UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

MARCOS DANIEL SEPTÍMIO LANZA

**Avaliação da influência do tipo de cerâmica e protocolo de ativação
no grau de conversão de cimentos resinosos por meio da
espectroscopia Raman.**

BAURU
2012

MARCOS DANIEL SEPTÍMIO LANZA

**Avaliação da influência do tipo de cerâmica e protocolo de ativação
no grau de conversão de cimentos resinosos por meio da
espectroscopia Raman.**

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

Versão Corrigida

BAURU
2012

Lanza, Marcos Daniel Septímio
L297a   Avaliação da influência do tipo de cerâmica e
portocolo de polimerização no grau de conversão de
cimentos resinosos por meio da espectroscopia
Raman/Marcos Daniel Septímio Lanza. – Bauru,
2012. 137p. : il. ; cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

Nota: A versão original desta tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

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

Assinatura:

Data:

Comitê de Ética da FOB-USP
Protocolo nº: 150/2010
Data: 28/02/2011

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à todos meus familiares;

Ao meu querido pai, amigo, meu espelho de caráter e profissionalismo, que sempre está do meu lado apoiando, ajudando e ensinando. Grande parte do que sou, é devido ao inimaginável esforço que fez durante todos esses anos de minha vida;

À minha querida e grandiosa mãe Vera que, com muita determinação, coragem, carinho e principalmente, amor, me ajudou a chegar até aqui;

À minha amada e companheira Flávia. Não sei como agradecer!! Grande parte deste trabalho pertence à você, pois apesar da distância e dos sacrifícios encontrados nesses anos, nunca desanimou, me dando coragem e força para alcançar os objetivos;

Às minhas irmãs e ao meu cunhado que sempre me apoiaram, cuidaram e zelaram por mim. Aos meus lindos e amados sobrinhos que enchem nossas vidas de alegria.

AMO TODOS VOCÊS!!!

AGRADECIMENTOS

A DEUS e a NOSSA SENHORA APARECIDA, por ter acompanhado mais essa caminhada de aprendizado e amadurecimento, me dando força, saúde e sabedoria nos vários momentos de dificuldade. Obrigado!!

Agradeço em especial o meu querido amigo, mestre e orientador Prof. Dr. LUIZ FERNANDO PEGORARO, pelos momentos descontraídos, pelos ensinamentos ao longo da minha trajetória e pela confiança depositada, a qual tornou possível a realização desse trabalho. Tenho um enorme carinho e admiração pelo senhor. Agradeço também sua esposa Leila pelo carinho e atenção.

Agradeço em especial ao meu “guru”, companheiro e querido amigo Prof. Dr. RICARDO MARINS DE CARVALHO, pela receptividade, pelos ensinamentos e momentos em que pude desfrutar ao seu lado, dentro e fora dos limites escolares. A sua contribuição foi de extrema importância para realização desse trabalho. Agradeço à sua esposa Adriana pela amizade e carinho. Muito obrigado a vocês dois!!!

Ao meu caro colega MARCELLO ANDREETA, de São Carlos pelo apoio e confiança. Sem a sua determinação e disponibilidade, esse trabalho não poderia ser conduzido. Obrigado pela companhia nas longas horas dispensadas durante a leitura no Raman onde, pude não só aprender, mas também conhecer uma pessoa íntegra, inteligente e amiga. Muito Obrigado mesmo!!!

Agradeço enormemente ao velho mais lindo e simpático de Bauru, seu Amadeu (Amadeu's Bar). Depois de 30 anos, retornei a essa cidade e tive o prazer de desfrutar de um convívio sincero e familiar com ele e toda sua família, em especial a dona Idalina e o Paulo. Muito obrigado de coração por vocês terem me “adotado” aqui e terem confiado em mim.

Ao meu tio LINCOLN, pela amizade, carinho e companheirismo em todos momentos, sempre sendo uma referência de profissionalismo.

Ao Prof. Dr. ACÁCIO LINS DO VALLE e, ao Prof. Dr. GERSON BONFANTE pelo carinho e atenção sempre que precisei.

Ao Prof. Dr. PEDRO CÉSAR GARCIA DE OLIVEIRA, pela amizade e carinho depositado a mim em todos os momentos que encontrávamos, sempre com sua torcida.

Ao Prof. Dr. HEITOR MARQUES HONÓRIO, pela orientação e paciência durante a análise estatística deste estudo.

Ao Prof. Dr. ANTÔNIO CARLOS HERNANDES, do Instituto de Física, da Universidade de São Paulo – São Carlos, pela credibilidade e por ter aceitado a realização desse trabalho.

À FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU-USP, na pessoa do seu diretor Prof. Dr. José Carlos Pereira.

À PÓS-GRADUAÇÃO, representada pelo Prof. Dr Paulo César Conti.

Aos todos outros PROFESSORES DOUTORES DO DEPARTAMENTO DE PRÓTESE: Ana Lúcia, Carlos dos Reis Pereira de Araújo, José Henrique Rubo, Lucimar Falavinha Vieira, Karin Hermana Neppelenbroek, Milton Carlos Gonçalves Salvador (*in memorian*), Paulo César Rodrigues Conti, Paulo Martins Ferreira, Renato de Freitas, Simone Soares, Vinícius Carvalho Porto, Wellington Cardoso Bonachela, pelos conhecimentos transmitidos e carinho.

Aos meus COLEGAS DO DOUTORADO, Vinícius, Marcela, Marcelo, Paulo, Bruno, Priscila, Fábio, que apesar do pequeno convívio estivemos sempre unidos nesses anos, torcendo uns pelos outros.

Aos DOUTORANDOS da turma nova, Lívias, Hugo, Vitor, Luiz, Max, Carol, Fernanda e em especial a LUANA, pelo convívio amigo e profissional de trocas de experiências e aprendizado.

À todos COLEGAS DO MESTRADO pelas trocas de conhecimentos.

Aos amigos Thiago Pegoraro e Estevam Bonfante pela ajuda, torcida e pelo carinho nos momentos de folga.

Aos FUNCIONÁRIOS DO DEPARTAMENTO DE PRÓTESE, Déborah, Cláudia, Marcelo, Riva, Val, pela colaboração e disponibilidade sempre.

Às FUNCIONÁRIAS DA CLÍNICA DE REABILITAÇÃO ORAL Cleusa e Hebe.

Aos FUNCIONÁRIOS DO CENTRO INTEGRADO DE PESQUISA (CIP) Renato, Marcelo, Márcia e Neusa, muito obrigado pela disposição em me auxiliar nos momentos mais importantes desta pesquisa.

À técnica em prótese dentária MÁRCIA, do laboratório Porta Lupi, pela confiança e determinação na confecção das coroas.

Ao ROMANINI por ter aberto seu laboratório para confecção das infraestruturas e ao seu técnico em prótese dentária FLÁVIO, pela disponibilidade.

A CAPES e a FAPESP, pelo apoio financeiro que tornou possível a concretização deste trabalho.

Aos membros constituintes da banca examinadora por aceitarem o convite de participar da defesa deste trabalho.

A todos os professores da Faculdade de Odontologia da UFMG e da PUC-Minas, que sempre me apoiaram e ajudaram nessa caminhada.

Agradeço à todos que não foram aqui citados mas, com toda certeza, sei o que cada um, de forma direta ou indireta, me apoiaram e incentivaram para meu crescimento profissional e intelectual.

AGRADEÇO A TODOS VOCÊS!!!

---

*“O mundo está nas mãos daqueles que
têm a coragem de sonhar e de correr o
risco de viver seus sonhos.”*

Paulo Coelho

RESUMO

É crescente a aplicação dos cimentos à base de resina em próteses em cerâmica por exibirem propriedades estéticas e biomecânicas superiores aos cimentos convencionais. O presente estudo teve por objetivo avaliar o grau de conversão (GC) de quatro cimentos resinosos, sendo um com modo de polimerização físico (Choice™ 2/Bisco Inc), 2 com modo de polimerização dual (Duolink™/ Bisco Inc; VariolinkII®/Ivoclar-Vivadent) e um cimento com modo de polimerização químico (C&B™/Bisco Inc), empregados na cimentação de coroas confeccionadas em cerâmica. Foram utilizados 42 pré-molares humanos que foram preparados para receber coroas totais confeccionadas com 2 sistemas cerâmicos: cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.MaxPress/Ivoclar-Vivadent®) e cerâmica de óxido de Zircônia estabilizada por Ítrio (IPS e.maxZirCAD/Ivoclar-Vivadent®) para confecção dos copings, tendo uma cerâmica a base de fluorapatita como cobertura (IPS e.maxZirPresss/Ivoclar-Vivadent). Para a cimentação os dentes/coroas/cimento foram subdivididos aleatoriamente e, a foto ativação dos cimentos dual e físico, foi realizada com dois protocolos: foto-ativação nas faces vestibular, oclusal e lingual, com o tempo de exposição de 20s sequencialmente e foto-ativação somente por oclusal pelo tempo de 60s. O cimento químico foi mantido sem aturimento por 15 minutos. Após a cimentação, os espécimes foram armazenados em água deionizada em estufa com temperatura de $\pm 36^{\circ}\text{C}$ e seccionados transversalmente após 7 dias em 3 regiões: cervical, no centro da coroa e 2mm aquém da face oclusal. O grau de conversão foi determinado pela técnica da espectroscopia Micro-Raman ao longo da linha de cimento nas face vestibular, mesial, lingual e distal. Os resultados foram submetidos a uma análise estatística ANOVA os quais mostraram que o GC dos cimentos com ativação em três faces sequencialmente depende da interação entre o tipo da cerâmica e da marca comercial do cimento; o GC sob a cerâmica de dissilicato de lítio é maior do que sob as cerâmicas de zircônia; em relação as faces e terços, o GC mostrou ser material dependente. Conclui-se que, o protocolo de ativação e a composição da cerâmica tem influência no GC dos cimentos analisados.

Palavras chaves: cimento resinoso; polimerização dual; grau de conversão, cerâmica

---

ABSTRACT

Evaluation of the ceramic type and curing protocol on the degree conversion of resin cements used to lute full ceramic crowns by Raman spectroscopy

There is a growing application of resin-based cements in ceramic prostheses for displaying aesthetic and biomechanical properties superior to conventional cements. The present study aimed to evaluate the degree conversion (DC) of four resin cements, one with physical curing mode (Choice™ 2/Bisco Inc), two dual-curing mode (Duolink™ / Bisco Inc; VariolinkII® / Ivoclar-Vivadent) and one chemical curing mode (C&B™ / Bisco Inc) employed in the cementation of crowns made of ceramic. We used 42 human premolars were prepared to receive full crowns made with two ceramic systems: lithium disilicate ceramic (IPS eMaxPress/Ivoclar-Vivadent®) and Yttrium oxide stabilized zirconia (IPS e.maxZirCAD / Ivoclar - Vivadent®) for the fabrication of copings, with a ceramic veneer as fluorapatite based (IPS e.maxZirPresss / Ivoclar-Vivadent). For cementation, teeth/crowns/cement were randomly divided, and the photo activation of dual cements and physical, was performed with two protocols: photo-activation in the buccal, occlusal and lingual, with an exposure time of 20s in each face and photo-activation only by occlusal for 60s. The cement chemical was maintained for 15 minutes without stunning. After cementation, specimens were stored in deionized water in an oven at a temperature of 37°C and sectioned after 7 days in three regions : cervical, in the center of the crown and 2 mm below the occlusal surface. The degree of conversion was determined along the cement line in the buccal, mesial, lingual and distal by micro-Raman spectroscopy. The results were submitted to statistic analysis by ANOVA which showed that the DC of cements with activation in three sequentially faces depends on the relationship by ceramic composition and cement trademark; the DC under lithium dissilicate ceramic is greater than in the zirconia; regarding the faces and thirds, DC proved to be material dependent. In conclusion, curing protocol and ceramic composition has a influence on DC of the cements analyzed.

