	<.0001	S
0.5mm, 1.2mm	-1.240	1.276	.0565	
0.5mm, 1.8mm	1.316	1.276	.0436	S
0.5mm, 2.4mm	5.454	1.276	<.0001	S
1.2mm, 1.8mm	2.556	1.276	.0003	S
1.2mm, 2.4mm	6.694	1.276	<.0001	S
1.8mm, 2.4mm	4.138	1.276	<.0001	S

Fisher's PLSD for Conversion (%)**Effect: Espessura****Significance Level: 5 %****Split By: Cimento****Cell: Foto**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Sem ceramica, 0.5mm	4.332	1.332	<.0001	S
Sem ceramica, 1.2mm	4.765	1.332	<.0001	S
Sem ceramica, 1.8mm	9.987	1.332	<.0001	S
Sem ceramica, 2.4mm	17.164	1.332	<.0001	S
0.5mm, 1.2mm	.433	1.332	.5142	
0.5mm, 1.8mm	5.655	1.332	<.0001	S
0.5mm, 2.4mm	12.832	1.332	<.0001	S
1.2mm, 1.8mm	5.222	1.332	<.0001	S
1.2mm, 2.4mm	12.399	1.332	<.0001	S
1.8mm, 2.4mm	7.177	1.332	<.0001	S

Fisher's PLSD for Conversion (%)**Effect: Category for Degree of conversion (%)****Significance Level: 5 %****Split By: Cimento****Cell: Foto**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 minutos, 60 min	-4.453	.471	<.0001	S
10 minutos, 24 hours	-8.178	.471	<.0001	S
60 min, 24 hours	-3.725	.471	<.0001	S



Fisher's PLSD for Conversion (%)

Effect: Cimento

Significance Level: 5 %

Split By: Espessura

Cell: Sem ceramica

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Dual, Foto	8.452	.987	<.0001	S

Fisher's PLSD for Conversion (%)

Effect: Category for Degree of conversion (%)

Significance Level: 5 %

Split By: Espessura

Cell: Sem ceramica

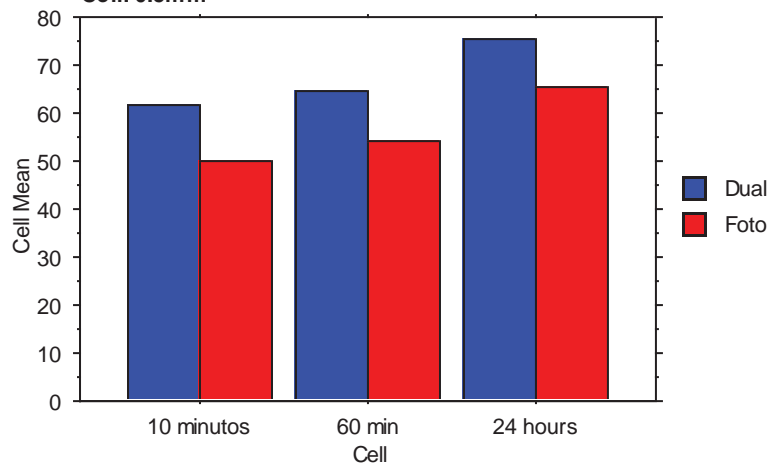
	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 minutos, 60 min	-4.222	.972	<.0001	S
10 minutos, 24 hours	-1.832	.972	.0006	S
60 min, 24 hours	2.390	.972	<.0001	S

Interaction Bar Plot for Conversion (%)

Effect: Category for Degree of conversion (%) * Cimento

Split By: Espessura

Cell: 0.5mm



Fisher's PLSD for Conversion (%)

Effect: Cimento

Significance Level: 5 %

Split By: Espessura

Cell: 0.5mm

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Dual, Foto	10.678	.918	<.0001	S

Fisher's PLSD for Conversion (%)

Effect: Category for Degree of conversion (%)