Keywords: resin cement, dual-cure, degree conversion, ceramics

---

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura1– Estrutura química:

(a) bis-GMA	36
(b)TEGDMA.....	36
(c)UDMA.....	37

Figura 2 - Preparo para coroa total cerâmica 63

Figura 3 - Troquel.....64

Figura 4 - (a) Coroa confeccionada em IPSe.maxPress; (b)Coroa
confeccionadas em IPSe.maxZirCAD/IPSe.maxZirPress.....65

Figura 5- Avaliação da adaptação da coroa por meio de uma película
de silicone 66

Figura 6- Avaliação do desajuste com sonda exploradora.....66

Figura 7 - Espécimes entre os dois dentes naturais.....70

Figura 8 – Dente fixado na placa de alumínio 72

Figura 9-(a) Cortes transversais na coroa; (b) discos obtidos; 72

Figura 10 – Aparelho Raman 73

Figura 11 – (a) disco posicionado no microscópio; (b) localização da
linha do cimento; (c) Esquema de leituras 75

Figura 12 - Cimento não polimerizado.....75

- GRÁFICOS

Gráfico 1 - Intensidade relativa dos picos alifático e aromático.....	45
Gráfico 2 - Médias e desvio padrão após análise estatística à três critérios.....	82
Gráfico 3 - Médias e desvio padrão após análise à dois critérios do grupo de cimento com protocolo 1x60 e cimento químico.....	83
Gráfico 4 - Médias e desvio padrão após análise à dois critérios do grupo de cimento com protocolo 3x20 e cimento químico.....	85
Gráfico 5 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento VL(1x60) e a cerâmica DSLT	86
Gráfico 6 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento VL(3x20) e a cerâmica DSLT	87
Gráfico 7 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento DL(1x60) e a cerâmica DSLT	88
Gráfico 8 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento DL(3x20) e a cerâmica DSLT	89
Gráfico 9 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento CH(1x60) e a cerâmica DSLT	90
Gráfico 10 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento CH(3x20) e a cerâmica DSLT	91
Gráfico 11 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento C&B e a cerâmica DSLT	92
Gráfico 12 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento VL(1x60) e a cerâmica ZR	93

Gráfico 13 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento VL(3x20) e a cerâmica ZR	94
Gráfico 14 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento DL(1x60) e a cerâmica ZR	95
Gráfico 15 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento DL(3x20) e a cerâmica ZR	96
Gráfico 16 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento CH(1x60) e a cerâmica ZR	97
Gráfico 17 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento CH(3x20) e a cerâmica ZR	98
Gráfico 18 - Médias e desvio padrão dos resultados obtidos com o cimento C&B e a cerâmica ZR	99
Gráfico 19 – Médias do GC dos cimentos dual e físico das pastilhas e condições experimentais	101
Gráfico 20 - Médias do GC do cimento químico das pastilhas e condições experimentais	101

- TABELAS

Tabela 1 - Composição química dos cimentos e adesivos utilizados no estudo	67
Tabela 2 – Médias (em%) e desvio padrão do GC após análise estatística à três critérios dos grupos analisados	81
Tabela 3 - Valores de “p” nas comparações múltiplas (Tukey) para as diferentes condições analisadas.....	81
Tabela 4 - Médias (em%) e desvio padrão do GC após análise à dois critérios do grupo de cimento com protocolo 1x60 e cimento químico.....	83
Tabela 5 – Médias (em%) e desvio padrão do GC após análise à dois critérios do grupo de cimento com protocolo 3x20 e cimento químico	84
Tabela 6 - Médias (em%) e desvio padrão do GC do cimento VL (1x60 e 3x20) para cerâmica DSLT nas faces e terços.....	86
Tabela 7 - Médias (em%) e desvio padrão do GC do cimento DL (1x60 e 3x20) para cerâmica DSLT nas faces e terços.....	88
Tabela 8 - Médias (em%) e desvio padrão do GC do cimento CH (1x60 e 3x20) para cerâmica DSLT nas faces e terços.....	90
Tabela 9 - Médias (em%) e desvio padrão do GC do cimento C&B para cerâmica DSLT nas faces e terços.....	92

Tabela 10 - Médias (em%) e desvio padrão do GC do cimento VL (1x60 e 3x20) para cerâmica ZR nas faces e terços	93
Tabela 11 - Médias (em%) e desvio padrão do GC do cimento DL (1x60 e 3x20) para cerâmica ZR nas faces e terços.....	95
Tabela 12 - Médias (em%) e desvio padrão do GC do cimento CH (1x60 e 3x20) para cerâmica ZR nas faces e terços.....	97
Tabela 13 - Médias (em%) e desvio padrão do GC do cimento C&B para cerâmica ZR nas faces e terços.....	99
Tabela 14 - Médias (em%) e desvio padrão do GC dos cimento para cada condição.....	100

LISTA DE ABREVIATURA, SIGLAS E SÍMBOLOS

°C	.....	graus Celsius
%	.....	porcentagem
<	.....	menor
>	.....	maior
=	.....	igual
®	.....	marca registrada
α	.....	alfa
n°	.....	número
n	.....	número de espécimes
p	.....	nível de significância
ml	.....	mililitros
s	.....	segundos
mm	.....	milímetro
cm	.....	centímetro
μm	.....	micrometro
nm	.....	nanometros
Al_2O_3	.....	óxido de alumínio
ANOVA	.....	análise de variância
BisGMA	.....	bisfenol A-metacrilato de glicidila
BPDM	.....	bisfenil dimetacrilato
C	.....	cervical
C-C	.....	ligação simples de carbono
C=C	.....	ligação dupla de carbono
C=O	.....	ligação dupla entre carbono e oxigênio
CAD/CAM	.....	computer aid design/ computer aid manufacture
CH	.....	cimento Choice 2
CQ	.....	canforoquinona
CQ*	.....	excitação triplete da canforoquinona
D	.....	distal
DL	.....	cimento Duolink

DMAEMA.....	metacrilato de dimetilaminoetilo
DSL ^T	dissilicato de lítio
FTIR	fourrier transformed infra-red spectroscopy
GC	grau de conversão
IR.....	infra-red
J/cm ²	jaule por centímetro quadrado
L	lingual
LED	light-emitting diode
LT	low translucency
Ltda.	limitada
M	mesial
MD.....	médio
MgAl ₂ O ₄	espinélio aluminato de magnésio
mW	miliwatts
mW/cm ²	miliWatts por centímetro quadrado
O	oclusal
O ₂	oxigênio
OH.....	grupo hidroxila
P _{mt}	taxa de polimerização máxima
PPF	prótese parcial fixa
P _s	estresse de polimerização
SiO ₂	óxido de silício
TEGDMA.....	trietilenoglicol dimetacrilato
UDMA.....	uretano dimetacrilato
V	vestibular
VL.....	cimento Variolink II
ZR	zircônia
ZrO ₂	dióxido de zircônio

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	23
2.1	CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS.....	25
2.1.1	Histórico.....	25
2.1.2	Classificação e Composição das Cerâmicas Odontológicas.....	28
2.1.3	Translucidez das Cerâmicas	32
2.2	CIMENTOS RESINOSOS	35
2.2.1	Composição.....	35
2.2.2	Mecanismo de Polimerização e Classificação.....	38
2.2.3	Grau de Conversão dos Cimentos Resinosos.....	43
2.2.4	Fatores que Influenciam a polimerização dos Cimentos Resinosos.....	49
3	PROPOSIÇÃO	57
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	61
4.1	PREPARO DOS CORPOS DE PROVA	63
4.2	MOLDAGEM E OBTENÇÃO DOS TROQUÊIS.....	64
4.3	CONFECÇÃO E ADAPTAÇÃO DAS COROAS	64
4.4	FORMAÇÃO DOS GRUPOS E CIMENTAÇÃO DAS COROAS	66
4.5	OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES PARA ANÁLISE NO micro-RAMAN	71
4.6	ANÁLISE DO GRAU DE CONVERSÃO (GC)	73
4.6.1	Determinação do GC.....	75
4.7	OBTENÇÃO DAS PASTILHAS DO GRUPO CONTROLE	76
4.8	TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS	77
5	RESULTADOS.....	79
5.1	ANÁLISE ESTATÍSTICA ANOVA 3 CRITÉRIOS: cimentos dual e físico /protocolos de ativação/cerâmicas	81
5.2	ANÁLISE ESTATÍSTICA ANOVA 2 CRITÉRIOS: cimentos/cerâmicas.....	83
5.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA ANOVA 2 CRITÉRIOS: faces/terços	85
5.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA ANOVA A 1 CRITÉRIO: pastilha/condições experimentais.....	100
6	DISCUSSÃO	103
7	CONCLUSÕES	113
	REFERÊNCIAS.....	117

---

1 Introdução

---

1 INTRODUÇÃO

A crescente busca por padrões estéticos na Odontologia tem resultado no aumento significativo do emprego de materiais restauradores que se assemelhem aos dentes naturais. Nesse contexto, as restaurações totalmente em cerâmica ou livres de metal vêm se popularizando pela sua excelente estética, estabilidade de cor, resistência à abrasão e compatibilidade biológica (Craig & Powers, 2004; Lee et al., 2008).

Para se obter trabalhos com prognósticos favoráveis em longo prazo, é necessário que haja um bom mecanismo de adesão molecular entre o cimento e as superfícies dentária e cerâmica, inclusive para preservar a resistência desses materiais (Arrais et al., 2008; May, 2010). Os mecanismos de união para as restaurações cerâmicas são reportados como químico, mecânico (fricção) e micromecânico (hibridização dos tecidos dentais), sendo necessária a combinação de dois ou três mecanismos para se conseguir a adesão, dependendo da natureza do cimento e do substrato (Pegoraro, et al. 2007). Entretanto, uma adesão ideal e confiável ainda é um desafio apesar da melhoria no conhecimento técnico-científico dos materiais (Tay et al., 2002; Carvalho et al., 2012).

A função principal do cimento é preencher o espaço vazio existente entre o dente preparado e a restauração para se evitar o deslocamento das restaurações durante a função (Rosentiel et al., 1998; Hill & Lott, 2011). Como o cimento pode ter influência na resistência à fratura de coroas cerâmicas (Al-Makraman et al. 2008; Al-Wahadni et al. 2009), é importante que suas indicações sejam determinadas de acordo com a composição da cerâmica, propriedades físico/química do cimento e capacidade de retenção/resistência do preparo (Santos Jr et al., 2009).

Vários tipos de cimentos com diferentes propriedades estão disponíveis no mercado odontológico e podem ser divididos basicamente em cimentos à base de água e cimentos à base de resinas polimerizáveis (Edelhoff & Özcan 2007; Pegoraro et al., 2007; Manso et al., 2011).

Os cimentos à base de resina se dividem de acordo com seu modo de ativação e são classificados em: de ativação química, física (fotoativado) e de ativação dual (Jivraj et al., 2006). Os compostos resinosos de dupla ativação foram desenvolvidos na tentativa de combinar as propriedades desejáveis do rápido endurecimento proporcionado pela fotoativação com a segurança da polimerização química nas áreas distantes da fonte de luz (Ozyesil et al., 2004), embora somente a parte química do cimento dual não seja capaz de causar uma polimerização substancial do cimento (Arrais et al., 2009; Kilinc et al., 2011; Moraes et al., 2011; Oliveira et al., 2012), devido à composição inerente a cada material.

A utilização de cimentos à base de resina para cimentação de restaurações cerâmicas está bastante difundida por impedir parcialmente a difusão e propagação de trincas nas superfícies internas de alguns tipos de cerâmicas. Esses cimentos, além de apresentar menor solubilidade, possuem propriedades físicas, mecânicas e estéticas superiores aos cimentos convencionais e pela efetiva ligação obtida na interface restauração/cimento/dentina (Groten & Probst, 1997; Fleming et al., 2006; Santos Jr et al., 2009; Addison et al., 2010; Isgró et al., 2010; Giráldez et al., 2011; Hill & Lott, 2011; Vargas et al., 2011).

Para que os cimentos resinosos apresentem propriedades físicas ideais, uma adequada intensidade de luz deve ser capaz de gerar energia suficiente para ativar e promover um adequado grau de conversão (GC) (Oberlander et al., 1999; Jung, 2001; Mese et al., 2008; Shimura, et al., 2005), pois a minoração da radiação atua de forma negativa no processo de cura desses cimentos, diminuindo suas propriedades mecânicas e biológicas (Papazoglou et al., 2006; Koch et al., 2007; Valentino et al., 2010; Pick et al., 2010; Noronha Filho et al., 2010; Cekic-Nagas & Ergun, 2011).

A diminuição da intensidade de luz pode ser causada pela absorção e dispersão da luz no interior da massa de cimento devido à sua composição química, tamanho das partículas, espessura e coloração; composição e cor das restaurações; distância da luz fotopolimerizadora, tempo e intensidade de potência (Fan et al., 2002; Braga et al., 2002; Obici et al., 2004; Santos et al., 2007; Arrais et al., 2008; Reges et al., 2009; Acquaviva et al., 2009; Lim et al., 2010; Pereira et al., 2010; Hadis et al., 2011; Cerutti et al., 2011). Por isso os fabricantes recomendam proceder a fotoativação não apenas pela superfície oclusal, mas também pela

---

vestibular e lingual, pois os procedimentos de ativação ideal dos compósitos ainda não estão estabelecidos (Bueno et al., 2011; D'Alpino et al., 2011).

As cerâmicas odontológicas são consideradas materiais opticamente heterogêneos (Peixoto et al, 2007), apresentando diferentes graus de translucidez que podem ser alterados por algumas características como espessura, estrutura cristalina, porosidades entre as camadas, possível mudança na constituição da infraestrutura e reflexo da interface entre a infraestrutura e a cerâmica de cobertura (Herffernan, 2002a, 2002b). Essas características podem influenciar a transmitância da luz e consequente minoração da radiação (Borges et al., 2008). Tem sido observado que a conversão dos monômeros nos cimentos resinosos é influenciada quando são ativados sob restaurações cerâmicas (Ilie & Hickel, 2008; Noronha Filho et al., 2010; Bueno et al., 2011).