Significance Level: 5 %

Split By: Espessura

Cell: 0.5mm

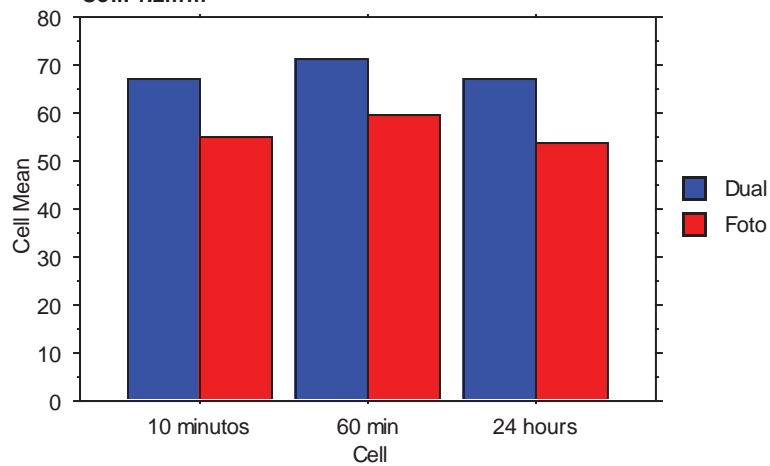
	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 minutos, 60 min	-3.481	.532	<.0001	S
10 minutos, 24 hours	-14.682	.532	<.0001	S
60 min, 24 hours	-11.201	.532	<.0001	S

Interaction Bar Plot for Conversion (%)

Effect: Category for Degree of conversion (%) * Cimento

Split By: Espessura

Cell: 1.2mm



Fisher's PLSD for Conversion (%)

Effect: Cimento

Significance Level: 5 %

Split By: Espessura

Cell: 1.2mm

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Dual, Foto	12.350	1.395	<.0001	S

Fisher's PLSD for Conversion (%)

Effect: Category for Degree of conversion (%)

Significance Level: 5 %

Split By: Espessura

Cell: 1.2mm

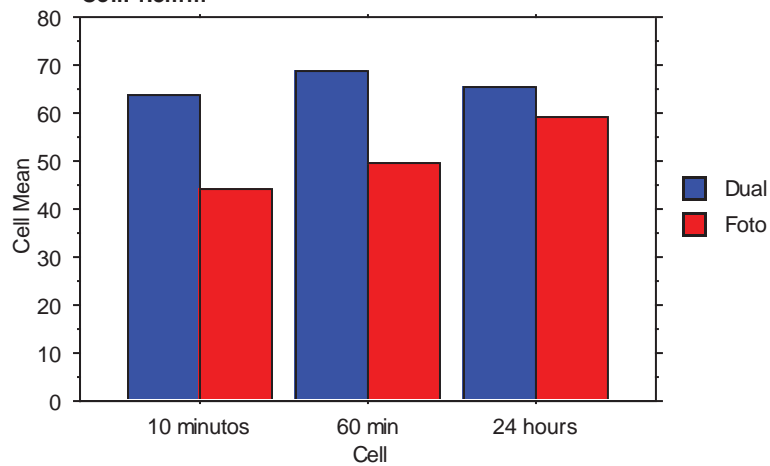
	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 minutos, 60 min	-4.221	.823	<.0001	S
10 minutos, 24 hours	.641	.823	.1221	
60 min, 24 hours	4.862	.823	<.0001	S

Interaction Bar Plot for Conversion (%)

Effect: Category for Degree of conversion (%) * Cimento

Split By: Espessura

Cell: 1.8mm



Fisher's PLSD for Conversion (%)

Effect: Cimento

Significance Level: 5 %

Split By: Espessura

Cell: 1.8mm

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Dual, Foto	15.016	1.306	<.0001	S

Fisher's PLSD for Conversion (%)

Effect: Category for Degree of conversion (%)