Entre outros fatores que podem influenciar e/ou modular o GC de um compósito estão aqueles relacionados com a densidade de potência, comprimento de onda e tempo de exposição da fonte luminosa (Spinell, et al., 2009). Especula-se que quando uma maior densidade de energia é aplicada sobre o material resinoso, maior será o seu GC (Rasetto et al., 2001; Dewaele et al., 2009; Puppin-Rontani et al., 2012) e quanto mais espessa for a restauração, maior o tempo e/ou a densidade de potência serão necessários para uma correta polimerização do cimento (Blackman, et al., 1990, Zhang & Wang, 2011).

Dentre os métodos utilizados para avaliação do GC dos compostos resinosos tem-se os testes de microdureza, espectroscopia em infravermelho e espectroscopia Raman. O emprego de testes de dureza, como mensuração indireta do GC de compósitos, deve levar em consideração as diferentes composições químicas das marcas avaliadas, tendo em vista que as mesmas influenciam a densidade de ligações cruzadas formadas durante a polimerização e, consequentemente, as propriedades mecânicas do material (Ferracane, 1985). Não existe um valor de dureza capaz de prever o real GC de um compósito (Braga et al., 2002). Os testes de espectroscopia são os métodos mais indicados para essa finalidade por permitirem mensurações detalhadas dos grupos metacrilatos não-reativos (Acquaviva, 2009), sendo que a espectroscopia Raman é um teste com mais sensibilidade para avaliar o GC, pois permite realizar medições em escalas de

---

microns ou mais (Cerutti et al., 2011). Esta avaliação é realizada comparando a intensidade relativa da banda aromática em relação à banda alifática que se altera com a polimerização e indica o grau de conversão (DeWald & Ferracane, 1987; Pianelli, et al., 1999).

Diante da grande variedade de cerâmicas e de cimentos resinosos, é expressiva a quantidade de trabalhos científicos disponíveis, na literatura, os quais avaliaram o GC de cimentos em restaurações cerâmicas por meio de métodos diretos e indiretos. Entretanto, existe carência de dados sobre o GC de cimentos resinosos utilizados na cimentação de coroas em condições semelhantes às encontradas clinicamente. Trabalhos dessa natureza são importantes, pois as camadas de cimento nas paredes de um preparo não são cobertas, em sua totalidade, por uma espessura uniforme de cerâmica. A conversão do cimento pode ser influenciada pelo coeficiente de transmissão e dissipação da luz devido à espessura da restauração, composição do cimento e estruturas dentais circundantes, variação na espessura da linha de cimento, presença de bolhas, umidade, acesso à radiação e localização (Ceballos et al., 2007; Lohbauer et al., 2010).

Dessa forma, este estudo objetivou avaliar a influência no GC de cimentos resinosos em função da composição da cerâmica empregada na confecção de coroas totais e de diferentes protocolos de ativação. Para isso, o GC foi aferido na linha de cimentação na totalidade das faces e terços, por meio da espectroscopia Raman.

2 Revisão de Literatura

---

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Cerâmicas odontológicas

2.1.1 Histórico:

Nos dias atuais existem diversos tipos de cerâmicas que podem ser utilizadas na confecção de restaurações unitárias e/ou próteses parciais fixas (PPF). As restaurações metalocerâmicas ainda são denominadas como "*padrão ouro*" devido ao seu melhor desempenho clínico. As estimativas de sobrevivência para PPF metalocerâmicas estão em torno de 95-97%, ao longo de seis anos ou mais (Makarouna et al, 2011; Anusavice, 2012), sendo 85% na região anterior e 63.6% na região posterior, após um acompanhamento de 20 anos (De Backer et al., 2006). Todavia, quando comparadas aos dentes naturais adjacentes, a translucidez e a aparência da cerâmica são, em geral, mais opacas. Essa opacidade é inerente à presença da infraestrutura e está relacionada com uma insuficiente redução do preparo dental, tendo como resultado uma espessura fina de cerâmica de cobertura, impedindo o mascaramento do metal e gerando uma aparência não natural (Antonson & Anusavice, 2001; Pjetursson et al, 2007). Outra desvantagem é a incapacidade da passagem da luz através da cerâmica, tornando-a com uma aparência não cromática (Li et al, 2009).

Diante desses inconvenientes, pesquisadores têm tentado desenvolver materiais cerâmicos que possam ser empregados na confecção de elementos unitários ou PPF sem a necessidade da infraestrutura metálica, gerando restaurações com melhores resultados estéticos e com resistência aceitável. Essas restaurações são conhecidas como totalmente cerâmicas, ceramo-cerâmica ou restaurações "*metal free*". Esses materiais são reconhecidos por apresentarem características estéticas semelhantes às do esmalte dental e capazes de reproduzirem perfeitamente o dente natural em suas cores e texturas (Freedman, 1998). O uso rotineiro das restaurações em cerâmica pura é um acontecimento recente, e sua utilização promoveu uma nova modalidade no tratamento restaurador.

A palavra cerâmica é originária da palavra grega *keramos*, que significa argila. Dados encontrados há quase 13 mil anos mostram evidências desses materiais em escavações realizadas no Vale do Nilo (Egito). Desde o século X, a China já dominava a tecnologia da arte em cerâmica, a qual apresentava estrutura interna firme e cor esbranquiçada, chegando à Europa apenas no século XVII, onde ficou conhecida como “louças de mesa”. A partir de então, muito esforço por parte dos europeus foi dispensado a fim de copiar a composição da cerâmica chinesa. Entretanto, somente em 1717 é que se descobriu o segredo dos chineses que confeccionavam a cerâmica a partir de três componentes básicos: caulim (argila chinesa), sílica (quartzo) e feldspato (mistura de silicatos de alumínio, potássio e sódio) (Della Bona et al, 2004).

Em 1774, o francês Alexis Duchateau, insatisfeito com sua prótese total confeccionada com dentes de marfim, decidiu trocá-la por novas próteses com dentes de cerâmica por verificar sua durabilidade, resistência ao manchamento e menor abrasão. Dessa forma, com o auxílio de Nicholas Dubois de Chemant, as cerâmicas foram introduzidas na Odontologia (Kelly et al, 1996).

As cerâmicas odontológicas são constituídas, principalmente, por estruturas altamente cristalinas com propriedades químicas, físicas e mecânicas que as distinguem dos outros materiais, com a presença de um ou mais elementos metálicos ou não-metálicos. Muitas cerâmicas odontológicas contêm uma fase cristalina e uma fase vítrea baseada na estrutura de sílica (McLean JW, 1979).

Em 1903, Land descreveu uma técnica para confecção de próteses unitárias, utilizando uma matriz de folha de platina e cerâmica feldspática de alta temperatura e fusão. Essas próteses apresentavam excelente estética, mas sua baixa resistência à flexão e à tração resultaram em alto índice de fracassos (Rosemblum & Schulman, 1997; Anusavice, 2005).

Na década de 60, McLean e Hughes foram os pioneiros ao adicionarem óxido de alumínio nas cerâmicas feldspáticas com a incorporação de 40% em peso de alumina à fase vítrea, resultando no dobro da resistência à flexão quando comparadas às cerâmicas feldspáticas convencionais. Todavia as deficiências clínicas desse material, tais como fragilidade, propagação de trinca e baixa

---

resistência à tração interromperam seu uso (Sjögren et al 1999; Guess et al, 2011). Mais tarde, na década de 80, foi desenvolvido um sistema de cerâmica pura obtida por meio da cristalização vítrea controlada (sistema Dicor). Esse vidro era fundido e injetado em um molde refratário, com subsequente cristalização para formar o vidro ceramizado (Adair & Grossman, 1984). Nessa mesma época, surgiu outro tipo de cerâmica modificada, a infiltrada de vidro, a qual era utilizada como material de infraestrutura à base de óxido de alumínio (Al_2O_3), desenvolvida pelo francês Sadoun (Hwang & Yang, 2001).

No início da década de 90, foi desenvolvido um sistema cerâmico (IPS Empress / Ivoclar) composto de uma cerâmica vítrea, reforçada por aproximadamente 34%vol de leucita (Anusavice, 2005; Guess et al, 2010), sendo indicado para *inlays/onlays*, facetas e coroas unitárias. Entretanto, essa cerâmica era contraindicada para PPF. Diante disso, no final dessa mesma década, foi desenvolvido um vidro ceramizado fundido e prensado, mais resistente à fratura e com aproximadamente 70%vol de cristais de dissilicato de lítio (IPS Empress 2). Com isso, sua indicação pôde se estender para a confecção de PPFs anteriores e posteriores até pré-molares (Heintze et al, 2008). Recentemente, foi lançada a segunda geração das cerâmicas de dissilicato de lítio (IPSe.max/Ivoclar), com cristais menores e mais homogêneos, melhorando suas propriedades como tenacidade à fratura e resistência à flexão, o que possibilitou a confecção de PPFs monolíticas posteriores (Kern et al., 2012). Outra vantagem desse sistema foi a introdução do processamento computadorizado (CAD/CAM) para a confecção de PPF (Conrad et al, 2007; Guess et al, 2010).

Diante dessa evolução, no fim do século XX, vários sistemas cerâmicos mais resistentes foram desenvolvidos, sempre com o intuito de melhorar as propriedades Físicas e Mecânicas do material, a fim de proporcionar a confecção de trabalhos em cerâmicas livres de metal e com maiores possibilidades de indicações. Como exemplo, podem ser citadas as cerâmicas compostas por óxido de zircônia estabilizada por ítrio, a qual foram introduzidas na odontologia após extensivos relatos de sucesso em longo prazo na área de ortopedia (Vagkopoulou et al., 2009; Silva et al, 2010). Por apresentar excelentes propriedades mecânica, cor branca e biocompatibilidade, está sendo largamente avaliada como uma alternativa para a confecção de infraestrutura de coroas totais cerâmicas unitárias e PPF

(Bachhav & Aras, 2011).

2.1.2 Classificação e Composição das Cerâmicas Odontológicas:

Existem várias propostas de classificação dos sistemas cerâmicos descritas na literatura, principalmente envolvendo a composição e possíveis técnicas de confecção. Em níveis microestruturais, há dois conceitos que ajudam a classificar as cerâmicas dentais a partir de sua composição. A primeira é que existe apenas três classes básicas de cerâmicas: (1) cerâmicas predominantemente vítreas; (2) cerâmicas vítreas reforçadas por partículas e (3) cerâmicas policristalinas. A segunda classificação refere-se ao fato de que, virtualmente, qualquer cerâmica pode ser considerada como um compósito, ou seja, composição de duas ou mais entidades distintas (Kelly & Benetti, 2011). Por definição, um material compósito é o resultado da interação intermolecular entre dois ou mais componentes, cujas propriedades, após essa interação, devem ser superiores às de seus componentes isoladamente (Santere, et al., 2001).

Pode-se dizer que as cerâmicas odontológicas com alto padrão estético são predominantemente vítreas, conhecidas também como porcelanas dentais (cerâmica branca vitrificada e translúcida), utilizadas como cobertura de infraestruturas, porém, com baixas propriedades mecânicas. A busca de um material mais resistente para infraestruturas envolveu um aumento do conteúdo cristalino resultando, dessa forma, em cerâmicas com propriedades mecânicas melhores, mas com reduzido potencial estético.

-Cerâmicas vítreas:

Essas cerâmicas são as que melhor imitam as propriedades ópticas do esmalte e da dentina. Como os vidros estão dispostos em uma cadeia de átomos 3-D, sem possuir um padrão regular no espaço, sua estrutura é considerada amorfa. As cerâmicas vítreas derivam principalmente de um grupo de minerais extraídos chamado feldspato e são agregados em sílica (SiO_2) e/ou alumina (Al_2O_3) (Kelly & Benetti, 2011). Como comentado anteriormente, são utilizadas principalmente na confecção de *inlays*, *onlays*, facetas laminadas, bem como material estético de

---

cobertura sobre infraestruturas metálicas e *copings* cerâmicos, em função da sua excelente capacidade de mimetizar o esmalte e a dentina (Kelly, 2004).

- Cerâmicas vítreas reforçadas por partículas:

As partículas de carga (leucita, cristais de dissilicato de lítio, espinélio aluminato de magnésio $MgAl_2O_4$; alumina; 70% de alumina + 30% zircônio) são adicionadas à base da composição para melhorar as propriedades mecânicas como resistência, melhorar o coeficiente de expansão térmica e contração e para controlar os efeitos ópticos como cor, opalescência e opacidade (Kelly, 2008). Essas cargas são normalmente cristalinas, mas também podem ser partículas de um vidro com ponto de fusão mais elevado. Na década de 60, as primeiras partículas utilizadas em cerâmicas dentais eram à base de leucita. Com a adição de 17 a 25% de partículas de leucita à base dos vidros dentais, criou-se uma cerâmica compatível termicamente durante a queima de ligas odontológicas, podendo ser queimada sobre uma superfície metálica, apresentando índice de refração próximo da dos vidros felspáticos. Outros grupos que podem ser incluídos nessa classificação são as cerâmicas do grupo In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) (Kelly, 2004; Kelly & Benetti, 2011).

As cerâmicas vítreas reforçadas têm 2 fases tridimensionais interpenetradas, sendo uma fase de alumina (Al_2O_3) e outra vítrea. Outro exemplo de cerâmica vítrea reforçada é a família das cerâmicas contendo alta concentração de cristais de dissilicato de lítio (Ivoclar Vivadent, Amherst, N.Y) (Kelly, 2008). Inicialmente, essas cerâmicas eram utilizadas com a técnica da cera perdida sob alta temperatura e pressão (heat-press technique) (Albakry et al, 2003). Porém, atualmente, podem ser empregadas com a técnica de processamento computadorizado (CAD/CAM) (Conrad et al, 2007; Guess et al, 2010).

Em um estudo prospectivo de 5 e 10 anos, avaliando a taxa de sobrevivência de PPFs anteriores e posteriores, confeccionadas em cerâmica de dissilicato de lítio (IPSe.maxPress) em uma única estrutura (monolítica), Kern et al., 2012, relataram que a taxa de sobrevida das próteses foi de 100% no período de 5 anos, diminuindo para 90.8% quando foram consideradas apenas falhas catastróficas, e de 87.9%

---

quando foi considerado todo tipo de falha no período de 10 anos. Os autores julgam que essa técnica é melhor que o sistema inicial (IPS Empress 2).

-Cerâmicas Policristalinas:

Esse grupo de cerâmica não possui componentes vítreos. Seus átomos são agrupados de forma mais densa em cadeias regulares, dificultando a propagação de trincas, diferentemente da rede de átomos menos densa e irregular encontrada nos vidros. Os sistemas cristalinos mais conhecidos são a alumina densamente sinterizada e o zircônio (Zr), podendo este ser parcialmente estabilizado por ítrio, cério, magnésio ou alumínio. Como biomaterial, o Zr é utilizado na forma de dióxido de zircônio (ZrO_2), também conhecido como zircônia, que pode ser encontrada em várias formas (Raigrodski et al., 2012). Quimicamente, os cristais de zircônia podem se arranjar de três maneiras diferentes: cúbica, onde se apresenta estável apenas em temperaturas acima de $2.370^{\circ}C$ com propriedades mecânicas moderadas; tetragonal, que é estável em temperaturas entre $1.170 - 2.370^{\circ}C$ e possui boas propriedades mecânicas; monoclinica, que é estável em temperatura ambiente até $1.170^{\circ}C$, mas com pobres propriedades mecânicas (Denry & Kelly, 2008; Vagkopoulou et al., 2009). As zircônias estabilizadas por ítrio são amplamente utilizadas pela maior rigidez e resistência, permitindo a construção de *copings* mais finos e confecção de PPF totalmente em cerâmica nas regiões posteriores (Griggs, 2007; Zhang et al., 2012). As cerâmicas policristalinas são, em geral, contraindicadas na construção de PPF em uma única camada em regiões estéticas, devido à sua maior opacidade e menor translucidez quando comparadas às cerâmicas vítreas (Kelly, 2004; Baldissara et al, 2010).

Com a introdução de novas técnicas para a confecção de coroas em cerâmicas (CAD/CAM, Cerec 3D, Ceramill), houve um aumento na utilização desse tipo de cerâmica como material restaurador nas mais diferentes situações clínicas (Kelly & Benetti, 2011; Korkut et al, 2011). Todavia, apesar desses avanços tecnológicos, a obtenção de uma eficaz adaptação marginal ainda é considerada um grande desafio e constitui-se em um problema clínico (Korkut et al, 2011; Souza et al., 2012).

Para a confecção de *copings* de zircônia, existem duas formas disponíveis de usinagem: pré-sinterizada e pós-sinterizada. A confecção de *copings* pela técnica pós-sinterizada requer um equipamento mais robusto e o processo é mais demorado. Atualmente, a técnica pré-sinterizada é mais utilizada. Nessa técnica, a usinagem de uma infraestrutura é realizada com uma sobredimensão e, em seguida, é feita a sinterização em alta temperatura. Esse procedimento resulta em aproximadamente 25% de contração que tem de ser compensada previamente no processo de usinagem (Abduo et al., 2010; Bachhav & Aras, 2011). Como inconvenientes, podem-se destacar a incerteza da correta compensação entre a peça pré e pós sinterizada, bem como uma adaptação marginal que não satisfaz os altos padrões clínicos de exigência (Alghazzawi et al., 2012). Os valores de desadaptação podem sofrer alterações de acordo com a técnica de confecção utilizada (Korkut et al., 2011; Moldovan et al., 2011; Grenade et al., 2011) devido à diferença na microestrutura e na dureza da cerâmica, podendo haver possível divergência na inter-relação entre o bloco cerâmico e as brocas utilizadas durante a usinagem (Borba et al., 2011).

May et al., 1998, relataram que desajustes entre 25 a 40 μm são ideais, porém raramente são alcançados. Muitos autores (Kokubo et al., 2005; Beuer et al., 2009; Schaefer et al., 2012) relatam que discrepâncias de até 120 μm são consideradas clinicamente aceitáveis. Entretanto valores acima de 190 μm já foram detectados em próteses confeccionadas em zircônia (Wettstein et al., 2008), facilitando a dissolução do cimento e o processo de microinfiltração que podem prejudicar a longevidade clínica das restaurações (Jacobs & Windeler, 1991). Ainda não existe um valor e um protocolo padrão para aferir a desadaptação dessas coroas (Alghazzawi et al., 2012), e o que se sabe é que diferentes sistemas apresentam valores de adaptação distintos (Abduo et al., 2010; Borba et al., 2011; Korkut et al., 2011) e que também estão relacionados com o tipo de terminação do preparo (Souza et al., 2012).

2.1.3 Translucidez das Cerâmicas:

Devido à diversidade de seus componentes, a cerâmica é considerada um material opticamente heterogêneo, com diferentes índices de refração que resultam na difusão da luz em várias direções, alterando a intensidade transmitida (Peixoto et al, 2007). Existem relatos de que o espalhamento da luz incidente varia de 1 a 50%, considerando a mesma composição e espessura das cerâmicas (Brodbelt et al, 1980). Além disso, foi relatado que, variando a espessura da cerâmica em 1, 2 e 3 mm, ocorreu diminuição da transmissão da luz de 37%, 14% e 9%, respectivamente, para uma mesma composição de cerâmica (Zhang & Wang, 2011).

O termo translucidez pode ser definido como a fração de luz visível incidente de uma fonte que é transmitida (Southan, 1987), ou seja, é a quantidade de radiação que passa através de uma superfície (Koch A, 2007). A influência da translucidez na aparência estética das restaurações tem sido enfatizada, pois pode variar em função da composição e de diferentes fontes luminosas (Lee et al, 2007). Em situação de luz externa (ambiente), a translucidez de materiais cerâmicos é menor se comparada à lâmpada incandescente ou fluorescente (Ahn e Lee, 2008), podendo variar de acordo com o índice de refração, espessura e coloração da cerâmica (Brodbelt et al, 1980; Kilinc et al, 2011). Esses dados devem ser levados em consideração durante os procedimentos de reparação de restaurações cerâmicas, pois, dependendo da luz incidente, pode haver distorções durante a tomada de cor. Em 2009, Li e cols, mostraram que existe uma relação direta entre diferenças de cor e padrão de translucidez de três materiais cerâmicos (IPS Empress 2, In Ceram Alumina, Vita Mark), sendo que uma cerâmica mais translúcida permite uma maior passagem da luz e com maior dispersão da cor da restauração, podendo sofrer maior influência pela coloração do substrato.

Em relação à composição, estudos apontam que as cerâmicas odontológicas utilizadas na confecção de infraestrutura apresentam diferentes graus de translucidez. Como exemplo, da mais translúcida para a menos translúcida, tem-se as seguintes cerâmicas: Empress> In-ceram spinell> Empress 2> Procera> In-ceram alumina> In-ceram zircônia=Cercon (Herffernan et al, 2002a; Chen et al, 2008). Segundo esses autores, as infraestruturas confeccionadas em zircônia são comparadas às superfícies metálicas no que se refere à passagem da luz através da

---

superfície. Todavia, Lim et al. (2010) relataram que blocos de In-Ceram spinell e In-Ceram alumina são mais opacos que blocos de zircônia, feldpáticos e de dissilicato de lítio, respectivamente. De forma semelhante, Spyropoulou et al., 2011, apontaram que infraestruturas em zircônia são parcialmente translúcidas e que as diferenças na translucidez devem-se à quantidade de pigmentação existente, pois nenhum sistema cerâmico à base de zircônia possui propriedades ópticas similares. Entretanto, essa diferença não é clinicamente perceptível. A espessura das infraestruturas em zircônia também influencia a translucidez, sendo demonstrado que quanto mais espessa a infraestrutura, menor sua translucidez (Baldissara et al., 2010).

Infraestruturas confeccionadas com cerâmicas feldispáticas sinterizadas ou usinadas e cerâmicas prensadas (cerâmicas vítreas) podem ser categorizadas como sendo mais translúcidas do que infraestruturas contendo alumina, zircônia e spinell, que são classificadas como opacas (cerâmicas policristalinas) (Lim et al, 2010). Semelhantemente, Baldissara et al. (2010) mostraram que infraestruturas confeccionadas em zirconia (IPSe.maxZirCAD) são aproximadamente 51% menos translúcidas que as confeccionadas em dissilicato de lítio (IPSe.maxPress), considerando que esta última tenha 100% de translucidez.

Quando se constrói uma coroa totalmente cerâmica com a confecção prévia de uma infraestrutura, é necessária a aplicação da cerâmica de revestimento para se obter uma estética mais favorável. Para isso, pode-se lançar mão de três técnicas: (i) condensação e sinterização da cerâmica de cobertura; (ii) escultura da anatomia total da coroa em cera, eliminação da cera em forno e fundição por injeção em alta temperatura e pressão; (iii) combinação de ambas, onde se realiza a prensagem, com subsequente redução da forma, com posterior condensação e sinterização da cerâmica de cobertura, técnica conhecida como *cut-back*. Devido às diferentes técnicas de aplicação, programas de queima e incompatibilidade no coeficiente de expansão térmica entre as infraestruturas e as cerâmicas de cobertura, pode haver alterações nas propriedades mecânicas (Isgro et al, 2003; Aboushelib et al, 2008), bem como interferir na translucidez das restaurações. De acordo com Heffernan et al. (2002b) e Luo & Zhang (2010), a translucidez dos compostos cerâmicos é diminuída após a aplicação da cerâmica de cobertura, independentemente da técnica utilizada. Contudo, quando se compararam as técnicas, as restaurações confeccionadas com técnica que requer menor número de

---

queima (anatomia total), produzem restaurações mais translúcidas em relação às demais, e que essa diferença pode-se dever à homogeneidade dos cristais que estão distribuídos proporcionalmente, fazendo com que a luz não seja refletida. Na técnica de condensação por camadas, seguida da sinterização, os cristais possuem tamanhos assimétricos e distribuição não-homogênea, permitindo uma maior reflexão da luz em relação à interface entre as camadas (Luo & Zhang (2010). Porém, quando é feito o glazeamento da cerâmica de cobertura, a opacidade diminui e aumenta a translucidez (Herfferman et al, 2002b).

Mudanças na translucidez das cerâmicas pode ser afetada por algumas características como espessura, estrutura cristalina, reflexo da interface entre a infraestrutura e a cerâmica de cobertura, porosidades entre as camadas e possível mudança na composição da cerâmica empregada na confecção da infraestrutura (Herfferman et al., 2002a; Herfferman et al., 2002b; Akgungor et al., 2005; Luo & Zhang, 2010). A relação entre translucidez vs composição é proporcional para a maioria dos compostos cerâmicos, sendo que cerâmicas com maior conteúdo cristalino apresentam menor translucidez (Antonson & Anusavice, 2001).

Estudos realizados por Shiraishi et al (2011), relacionando a translucidez com a coloração e espessura da cerâmica, mostraram que a transmissão da luz com curto comprimento de onda (<550nm) diminuiu com o aumento no valor do croma para as cerâmicas contendo duas fases vítreas e sem estrutura cristalina (VM7® ceramic; VITA,Germany). Semelhantemente, avaliando a porcentagem na transmissão da luz através de cerâmicas feldspáticas com espessuras e colorações distintas, Peixoto e cols, em 2007, concluíram que a porcentagem de transmissão de luz diminuiu significativamente com o aumento da espessura e coloração, sendo que as cores mais escuras transmitiram menos luz do que as mais claras.