Significance Level: 5 %

Split By: Espessura

Cell: 1.8mm

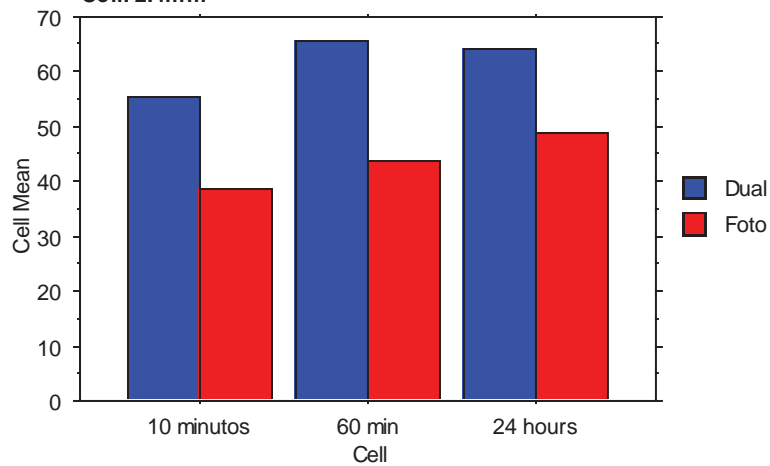
	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 minutos, 60 min	-5.334	1.077	<.0001	S
10 minutos, 24 hours	-8.514	1.077	<.0001	S
60 min, 24 hours	-3.180	1.077	<.0001	S

Interaction Bar Plot for Conversion (%)

Effect: Category for Degree of conversion (%) * Cimento

Split By: Espessura

Cell: 2.4mm



Fisher's PLSD for Conversion (%)

Effect: Cimento

Significance Level: 5 %

Split By: Espessura

Cell: 2.4mm

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Dual, Foto	18.055	2.008	<.0001	S

Fisher's PLSD for Conversion (%)

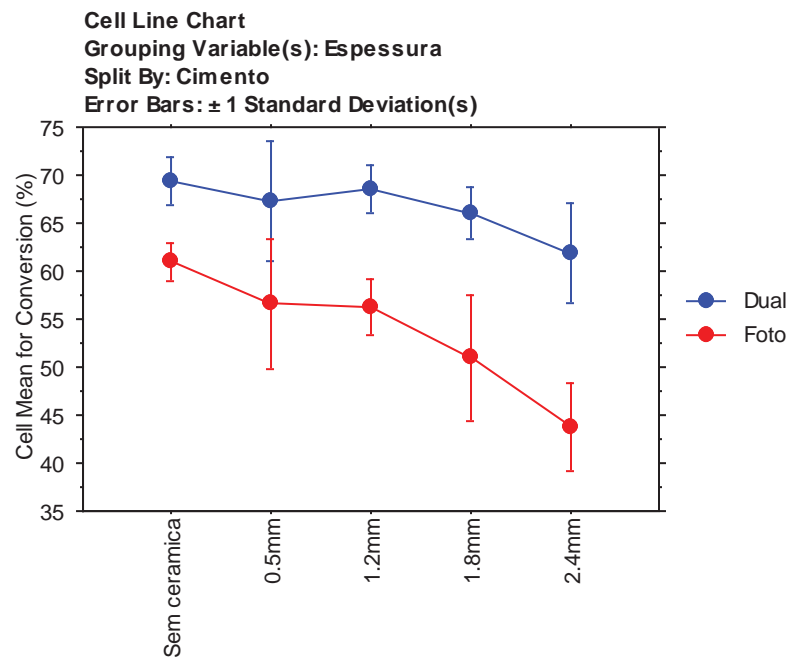
Effect: Category for Degree of conversion (%)

Significance Level: 5 %

Split By: Espessura

Cell: 2.4mm

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 minutos, 60 min	-7.575	1.229	<.0001	S
10 minutos, 24 hours	-9.474	1.229	<.0001	S
60 min, 24 hours	-1.899	1.229	.0037	S