O entendimento da translucidez não é importante apenas para a correta seleção do tipo de cerâmica em função dos dentes vizinhos e de diferentes substratos, mas também para a correta seleção do cimento. Existem relatos de que a irradiação dos aparelhos fotoativadores passa mais facilmente em materiais mais translúcidos do que opacos. A adequada polimerização dos cimentos resinosos é um fator crucial para se obter propriedades físicas ideais e um desempenho clínico satisfatório. Em contrapartida, uma inadequada transmissão de luz através da

---

cerâmica pode resultar em uma polimerização insuficiente quando se utiliza cimentos que requerem irradiação para deflagração do processo de polimerização (Oberlander et al., 1999; Mese et al, 2008; Shimura, et al., 2005). Além disso, a literatura tem descrito que o grau de conversão dos cimentos resinosos é maior quando utilizados com cerâmicas mais translúcidas (Antonson & Anusavice, 2001).

2.2 Cimentos Resinosos

2.2.1 Composição:

Os conceitos de adesão utilizados com as restaurações diretas passaram também a ser utilizados com as restaurações indiretas (Santos Jr et al, 2009). Dessa forma, os cimentos à base de resina tornou-se popularmente conhecido e aceito pela capacidade de se aderirem tanto ao dente quanto à restauração (Manso et al, 2011), possuindo menor solubilidade (Pegoraro et al, 2007).

Os cimentos resinosos são, essencialmente, resinas compostas fluidas de baixa viscosidade (Anusavice, 2005) e menor peso molecular (Edelhoff & Özcan, 2007). Sua composição é semelhante à das resinas restauradoras, ou seja, possuem uma matriz resinosa com partículas de carga inorgânica, tratadas com silano, e iniciadores/ativadores (Zimmerli et al, 2010). Os cimentos resinosos se diferenciam de um grupo para outro devido às diferentes concentrações de matriz orgânica, conteúdo de carga e quantidade de diluente, as quais são determinadas por cada fabricante.

A matriz de um polímero orgânico é composta por oligômeros diacrilatos e os mais comuns são os dimetacrilatos bisfenol A-glicidil metacrilato (bis-GMA), trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) e uretano dimetacrilato (UDMA), conforme ilustrado nas figuras 1a, 1b e 1c.

A matriz resinosa composta pelo monômero de Bis-GMA foi um dos primeiros metacrilatos multifuncionais utilizados em odontologia. Sua sintetização teve início em meados da década de 1950, estabelecida como a “era das resinas compostas” (Asmussem & Peutzfeldt, 1998). Esse monômero é composto por um éster

---

aromático e ligações duplas de carbono (C=C) nas extremidades, formados a partir da reação entre o bisfenol-A e o glicidilmetacrilato (McCabe & Walls, 2008). O Bis-GMA é considerado um material extremamente viscoso (Anusavice, 2005) e rígido (Asmussem & Peutzfeldt, 1998) em virtude de possuir dois grupos hidroxila (–OH) que formam ligações entre os monômeros pela molécula de hidrogênio e dois grupos benzênicos. É relatado também que, quanto maior a concentração desse material, menor o grau de conversão dos compostos resinosos (Ferracane & Greener, 1986; Sandner, et al., 1997). Com o intuito de diminuir esses inconvenientes, os fabricantes adicionaram monômeros dimetacrilato de menor peso molecular para atingir uma melhor consistência clínica (Graig & Powers, 2004).

Figura 1a: Estrutura química Bis-GMA

O trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) é um dimetacrilato de baixa viscosidade utilizado como diluente, contendo duas ligações duplas reativas (Puckett, et al., 2007). Como possui baixo peso molecular, a incorporação desse monômero à matriz resinosa pode aumentar o grau de conversão, mas provoca uma maior contração de polimerização (Asmussen & Peutzfeldt, 1998; Palin et al., 2003). Devido ao seu comportamento semelhante a um agente de ligação, tem um efeito inelástico, o que favorece o aumento do módulo de elasticidade quando ocorre diminuição da temperatura de transição vítrea (Pfeifer, et al., 2009).

Figura 1b: Estrutura química TEGDMA

O uretano dimetacrilato (UDMA) é outro tipo de monômero comumente utilizado para substituir o Bis-GMA ou para complementar a composição da matriz polimérica. O UDMA é composto por uma cadeia de monômeros que contém um ou

mais grupos uretano e dois grupos metacrilato nas extremidades (Anusavice, 2005). De forma semelhante ao TEGDMA, alguns autores relatam que a substituição de Bis-GMA pelo UDMA favorece a conversão e melhora a resistência flexural (Floyd & Dickens, 2006). Entretanto, outros discordam dessa teoria, pois os materiais contendo 70% de UDMA apresentaram um menor grau de conversão (Pfeifer, et al., 2009).

Figura 1c: Estrutura química UDMA

Na matriz dos cimentos resinosos são incorporadas partículas de carga que têm como objetivo principal promover o fortalecimento do compósito e reduzir a quantidade de matriz resinosa. De modo geral, essas partículas são de sílica coloidal ou vidro de barium em concentração de 20-80% do seu peso (Anusavice, 2005). Essas partículas inorgânicas também têm a função de diminuir o coeficiente de expansão térmica e reduzir a contração de polimerização (Puckett, et al., 2007). Para que essas partículas sejam ligadas à matriz resinosa, os fabricantes utilizam agentes de união organossilanos, como o γ -metacriloxipropil trimetoxissilano (Anusavice, 2005).

Além dos componentes estruturais, também são encontrados nos cimentos a base de resina iniciadores/ativadores que são importantes para deflagrar o processo de ativação. Os compostos resinosos que necessitam da presença da luz para iniciar o processo de polimerização são formulados contendo dois componentes: um fotoiniciador, que é ativado com absorção da luz, e um co-iniciador que não absorve luz, mas interage com o fotoiniciador ativado para gerar radicais livres e iniciar a polimerização. Geralmente, o fotoiniciador utilizado é uma diquetona (canforoquinona) a qual é ativada em um comprimento de onda, em torno de 470nm, e uma amina alifática terciária, geralmente um metacrilato de dimetilaminoetilo (DMAEMA), os quais, juntos, produzem uma eficiente polimerização (Ogunyinka, et al., 2007; McCabe & Walls, 2008). Já os compostos que realizam a polimerização quimicamente possuem em sua composição uma amina terciária e um peróxido, geralmente o peróxido de benzoíla (Graig & Powers, 2004).

A característica mais significativa dos polímeros é que eles consistem de moléculas muito grandes e sua estrutura molecular é capaz de apresentar configurações ilimitadas. O comprimento, a extensão das ramificações e das ligações cruzadas, tanto como a organização das cadeias, são características fundamentais que determinam as propriedades de um material polimérico (Anusavice, 2005). Outro aspecto importante é que essas ligações permitem que a tensão de uma carga possa ser transferida entre seus componentes, minimizando a deterioração da ligação entre as partículas e os polímeros decorrentes da sorção de água (Graig & Powers, 2004).

A estrutura interna resultante da formação de polímeros lineares utilizados em odontologia é considerada “amorfa”, sendo que a maioria dos monômeros possuem dois grupos funcionais (C=C) por moléculas, ao invés de um. Dessa forma, esse tipo de monômero é considerado difuncional, pois suas moléculas podem reagir com outros dois monômeros, formando ligações químicas que se unem em uma outra cadeia polimérica, resultando numa estrutura em forma de rede, o que propicia estabilidade e resistência (Ferracane, 2001).

2.2.2 Mecanismo de Polimerização e Classificação

O ordenamento de monômeros em polímeros se inicia com a diminuição da distância entre as moléculas capazes de produzir ligações covalentes entre elas a partir de forças Van der Waals (Puckett, et al., 2007). Os polímeros são uma longa cadeia de moléculas orgânicas, e a formação de monômero em polímero é conhecido como polimerização, grau de polimerização e/ou grau de conversão (Peutzfeldt, 1997; Ferracane, 2001). Por conseguinte, o termo polimerização pode ser caracterizado como uma reação intermolecular de repetição, que é capaz de progredir indefinidamente por meio de dois mecanismos distintos:

- Polimerização por adição: os monômeros são ativados um de cada vez e adicionados em sequência para formar uma cadeia longa e sem alteração na composição.
  - Polimerização por condensação: os componentes são bifuncionais e reativos e formam uma cadeia a partir de ligações graduais dos
-

monômeros, sendo que em alguns casos ocorre a formação de uma pequena molécula como subproduto (água/álcool).

O mecanismo de polimerização mais comumente usado em compósitos odontológicos é a polimerização por adição. Nesse processo, os monômeros envolvidos contêm ligações duplas de carbono ($C=C$) com alta energia e são relativamente instáveis. Sendo assim, a polimerização por adição é um mecanismo onde os monômeros são adicionados sequencialmente a partir de um centro ativo, formando rapidamente uma cadeia. Quando a molécula de monômero é ativada pelo iniciador, a ligação dupla de carbono se rompe, deixando a molécula original com ligação simples de carbono e outro radical livre de carbono não pareado. Esse radical livre e seu elétron não pareado se aproxima de outro monômero, que também tem ligação dupla na extremidade, do qual um elétron dessa ligação é extraído e se liga ao radical livre pré-existente, deixando o outro elétron da ligação desemparelhado. Assim, de um lado da molécula do monômero os radicais livres se ligam e, na outra extremidade, é formado um novo radical livre. Esse radical, como é bastante reativo, rapidamente reage com outras moléculas de monômeros de forma sucessiva. A polimerização por adição se inicia em várias partes distintas dentro da mistura, e várias cadeias de polímeros se formam simultaneamente (Ferracane, 2001; Anusavice, 2005).

A formação de polímeros com alta densidade de ligações cruzadas resulta numa matriz com um número suficiente de pontes entre as diversas cadeias, formando uma rede tridimensional que melhora as propriedades físicas e mecânicas do material (Anusavice, 2005). Todavia, na terminação da polimerização, nem todas as duplas ligações estarão convertidas, pois dependem de certa forma da composição do material (Santerre, et al., 2001; Halvorson et al., 2002; Koupis et al., 2004).

Os cimentos resinosos estão disponíveis nas formas pó/líquido ou pasta/pasta. Atualmente, a forma pasta/pasta é mais comumente utilizada (Hill, 2007). Eles são indicados e concebidos para várias situações clínicas, de acordo com suas propriedades (Hill & Lotti, 2011), tendo como parâmetros o mecanismo de adesão, modo de cura e características físicas e mecânicas (Pegoraro, et al., 2007; Manso et al., 2011). Em relação ao princípio de adesão, existem duas categorias

---

principais de cimentos resinosos:

- cimentos convencionais que não possuem propriedades de adesão à estrutura do dente e das restaurações e requerem um sistema adesivo coadjuvante para promover a união;
- cimentos autocondicionantes/autoadesivos que não necessitam de tratamento prévio com agentes de união para produzir adesão ao substrato dental e às restaurações.

Como comentado anteriormente, os compósitos dentários resinosos são convertidos a partir de uma resina viscosa até um sólido rígido por meio da formação e ligação dos radicais livres dos monômeros. Essa reação pode ser por meios químicos, físicos ou ambos. Posto isso, outra classificação bastante difundida é a utilizada pela ISO 4049, que classifica os cimentos resinosos em:

- Classe I ou quimicamente ativados: os cimentos são apresentados na forma de dois componentes (pasta/pasta) que devem ser misturados. Cada pasta contém uma mistura de matriz resinosa e partículas de carga, sendo que a uma das pastas é acrescido um agente iniciador (peróxido de benzoíla) e a outra contendo um agente ativador (amina terciária). Quando misturados, esses componentes sofrem uma reação química de óxido-redução, o que gera a formação de radicais livres. Esse tipo de cimento é indicado para restaurações que impedem parcial ou totalmente a passagem da luz. Entretanto, tem como desvantagem a incorporação de bolhas de ar durante a manipulação, podendo agregar oxigênio que inibirá a polimerização. Materiais compósitos apresentam em sua camada superficial um aspecto mais pegajoso em função da inibição do processo de polimerização causado pelo contato com oxigênio quando esses produtos são polimerizados em contato com o ambiente. A camada inibida pelo oxigênio é composta principalmente por monômeros e oligômeros que não reagiram. Como consequência, apresentarão uma camada não polimerizada contendo radicais livres inibidos que diminuirão o grau de iniciação e/ou aumentarão o padrão de terminação (Yatabe et al., 2001; Suh, 2004; Endo et al., 2007). Essa inibição causa enfraquecimento da estrutura polimérica e diminuição da resistência ao desgaste e flexural,
-

maior solubilidade e absorção de água e uma possível mudança na coloração devido à presença da amina catalisadora utilizada na reação química. O tempo de trabalho e posterior tempo de presa são determinados pela concentração de inibidores da reação, bem como pela proporção de iniciador/acelerador estabelecida pelo fabricante (Hofmann et al., 2001; Anusavice, 2005; Akgungor et al., 2005; Pegoraro, et al., 2007; Lee et al., 2008).

- Classe II ou fotoativados: são apresentados na forma de pasta única contendo monômeros, partículas de carga e um agente iniciador instável. O mecanismo dessa reação ocorre a partir da absorção pelos agentes iniciadores de uma adequada radiação em um comprimento de onda em torno de 470nm, ativando a formação de radicais livres capazes de converter um monômero multifuncional em uma rede de ligações cruzadas (McCabe & Walls, 2008). Esses iniciadores consistem da mistura de uma diquetona (canforoquinona) e uma amina terciária. No início do processo, quando os materiais resinosos ativados pela luz são irradiados, um *quantum* (feixe de energia bem definida) dessa radiação é absorvida pela canforoquinona (CQ), permitindo que ela entre em um estado de excitação *singlet* (elétrons reativos emparelhados em diferentes órbitas) que passará para o estado *triplet* (CQ*), onde os elétrons reativos estarão desemparelhados, reagindo com as aminas terciárias (agente redutor), formando um complexo fotoexcitado (Schroeder & Vallo, 2007). Após a decomposição desse complexo, são formados os radicais livres que iniciam o processo de ligações cruzadas entre os monômeros (Ikemura & Endo, 2010). O número e a reatividade dos radicais iniciadores modulam a cinética da polimerização e o grau de conversão final dos polímeros. Se um número suficiente de moléculas de fotoiniciador não for levado ao estado ideal de excitação, a resina não será adequadamente polimerizada. Como vantagens, esses cimentos permitem um maior controle no tempo de trabalho e são menos sensíveis à inibição de oxigênio. Todavia eles estão indicados apenas para restaurações que permitem passagem de uma quantidade de energia suficiente durante a fotoativação (Dewaele, et al., 2009; Yan, et al., 2010),
-

visto que a relação entre os espectros oriundos da emissão da lâmpada e os espectros absorvidos pelos fotoiniciadores são cruciais para induzirem uma polimerização eficaz. Além disso, em algumas situações, mesmo uma alta incidência de radiação e tempos elevados podem ainda não gerar números suficientes de fótons específicos para ativar o agente iniciador (Ogunyinka, et al., 2007).

- Classe III ou de ativação dupla (dual): Para compensar as limitações dos cimentos resinosos autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis, as indústrias desenvolveram os cimentos de polimerização dual na tentativa de combinar as propriedades desejáveis do rápido endurecimento proporcionado pela fotoativação com a segurança da polimerização química nas áreas em que a luz não pudesse atingir o cimento (Ozyesil et al., 2004; Arrais, et al., 2009). Esses compósitos são indicados para qualquer situação na qual não se consegue penetração de luz satisfatória para se alcançar uma adequada conversão dos monômeros. Os cimentos resinosos dual são, geralmente, disponíveis em duas pastas e sua polimerização inicia-se imediatamente após as pastas-base e catalisadoras serem misturadas. Igualmente ao que ocorre com os cimentos de polimerização química, no dual a polimerização da parte química é iniciada a partir da reação entre o peróxido de benzoíla e a amina terciária. Para retardar esse processo e aumentar o tempo de trabalho, os fabricantes adicionam inibidores fenólicos onde a variação da quantidade desses componentes acarreta em diferentes tempos de iniciação do processo de polimerização (Arrais, et al., 2009). A parte física (foto) é determinada pela absorção da luz pela CQ e é acelerada pela presença de uma amina orgânica. Após a iniciação da polimerização, serão formados radicais livres os quais se unirão a ligações duplas de carbono (Graig & Powers, 2004).

Em suma, é importante que os cimentos resinosos dual sejam elaborados de tal forma que a parte química consiga converter os monômeros com a mesma eficácia que ocorre na reação física (Darr & Jacobsen, 1995; Pereira, et al., 2010). Todavia estudos de Hasegawa et al. (1991); el-Badrawy et al. (1995); Acquaviva et al. (2009) mostram que os componentes isolados da parte química nos cimentos

---

dual não são suficientes para induzir uma conversão ideal. Dessa forma, a polimerização dos cimentos dual depende tanto dos elementos da parte física como dos componentes químicos em quantidade e eficiência satisfatórias (Borges et al., 2008). Da mesma forma que o cimento químico, o cimento dual também pode sofrer alteração da cor devido à presença da amina catalisadora utilizada na reação química (Akgungor et al., 2005).

2.2.3 Grau de Conversão dos Cimentos Resinosos

O grau de conversão (GC) é caracterizado por uma medida do percentual de duplas ligações de carbono ($C=C$) que são convertidas em ligações simples ($C-C$) para formar a resina polimérica (Anusavice, 2005). Uma polimerização inadequada consiste em uma baixa taxa de conversão de monômeros em polímeros com uma elevada quantidade de ligações duplas residuais, tendo como resultado uma diminuição das propriedades mecânicas e físicas dos compostos resinosos, possíveis alterações biológicas nos tecidos dentinários e uma elevação da solubilidade e absorção de água, com consequentes prejuízos para o sucesso do tratamento (Oberlander et al., 1999; Jung et al., 2001; Leloup et al., 2002; Shimura, et al., 2005; Mese et al., 2008; Borges et al., 2008).

A eficácia dessa conversão depende de vários fatores, como tamanho das partículas de carga e seu índice de refração, espessura e composição do material restaurador, transmissão da luz através do material e da energia gerada pelos aparelhos fotoativadores (da Silva, et al., 2008; Spinell, et al., 2009). Tem sido relatado que o grau de conversão de cimentos resinosos está entre 59-75% para os cimentos com polimerização apenas química, e entre 66-81% com polimerização dual (Darr & Jacobsen, 1995). Segundo alguns estudos, a conversão de monômeros em polímeros na reação de polimerização do compósito nunca ocorre de forma completa (Halvorson et al., 2002, Koupis et al., 2004), e que os níveis máximos de conversão ocorrem nas primeiras 24 horas e não sofrem alterações significativas a partir desse período (Yan, 2010).

Dentre os métodos utilizados para a avaliação do GC dos compostos resinosos há os testes de microdureza, espectroscopias (FTIR, Raman), calorimetria

---

exploratória diferencial (DSC), análise térmica diferencial (DTA) imagem de ressonância magnética por dispersão (STRAFI-MRI) e reologia (Moraes, et al., 2008; Pereira, et al., 2010). Dentre estes, os mais utilizados são os testes de dureza, espectroscopia por Infravermelho e espectroscopia Raman.

Em relação aos ensaios de dureza, pode-se dizer que existem vários tipos de testes, sendo que a maioria está relacionada com a capacidade de a superfície do material de resistir à penetração de uma ponta sob carregamento específico. Os testes de dureza mais utilizados em materiais dentários são os teste de *Barcol*, *Brinell*, *Rockwell*, *Wallace*, *Vickers* e *Knoop*. A determinação do teste a ser empregado está na dependência do tipo de material a ser testado. Em termos gerais, os testes de Brinell e Rockwell são considerados testes de *macrodureza* e os testes de Vickers e Knoop são considerados testes de *microdureza*, onde a diferença entre os dois últimos está na forma da ponta endentadora (Anusavice, 2005). É relatado que o teste de dureza é um método simples e confiável para indicar de forma indireta o GC dos cimentos resinosos, sendo o teste de Knoop o mais indicado para materiais poliméricos, desde que as dimensões da endentação utilizadas como referências para o cálculo não sofram deformação elástica após a remoção da carga (Puppin-Rontani et al., 2012).

Os testes de dureza têm como princípio avaliar a profundidade de cura, que deve ser relacionada em um nível de equivalência de pelo menos 90%, em relação à dureza da superfície irradiada (Pianelli, et al., 1999). Esse valor foi proposto por Johnston, em 1985, como sendo uma adequada porcentagem de polimerização para as resinas (DeWald & Ferracane, 1987). Além disso, a utilização desse tipo de teste deve levar em consideração as diferentes composições químicas das marcas avaliadas, tendo em vista que estas influenciam na densidade de ligações cruzadas formadas durante a polimerização e, conseqüentemente, nas propriedades mecânicas do material, não estando indicados quando se necessita realizar comparações entre diferentes materiais (Meng et al., 2006 e 2008). Dessa forma, os métodos indiretos para a avaliação do GC são limitados e não existe um valor de dureza capaz de prever o real GC de um compósito (Ferracane, 1985; Braga, et al., 2002).

Nesse contexto, os métodos vibracionais, também conhecidos como Física Quântica (FTIR, Raman), oferecem de forma direta uma confiável abordagem na quantificação de cura dos compósitos (Pianelli, et al., 1999; De Santis & Baldi, 2004; Acquaviva et al., 2009). De forma geral, esses métodos são realizados comparando as variações de intensidade da banda aromática em relação à banda alifática. Durante o processo de polimerização, a banda alifática, que corresponde à dupla ligação de carbono ($C=C$), sofre alterações que indicam o grau de conversão. Como a intensidade do pico aromático não se altera durante a polimerização, é usada como referência para o cálculo da conversão (DeWald & Ferracane, 1987; Shin et al., 1993; Pianelli, et al., 1999; Acquaviva et al., 2009), conforme exposto no gráfico 1.

Gráfico 1 – Intensidade relativa dos picos aromático e alifático

A espectroscopia por infravermelho (IR) é caracterizada por uma técnica de absorção ou atenuação, onde cada molécula possui um padrão distinto de absorção dos picos que são determinados por alterações no momento *dipolo* (medida da polaridade de um sistema de carga elétrica) das vibrações. A intensidade de absorção do pico é diretamente proporcional à concentração dos componentes na mistura. Assim, o IR proporciona análises tanto qualitativas quanto quantitativas.

A espectroscopia Raman utiliza um mecanismo de espalhamento da luz monocromática para promover excitação das moléculas para um estado vibracional

na mudança do tensor de polarização (facilidade da distorção da nuvem eletrônica de um determinado átomo ou molécula em relação ao efeito de um campo elétrico), sendo que essa excitação pode também ser realizada com um comprimento de onda visível (DuPré, 1983). Na espectroscopia Raman, por empregar um mecanismo de espalhamento do feixe de laser, a probabilidade de ocorrer dispersão é menor quando comparada ao processo de absorção. Assim, é necessário um aparelho laser com uma grande quantidade de fótons para provocar a excitação dos átomos, onde a diferença de energia entre a radiação incidente e a espalhada corresponde à energia de vibração dos átomos presentes na área estudada.

Do exposto, o efeito Raman é caracterizado pelo espalhamento inelástico de uma radiação electromagnética que incide em uma molécula, ou seja, quando um determinado comprimento de onda interage com a molécula, a maioria dos fótons são elasticamente dispersos com a mesma energia que os fótons incidentes. Somente uma pequena fração (aproximadamente 1 em 1.000.000) é inelasticamente disperso, o que significa que a energia desse fóton é diferente da energia do fóton incidente, ocorrendo uma transferência de energia entre o fóton e o sistema. Essa mudança de energia corresponde à energia com que os átomos presentes estão vibrando, e essa frequência de vibração possibilita descobrir como os átomos estão ligados, produzindo uma identificação restrita do tipo e coordenação das moléculas envolvidas no processo de dispersão, sendo uma característica intrínseca do material analisado (Movasaghi et al., 2007). Esse fenômeno é fisicamente diferente da absorção que ocorre no infra-vermelho, que está ligada ao momento dipolo induzido ou por forças de Van der Waals que se formam entre as moléculas por meio de campo elétrico da radiação. Quando as moléculas recebem uma radiação com uma energia igual à da força de atração existente entre elas, ocorrerá uma absorção da luz que indicará os componentes da amostra.

Qualitativamente, modos vibracionais originados de grupos polares (assimétricos) são mais propensos de exibirem absorção com espectroscopia infravermelho, enquanto que modos vibracionais de ligações polarizáveis (simétricos) são mais detectáveis no Raman. As frequências moleculares vibracionais observadas por ambos os métodos são parecidas, mas a intensidade relativa das bandas vibracionais diferem entre si. Por conseguinte, apesar de as técnicas poderem ser consideradas complementares, alguns estudos são mais

---

fáceis de serem desenvolvidos no FTIR do que em espectroscopia Raman e vice-versa (Pianelli, et al., 1999).

A simetria vibracional obtida pelos espectros Raman (gráfico da intensidade de luz dispersada vs a diferença de energia) é conseguida por meio da medida da intensidade de despolarização de uma banda. Dessa forma, os espectros resultantes são caracterizados pelas alterações nas quantidades das frequências das ondas incidentes (Choo-Smith et al., 2002). Quando as bandas das intensidades relativas se mantêm constantes, significa que as moléculas são simétricas. Do contrário, as moléculas são consideradas assimétricas. Os grupos moleculares de interesse na avaliação do GC dos compósitos resinosos são considerados simétricos, sendo que os picos da máxima intensidade relativa (espectros) estão presentes entre os intervalos de 1608cm^{-1} (banda aromática) e 1638cm^{-1} (banda alifática).