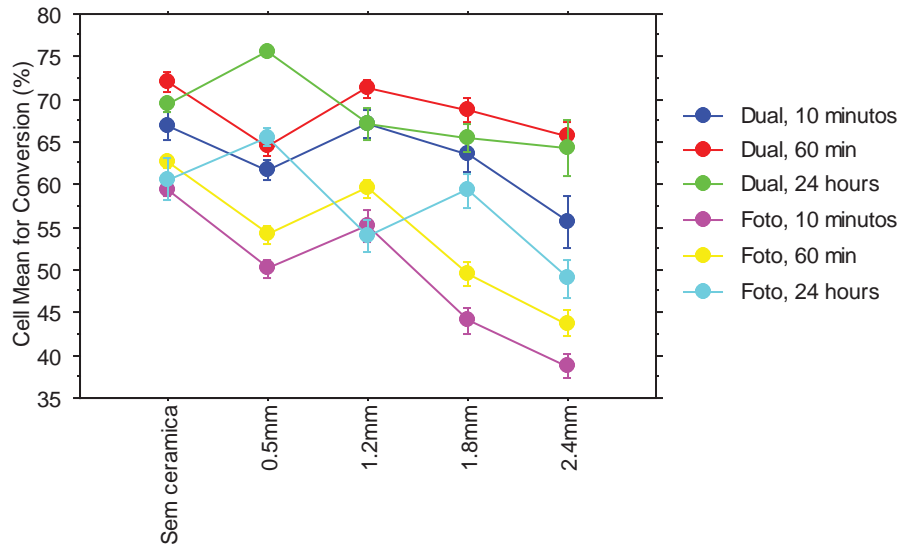


Cell Line Chart

Grouping Variable(s): Espessura

Split By: Cimento, Category for Degree of conversion (%)

Error Bars: ± 1 Standard Deviation(s)

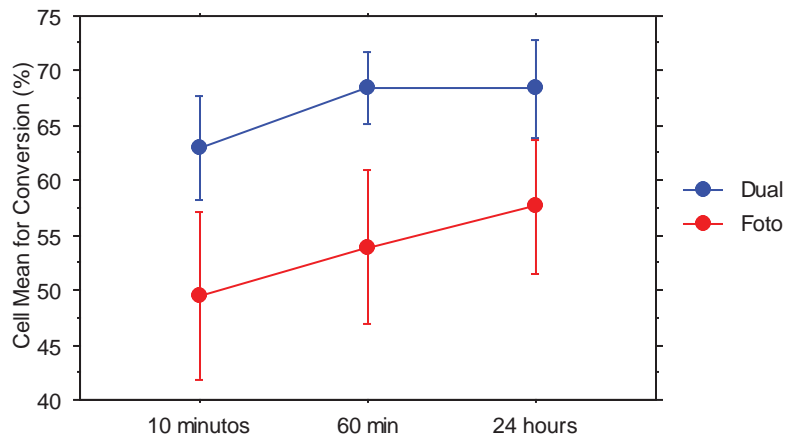


Cell Line Chart

Grouping Variable(s): Category for Degree of conversion (%)

Split By: Cimento

Error Bars: ± 1 Standard Deviation(s)



CAPÍTULO 2

ANÁLISE GERAL

ANOVA Table for Grau de conversão

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Cimento	1	12416.700	12416.700	1932.631	<.0001	1932.631	1.000
Ceramica	4	235.200	58.800	9.152	<.0001	36.608	1.000
Cimento * Ceramica	4	107.657	26.914	4.189	.0042	16.757	.913
Subject(Group)	70	449.734	6.425				
Category for Grau de conversão	2	5375.097	2687.549	1499.368	<.0001	2998.736	1.000
Category for Grau de conversão * Cimento	2	825.477	412.738	230.264	<.0001	460.529	1.000
Category for Grau de conversão * Cera...	8	223.635	27.954	15.596	<.0001	124.765	1.000
Category for Grau de conversão * Cimen...	8	194.767	24.346	13.582	<.0001	108.660	1.000
Category for Grau de conversão * Subje...	140	250.944	1.792				

Means Table for Grau de conversão

Effect: Category for Grau de conversão * Cimento * Ceramica

	Count	Mean	Std. Dev.	Std. Err.
Rely-X ARC, feldspatica, 10 min	8	65.263	1.553	.549
Rely-X ARC, feldspatica, 60 min	8	68.483	1.011	.357
Rely-X ARC, feldspatica, 24 horas	8	71.910	.611	.216
Rely-X ARC, leucita, 10 min	8	67.250	1.163	.411
Rely-X ARC, leucita, 60 min	8	69.704	1.926	.681
Rely-X ARC, leucita, 24 horas	8	72.682	.451	.159
Rely-X ARC, dissilicato litio, 10 min	8	65.444	1.829	.647
Rely-X ARC, dissilicato litio, 60 min	8	69.536	2.161	.764
Rely-X ARC, dissilicato litio, 24 horas	8	72.204	.672	.237
Rely-X ARC, alumina, 10 min	8	62.435	.798	.282
Rely-X ARC, alumina, 60 min	8	66.774	1.116	.395
Rely-X ARC, alumina, 24 horas	8	70.449	.809	.286
Rely-X ARC, zirconia, 10 min	8	61.162	1.377	.487
Rely-X ARC, zirconia, 60 min	8	66.546	1.505	.532
Rely-X ARC, zirconia, 24 horas	8	70.109	.675	.239
Maxcem Elite, feldspatica, 10 min	8	47.594	2.063	.729
Maxcem Elite, feldspatica, 60 min	8	47.594	2.063	.729
Maxcem Elite, feldspatica, 24 horas	8	62.986	.997	.353
Maxcem Elite, leucita, 10 min	8	45.674	1.527	.540
Maxcem Elite, leucita, 60 min	8	54.616	1.508	.533
Maxcem Elite, leucita, 24 horas	8	62.211	.989	.350
Maxcem Elite, dissilicato litio, 10 min	8	48.184	4.269	1.509
Maxcem Elite, dissilicato litio, 60 min	8	51.587	4.404	1.557
Maxcem Elite, dissilicato litio, 24 horas	8	63.420	2.506	.886
Maxcem Elite, alumina, 10 min	8	45.396	1.620	.573
Maxcem Elite, alumina, 60 min	8	55.134	1.258	.445
Maxcem Elite, alumina, 24 horas	8	61.911	2.538	.897
Maxcem Elite, zirconia, 10 min	8	43.886	1.226	.433
Maxcem Elite, zirconia, 60 min	8	53.874	.653	.231
Maxcem Elite, zirconia, 24 horas	8	60.099	1.959	.693

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Cimento****Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Rely-X ARC, Maxcem Elite	14.386	.653	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Ceramica****Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
feldspatica, leucita	-1.385	1.032	.0093	S
feldspatica, dissilicato litio	-1.091	1.032	.0385	S
feldspatica, alumina	.288	1.032	.5791	
feldspatica, zirconia	1.359	1.032	.0106	S
leucita, dissilicato litio	.294	1.032	.5720	
leucita, alumina	1.673	1.032	.0019	S
leucita, zirconia	2.744	1.032	<.0001	S
dissilicato litio, alumina	1.379	1.032	.0095	S
dissilicato litio, zirconia	2.450	1.032	<.0001	S
alumina, zirconia	1.070	1.032	.0423	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Category for Grau de conversão****Significance Level: 5 %**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-5.156	.419	<.0001	S
10 min, 24 horas	-11.569	.419	<.0001	S
60 min, 24 horas	-6.413	.419	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Ceramica****Significance Level: 5 %****Split By: Cimento****Cell: Rely-X ARC**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
feldspatica, leucita	-1.327	1.036	.0135	S
feldspatica, dissilicato litio	-.510	1.036	.3248	
feldspatica, alumina	1.999	1.036	.0004	S
feldspatica, zirconia	2.612	1.036	<.0001	S
leucita, dissilicato litio	.817	1.036	.1181	
leucita, alumina	3.326	1.036	<.0001	S
leucita, zirconia	3.940	1.036	<.0001	S
dissilicato litio, alumina	2.509	1.036	<.0001	S
dissilicato litio, zirconia	3.122	1.036	<.0001	S
alumina, zirconia	.613	1.036	.2374	