As diferenças pertinentes de cada técnica afetam tanto o método de obtenção dos dados, a partir das amostras, bem como os parâmetros que são necessários para a realização da curva de calibração. Para a espectroscopia Raman, os métodos de ajustes da curva de intensidade relativa têm sido utilizados com sucesso para calcular o GC em modelos de resina (Pianelli, et al., 1999; Acquaviva et al., 2009; Lohbauer et al., 2010). Para isso, faz-se a medida da razão da proporção da dupla ligação de carbono a partir de espectros da amostra polimerizada vs não polimerizada, tendo como vantagem, a reprodução realística do número de picos na região. A aplicabilidade dessa curva para os espectros FTIR é mais complicada devido à assimetria aparente do pico *vinílico* (radical derivado do hidrocarboneto) (Gauthier et al., 2005).

Embora a espectroscopia por infravermelho seja uma técnica bastante sensível, capaz de medir concentrações extremamente baixas, para se analisar o GC de uma amostra grande de compósito o procedimento se torna demorado, pois os espécimes e o procedimento precisam ser fragmentados, posto que os resultados reproduzem apenas a polimerização de uma pequena porção do espécime, podendo ser imprecisos quando a cura é desproporcional diante de amostras obtidas em diferentes regiões (DuPré, 1983; Imazato et al., 2001).

A espectroscopia Raman, apesar de promover efeitos (espalhamento inelástico da luz através da matéria) mais fracos, oferece vantagens em relação ao aparelho FTIR, que tem sido mais usado para avaliar o GC de materiais resinosos (Shin et al., 1993; Mathäus et al., 2008; Cerutti et al., 2011). A espectroscopia Raman é um dos métodos mais fáceis e indicados para fazer medidas detalhadas de grupos metacrilatos não-reativos (Acquaviva, et al., 2009), visto que é um teste sensível, apresentando uma resolução espacial de *microns* ou mais, além de ser reproduzível e não-invasivo, capaz de avaliar a profundidade de cura e o GC de compostos resinosos polimerizados (Mavasaghi et al., 2007; Cerutti et al., 2011). Dentre outras vantagens, tem-se que os espécimes podem ser analisados sob condições atmosféricas normais, sem a necessidade de preparação específica, podendo estas, de alguma forma, comprometer a qualidade da análise (Miyazaki et al., 2003).

Como comentado, a espectrometria Raman é uma técnica vibracional e sensível ao modo de excitação das moléculas. Em compostos resinosos, as bandas de vibração de interesse são basicamente a da dupla ligação de carbono ($C=C$), a vibração da dupla ligação $C=O$, modos fenóis (hidroxila ligada ao anel aromático) e ligações cruzadas dos monômeros. Para moléculas altamente simétricas, as regras de seleção quântica determinam quais modos de vibração serão ativados pelo Raman (Bernardi et al., 2008). Estudos mostram que tanto a intensidade da luz bem como o tempo de polimerização podem modificar a formação das estrutura poliméricas embora o GC dos compostos sejam o mesmo (Aguiar et al., 2005). Isso é explicado pelo fato de que a avaliação do GC está relacionada com a quantidade de grupos metacrilatos não-reativos, não sendo determinado a caracterização da estrutura do polímero (Asmussen & Peutzfeldt, 2003; Brandt et al., 2008).

A maior dificuldade na utilização do Raman é a possibilidade da ocorrência da fluorescência (capacidade de uma substância emitir luz quando exposta à radiação), que pode “mascarar” o efeito Raman, sobrepondo-se a ele, devido à elevada intensidade da fluorescência ou luminescência. Também a degradação térmica do espécime é outro fator a ser considerado graças ao aquecimento do laser (Tsuda & Arends, 1997). A excitação das moléculas pode ser realizada a partir de diversos comprimentos de onda. A luz azul apresenta comprimento em torno de 400nm e promove uma qualidade de sinal 16x maior quando comparada à luz vermelha, que

---

tem comprimento de onda em torno de 800nm. Todavia, quando se utiliza a luz azul, existe uma maior probabilidade de ocorrer fluorescência. Por outro lado, a utilização da luz vermelha propicia menos episódios desse fenômeno, mas a intensidade de excitação tem de ser maior para se conseguir um sinal satisfatório (DuPré, 1983).

2.2.4 Fatores que Influenciam a polimerização dos Cimentos Resinosos:

A incompleta polimerização dos cimentos à base de matriz resinosa ocorre pela minoração da energia da fonte luminosa através dos materiais restauradores. O grau dessa atenuação é diretamente dependente da composição, espessura, opacidade e coloração dos materiais utilizados na restauração (Akgungor et al., 2005; Borges et al., 2008). Além desses fatores, podem-se destacar os fatores inerentes de cada compósito resinoso, como composição do monômero, cor e espessura, concentração de iniciadores e ativadores, tamanho e quantidade de partículas de carga que influenciam na mobilidade dos radicais que alteram a reatividade na reação de polimerização (Pereira et al., 2010). Do mesmo modo, a intensidade de energia, tempo de fotoativação e distância da fonte de energia, em relação ao compósito, são incluídos como fatores que diminuem a ativação de materiais resinosos (Yoon et al., 2002; Leloup et al., 2002). Essas variáveis, em conjunto e/ou isoladamente, podem acarretar uma polimerização deficiente (Hooshmand et al., 2009)

Como relatado nos tópicos 2.1.1 e 2.1.3, existem diferentes tipos de cerâmicas utilizadas em odontologia, com distintos graus de translucidez que influenciam na profundidade de cura e na dureza dos cimentos resinosos (Papazoglou et al., 2006; Tango et al., 2007; Tezvergil-mutluay et al., 2007; Borges et al., 2008; Pick et al., 2010), em função da atenuação da passagem da luz que pode chegar até 50% (Jung et al., 2006). Apesar das distinções relacionadas ao material restaurador, os procedimentos de fotoativação são realizados de maneiras semelhantes (Borges, et al., 2008), embora haja relato de que o tempo de ativação de cimento resinoso dual menor que 15 a 20 segundos não seja recomendado (Illie et al., 2008; Hooshmand et al., 2009). Diante disso, o aumento na exposição da radiação tem sido sugerido como forma de compensar a influência da espessura da cerâmica para se obter melhores resultados (Chan & Boyer, 1989; Cardash et al.,

---

1993; Strydom, 2002). Esses dados foram comprovados por autores (Rasetto et al., 2001; Zhang & Wang, 2011; Puppini-Rontani et al., 2012) os quais concluíram que, independente da composição da cerâmica, espessura e do tipo da fonte luminosa, o aumento no tempo de exposição proporciona uma maior dureza do cimento resinoso.

As diferenças de dureza de um cimento dual pode ser explicada pela diferença entre a opacidade e translucidez das cerâmicas, posto que quanto maior a densidade dos compostos cerâmicos, como no caso da alumina e da zircônia, menor a dureza logo após a ativação ou após 24 horas do início da polimerização (Borges et al., 2008, Valentino et al., 2010). De forma semelhante, Noronha Filho e cols (2010) relataram que o GC dos cimentos resinosos dual pode apresentar baixa taxa de conversão quando polimerizados sob cerâmicas com translucidez menor e/ou igual à dissilicato de lítio com espessura de 2mm ou mais. Por sua vez, avaliando o grau de conversão de diferentes compostos resinosos em restaurações *inlays* de cerâmica vítrea reforçada por leucita, Lohbauer et al. (2010) concluíram que o grau de conversão da maioria dos compósitos testados foi homogêneo, mesmo em regiões mais profundas, de 4 mm.

A dureza de cimento resinoso dual, alvo de diferentes tempos de exposição, com distintas composições de cerâmicas (leucita; dissilicato de lítio; feldspática) com espessuras e coloração diferentes, foi avaliada por vários autores (Soares et al., 2006; Illie et al., 2008; Moraes et al., 2008; Kilinc et al., 2011), os quais concluíram que, independente da coloração da cerâmica, não existiu diferença no valor de dureza e no GC com espessura até 2mm. Além disso, o aumento da espessura acima desse patamar tem efeito significativo na transmissão de luz e, conseqüentemente, na dureza dos cimentos avaliados, com diminuição linear de acordo com a saturação do croma (Soares et al., 2006; Kilinc et al., 2011). Em outro estudo, Pazin e cols (2008) relataram que a dureza do cimento resinoso é influenciada em cerâmicas vítreas reforçadas por leucita com espessuras finas acima de 0.7mm.

Nesse contexto, com o intuito de avaliar as propriedades mecânicas dos cimentos em função do aumento da espessura da cerâmica, autores como Yoshida et al. (2007); Meng et al. (2008) concluíram que, em relação à dureza, houve uma

---

diminuição com o aumento da espessura da cerâmica, bem como com o armazenamento em etanol por 24 horas. Todavia, como a resistência flexural e o módulo elástico é cimento dependente, não houve correlação direta com a espessura da cerâmica. Porém, essas propriedades são diminuídas quando a polimerização é processada apenas pela parte química.

Recentemente, Archegas et al. (2012) avaliaram a influência da opacidade de cerâmica feldspática com 1mm de espessura no GC, dureza e módulo elástico de compostos resinosos ativados com diferentes tempos. Concluíram que o GC, dureza e módulo de elasticidade, em relação à cerâmica opaca, foram menores quando comparados à cerâmica translúcida para um tempo de ativação de 40 segundos. Porém, com aumento no tempo de aplicação da luz para 120 segundos de exposição, o GC foi similar para todos os materiais, independentemente da opacidade da cerâmica. Os autores concluíram que a relação entre o tempo de exposição e a opacidade da cerâmica tem influência nas propriedades dos materiais analisados.

A polimerização dos cimentos do tipo dual envolve dois mecanismos distintos e dependentes. Em geral, somente o mecanismo da polimerização química torna a reação mais lenta e menos efetiva do que quando se utiliza a luz como suplemento para uma conversão total. Esses cimentos resinosos dependem da fotoativação para alcançar melhoria nas propriedades mecânicas e físicas (El-Badrawy & El-Mowafy, 1995; Hofmann et al., 2001; Braga et al., 2002; Aguiar et al., 2010). O cimento VariolinkII apresenta maior porcentagem de carga inorgânica (71%), com tempo de polimerização da porção química 322 vezes mais lento que a parte física, sendo altamente dependente da luz para atingir adequada conversão. O cimento Duolink tem menor quantidade de carga (61%), apresentando polimerização da porção química 32 vezes mais lenta que a parte física (Ilie & Hickel, 2008; Hooshmand et al., 2009; Pereira et al., 2010; Giráldez et al., 2011; Lee et al., 2011; Oliveira et al., 2012), exibindo padrão de polimerização mais elevado (Arrais et al., 2009).

Avaliando a diferença no grau de conversão de diferentes marcas comerciais de cimentos resinosos do tipo dual, polimerizados apenas pela porção química ou suplementados pela parte física (polimerização dual), Lu et al. (2005); Arrais et al. (2009); Vrochari et al. (2009); Moraes et al. (2011) concluíram que o cimento quando

---

é polimerizado apenas pela parte química, exibiu menor valor no grau de conversão quando comparado ao grupo de cimentos com polimerização dual, independente do produto.

De acordo com Lee et al., (2008), o pico da contração de polimerização do cimento, em última análise, indica a rapidez da conversão. Foi observado que quando a polimerização ocorre apenas pela porção química e/ou quando a ação da luz é atenuada devido ao aumento da espessura da cerâmica, o tempo requerido para atingir esse pico é diminuído. Segundo os autores, esses dados devem ser levados em consideração nas diversas situações clínicas. Durante o procedimento de cimentação de restaurações que podem diminuir (afetar) a energia incidente, mas é essencial que ocorra uma rápida conversão, deve-se optar por um cimento que promova um pico de polimerização da porção química mais rápido. Do contrário, quando se realiza a cimentação de várias restaurações de uma só vez, é desejado um cimento que apresenta uma solidificação mais lenta (Lee, et al., 2008). Essa variação é influenciada pela quantidade dos agentes iniciadores e catalisadores da porção química e pela viscosidade do material que afetam a mobilidade dos radicais livres e, conseqüentemente, na cura final (Jung et al., 2001; Noronha-Filho et al., 2010; Pereira et al., 2010).

Além disso, autores como Meng et al. (2006); Yan et al. (2010); Moraes et al. (2011) mencionam que a dureza e o GC dos cimentos do tipo dual aumentam gradativamente em função do tempo, com acréscimo, de forma substancial nos primeiros 30 minutos e com aumento linear até as primeiras 24 horas. A partir daí, a polimerização se torna mais contínua e estável e é inerente a cada tipo de material. No entanto esses cimentos, quando polimerizados apenas pela porção química, apresentam aumento na porcentagem do GC somente após os primeiros cinco a dez minutos, dependendo da marca comercial do mesmo (Moraes et al., 2011).