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Category for Grau de conversão****Significance Level: 5 %****Split By: Cimento****Cell: Rely-X ARC**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-3.898	.425	<.0001	S
10 min, 24 horas	-7.160	.425	<.0001	S
60 min, 24 horas	-3.262	.425	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Cimento****Significance Level: 5 %****Split By: Ceramica****Cell: feldspatica**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Rely-X ARC, Maxcem Elite	15.827	1.236	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Category for Grau de conversão****Significance Level: 5 %****Split By: Ceramica****Cell: feldspatica**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-1.610	.837	.0005	S
10 min, 24 horas	-11.020	.837	<.0001	S
60 min, 24 horas	-9.410	.837	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Cimento****Significance Level: 5 %****Split By: Ceramica****Cell: dissilicato litio**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Rely-X ARC, Maxcem Elite	14.664	2.545	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Category for Grau de conversão****Significance Level: 5 %****Split By: Ceramica****Cell: dissilicato litio**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-3.748	1.561	<.0001	S
10 min, 24 horas	-10.998	1.561	<.0001	S
60 min, 24 horas	-7.250	1.561	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Cimento****Significance Level: 5 %****Split By: Ceramica****Cell: alumina**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Rely-X ARC, Maxcem Elite	12.405	1.314	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Category for Grau de conversão****Significance Level: 5 %****Split By: Ceramica****Cell: alumina**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-7.038	.741	<.0001	S
10 min, 24 horas	-12.264	.741	<.0001	S
60 min, 24 horas	-5.226	.741	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Cimento****Significance Level: 5 %****Split By: Ceramica****Cell: zirconia**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Rely-X ARC, Maxcem Elite	13.320	1.042	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Category for Grau de conversão****Significance Level: 5 %****Split By: Ceramica****Cell: zirconia**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-7.686	.786	<.0001	S
10 min, 24 horas	-12.579	.786	<.0001	S
60 min, 24 horas	-4.894	.786	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Category for Grau de conversão****Significance Level: 5 %****Split By: Cimento, Ceramica****Cell: Rely-X ARC, feldspatica**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-3.220	1.018	<.0001	S
10 min, 24 horas	-6.647	1.018	<.0001	S
60 min, 24 horas	-3.427	1.018	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Category for Grau de conversão****Significance Level: 5 %****Split By: Cimento, Ceramica****Cell: Rely-X ARC, leucita**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-2.454	.961	<.0001	S
10 min, 24 horas	-5.432	.961	<.0001	S
60 min, 24 horas	-2.979	.961	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão**Effect: Category for Grau de conversão****Significance Level: 5 %****Split By: Cimento, Ceramica****Cell: Rely-X ARC, dissilicato litio**

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-4.093	1.381	<.0001	S
10 min, 24 horas	-6.760	1.381	<.0001	S
60 min, 24 horas	-2.667	1.381	.0010	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão
Effect: Category for Grau de conversão
Significance Level: 5 %
Split By: Cimento, Ceramica
Cell: Rely-X ARC, alumina

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-4.339	.737	<.0001	S
10 min, 24 horas	-8.014	.737	<.0001	S
60 min, 24 horas	-3.675	.737	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão
Effect: Category for Grau de conversão
Significance Level: 5 %
Split By: Cimento, Ceramica
Cell: Rely-X ARC, zirconia

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-5.384	.897	<.0001	S
10 min, 24 horas	-8.946	.897	<.0001	S
60 min, 24 horas	-3.563	.897	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão
Effect: Category for Grau de conversão
Significance Level: 5 %
Split By: Cimento, Ceramica
Cell: Maxcem Elite, feldspatica

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	0.000	1.428	•	
10 min, 24 horas	-15.392	1.428	<.0001	S
60 min, 24 horas	-15.392	1.428	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão
Effect: Category for Grau de conversão
Significance Level: 5 %
Split By: Cimento, Ceramica
Cell: Maxcem Elite, leucita

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-8.943	.902	<.0001	S
10 min, 24 horas	-16.538	.902	<.0001	S
60 min, 24 horas	-7.595	.902	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão
Effect: Category for Grau de conversão
Significance Level: 5 %
Split By: Cimento, Ceramica
Cell: Maxcem Elite, dissilicato litio

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-3.404	2.963	.0273	S
10 min, 24 horas	-15.236	2.963	<.0001	S
60 min, 24 horas	-11.832	2.963	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão
Effect: Category for Grau de conversão
Significance Level: 5 %
Split By: Cimento, Ceramica
Cell: Maxcem Elite, alumina

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-9.737	1.365	<.0001	S
10 min, 24 horas	-16.515	1.365	<.0001	S
60 min, 24 horas	-6.778	1.365	<.0001	S

Fisher's PLSD for Grau de conversão
Effect: Category for Grau de conversão
Significance Level: 5 %
Split By: Cimento, Ceramica
Cell: Maxcem Elite, zirconia

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
10 min, 60 min	-9.987	1.380	<.0001	S
10 min, 24 horas	-16.212	1.380	<.0001	S
60 min, 24 horas	-6.225	1.380	<.0001	S