Diante de tais resultados, pode-se deduzir que a utilização e a escolha do tipo de cimento resinoso do tipo dual devem ser feitas de maneira criteriosa em relação à composição do material restaurador, haja vista que a parte química, isoladamente, não é suficiente para a obtenção de uma ótima conversão. Outros autores indicam que a conversão de alguns cimentos resinosos do tipo dual é alterada em relação à

---

temperatura, sendo que seu aumento durante a manipulação promove aumento adicional no grau de conversão dos cimentos (França et al., 2011).

Os cimentos resinosos precisam ter baixa absorção e solubilidade de água, bem como possuir estabilidade de cor por razões estéticas e funcionais. Tanoue et al. (2003) avaliaram a relação dessas propriedades e o modo de cura (dual ou químico) de vários cimentos e concluíram que a relação entre absorção de água e modo de cura é material dependente, mas sem uma correlação direta. No entanto a solubilidade é fortemente associada com o modo de cura, visto que no modo dual os cimentos foram menos solúveis quando comparados ao modo químico. Em relação à estabilidade de cor, os autores relataram que independente do modo de cura, a coloração não foi afetada após o período de 1 semana. Todavia, após o período de 24 semanas de imersão, houve alteração na cor.

Outros fatores que podem influenciar e/ou modular a cura dos cimentos com consequências nas propriedades de um compósito estão relacionados com a intensidade de energia da fonte luminosa, comprimento de onda e tempo e variação de exposição (Obici et al., 2004; Arrais et al., 2007; Spinell, et al., 2009).

Tem sido relatado que a densidade de potência sugerida para se obter uma polimerização eficaz de um cimento resinoso deve ser superior a 400 mW/cm². Diante de tal fato, as fontes luminosas têm sido desenvolvidas com maiores densidades de potência (Ozturk et al, 2005), visto que o protocolo de polimerização tem um efeito crítico no GC e é um fator clínico considerável no desempenho desses materiais (Lovell et al., 2001; Pereira et al., 2010).

A quantidade de energia por unidade de área, também classificada como densidade de energia, é o produto da intensidade da potência pela duração do tempo. Peutzfeldt & Asmussen (2005) afirmaram que a densidade de energia é mais importante do que a combinação entre intensidade/ potência e duração da exposição, tendo influência significativa no GC, na extensão das ligações cruzadas e nas propriedades físicas e mecânicas. Dessa maneira, têm sido postulados diferentes protocolos de ativação, sendo que, no modo contínuo, a densidade de potência é dispensada ininterruptamente durante um certo tempo. No modo de pulso tardio, a cura inicia-se com um curto *flash* de luz, seguido por posterior radiação após alguns

---

minutos para a realização da polimerização final. No modo de pulsos, uma baixa densidade de potência é dispensada primeiro e depois é utilizada uma alta densidade para finalizar a irradiação. Dewaele et al. (2009) avaliaram a influência de diferentes protocolos de cura no grau de conversão, contração volumétrica, módulo elástico e temperatura de transição vítrea de um composto resinoso. Concluíram que a densidade de energia, intensidade de potência e protocolo de polimerização influenciam nas propriedades investigadas. Em outro estudo, da Silva et al. (2008), avaliando o GC e densidade de ligações cruzadas em relação à diferentes protocolos de ativação, concluíram que o modo de polimerização gradual apresenta menores valores no GC dos compósitos.

Outros autores (Cekic-Nagas & Ergun, 2011) informaram que a ativação sob radiação intensa e constante e a ativação no modo de início brando (gradual) exibiram valores similares para a maioria das situações testadas (dureza, absorção e solubilidade, resistência à tração diametral) em diferentes cimentos, utilizando três fontes diferentes de luz. Nesse estudo, as exceções foram os cimentos PanaviaF e RelyX Unicem que apresentaram um significativo aumento de absorção e solubilidade de água quando ativados de forma gradual com arco de plasma.

A literatura informa que para certas propriedades dos compósitos, o protocolo de pulsos tardios é mais eficiente pois, teoricamente, leva à formação mais lenta de centros de crescimento de polímeros com o aumento do fluxo dos radicais livres formados antes da vitrificação final. Perante isso, Lopes et al. (2009) avaliaram o efeito de diferentes protocolos de ativação nas propriedades físicas e mecânicas de um composto resinoso, mantendo a mesma densidade de energia ($10\text{J}/\text{cm}^2$). Concluíram que o protocolo contínuo sob alta intensidade transforma monômeros em polímeros com propriedades semelhantes e, às vezes, melhores em comparação com os outros protocolos alternativos. Soh & Yap (2004) relataram que a polimerização de compósitos com pulso-tardio resulta em uma estrutura polimérica com menos ligações cruzadas e pode ser o fator causal de uma maior susceptibilidade de amolecimento quando armazenados em etanol.

Komori et al. (2010) avaliaram diferentes densidades de energia (10, 20, $30\text{J}/\text{cm}^2$) em duas diferentes fontes luminosas e concluíram que o GC do cimento resinoso foi afetado com a utilização de um diodo emissor de luz (LED) com

---

densidade de $10\text{J}/\text{cm}^2$, não havendo diferença acima desse patamar. Concluíram, ainda, que a dureza não foi influenciada pelo tipo de fonte luminosa ou diferença na densidade de energia.

Pereira et al. (2010) avaliaram diferentes protocolos de cura e relataram que o tipo de protocolo utilizado altera a dureza superficial e resistência flexural de cimentos resinosos. Em geral, a redução da resistência flexural foi observada quando se realizou fotoativação tardia e/ou quando não foi procedida a fotoativação. Diante desse fato, os autores complementaram que os cimentos resinosos do tipo dual têm cinética de polimerização diferente, e a extensão de cura muda consideravelmente em relação aos diversos produtos sob protocolos de ativação diferenciados. Concluíram que a fotoativação imediata após a mistura dos componentes promove maior resistência flexural para todos os cimentos analisados.

Faria-e-Silva et al. (2011) avaliaram a cinética de polimerização e tensão de contração de 3 cimentos resinosos de polimerização dual após fotoativação imediata ou tardia (5 minutos após a mistura dos componentes). Concluíram que a fotoativação tardia não influencia no GC dos cimentos. Entretanto a taxa de polimerização máxima (P_{mt}) e o estresse de polimerização (P_s) foram afetados de acordo com o protocolo de cura. Calheiros e cols (2009) relacionaram a P_{mt} , o GC e o P_s com diferentes densidades de energias (3, 6, 12, 24, ou $48\text{ J}/\text{cm}^2$), sob constante potência ($500\text{mW}/\text{cm}^2$). Relataram que a P_{mt} não teve efeito no GC, independente da densidade de energia. Entretanto mencionaram que o aumento da energia promoveu acréscimo no GC, mas com aumento no estresse de polimerização.

Atualmente, estão disponíveis no mercado diferentes formulações de cerâmicas empregadas na clínica odontológica e diferentes marcas de cimentos resinosos para a cimentação de restaurações confeccionadas com esses materiais. Entretanto existem vários fatores que podem influenciar nas propriedades do material restaurador e/ou agente de cimentação. Dessa forma, para alcançar sucesso, o clínico deve conhecer as diferenças existentes entre as cerâmicas e seu tratamento de superfície, dos materiais disponíveis para a cimentação e suas maneiras de aplicações, posto que nenhum cimento disponível comercialmente apresenta características ideais para todas as situações clínicas (Federlin et al.,

---

2004; Hill, 2007; Vargas et al., 2011). Além disso, o conjunto desses fatores, isoladamente ou associados, pode, de alguma forma, influir no grau de conversão final do cimento.

3 Objetivo

---

3 OBJETIVO

3.1 Objetivo Geral:

Avaliar o grau de conversão (GC) de cimentos resinosos quando utilizados com diferentes cerâmicas e protocolo de ativação.

3.2 Objetivos Específicos:

Como objetivos específicos foram testadas as seguintes hipóteses:

- O protocolo de fotoativação não afeta no GC dos cimentos estudados;
  - A composição das cerâmicas influencia no GC dos cimentos analisados;
  - O GC é material dependente, havendo diferença entre os cimentos avaliados;
  - Não há diferença no GC entre as diferentes faces (vestibular, mesial, lingual e distal);
  - Não há diferença no GC entre os diferentes terços (oclusal, médio e cervical).
-
-

4 Material e Métodos

---

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este projeto foi encaminhado para o Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru e aprovado em reunião realizada no dia 23 de Fevereiro de 2011, sob processo de número 150/2010.

4.1 Preparo dos Corpos de Prova

Foram utilizados 42 dentes pré-molares humanos, hígidos, extraídos por razões ortodônticas e com dimensões semelhantes. Para a realização dos preparos, os dentes foram colocados em um suporte ajustável (minitorno morsa de bancada) com o auxílio de um delineador a fim de deixar o longo eixo perpendicular à base do torno. Os preparos foram confeccionados para coroas totais em cerâmica, apresentando as seguintes características: paredes axiais com convergência para oclusal entre 6° e 10°, ombro arredondado, localizado na junção cimento-esmalte, ângulos oclusais arredondados e redução axial de 1,5mm e oclusal de 2mm, como recomendado para restaurações cerâmicas. A altura mínima após a confecção dos preparos foi de 4mm, e toda a área preparada permaneceu em dentina (Figura 2).

Figura 2: Preparo para coroa total cerâmica.

4.2 Moldagem e Obtenção dos Troquéis

Cada preparo foi individualmente moldado, utilizando-se um material de moldagem à base de poliéter (Impregum/3M Espe), conforme as recomendações do fabricante. Os moldes foram vazados com gesso especial tipo IV (Velmix Tipo IV Kerr Romulus, Michigan, EUA), na proporção de 15 gramas de pó/ 4 ml de água. Os troquéis (figura 3) foram inspecionados com o auxílio de lupa frontal com aumento de 4X (BioArt, São Carlos, São Paulo, Brasil). As réplicas consideradas inadequadas foram descartadas e o preparo era novamente moldado com subsequente vazamento do gesso.

Figura 3: Troquel.

4.3 Confeção e Adaptação das Coroas

Os 42 troquéis foram divididos aleatoriamente em 2 grupos (n=21) para a confecção das coroas cerâmicas em dissilicato de lítio (IPSe.maxPress/IvoclarVivadent) e das infraestruturas em óxido de zircônia estabilizada por ítrio (IPSe.maxZirCAD/IvoclarVivadent). Sobre cada infraestrutura foi prensada uma cerâmica de revestimento à base de fluorapatita (IPSe.maxZirPress/IvoclarVivadent).

As coroas cerâmicas em dissilicato de lítio (IPSe.maxPress) foram feitas em um único laboratório (Laboratório Portalupi, Bauru, SP). A espessura do

---

enceramento da coroa foi padronizada com o auxílio de espessímetro, para garantir uniformidade de corpulência de 1.5mm nas faces axiais e 2.0mm nas faces oclusais. Após a inclusão e a remoção da cera, foi feita a prensagem da cerâmica em uma única estrutura em forno específico. Todas as coroas foram fabricadas na cor A2, utilizando-se pastilhas LT (Low Translucency/IvoclarVivaent) (Figura 4a).

As infraestruturas em óxido de zircônia, estabilizada por Ítrio (IPSe.maxZirCAD), foram processadas pela técnica CAD/CAM (Cerec 3D, Sirona, Bensheim, Germany), em blocos na tonalidade MO0, com 0.5mm de espessura e manutenção do espaçamento da linha de cimento em 70µm, seguindo a metodologia de Grenade et al., (2011). Após esse processo, sobre cada infraestrutura foi realizado um enceramento da anatomia coronária, sendo que a espessura das paredes axial e oclusal foram aferidas para se obter a mesma uniformidade de espessura descrita anteriormente (1.5mm; 2.0mm). Em seguida, as infraestruturas enceradas foram incluídas e prensadas com uma cerâmica à base de fluorapatita (IPSe.maxZirPress). Todas as etapas da confecção dessas coroas foram realizadas em um único laboratório (Prótese Odontológica Romanini, Londrina, PR) e foram fabricadas na cor A2 (Figura 4b).

Figuras 4: a) Coroa confeccionada em IPSe.maxPress; b) Coroa confeccionadas em IPSe.maxZirCAD/IPSe.maxZirPress.

Para detectar áreas ou pontos de atrito que impedissem o assentamento das coroas nos respectivos dentes preparados, foi utilizada uma silicone por condensação de baixa viscosidade (Xantopren® VL Plus/Heraus), a qual foi aplicada no interior de cada coroa, individualmente, com o auxílio de espátula de inserção. O

conjunto (coroa/ silicone) foi levado ao preparo e, após a presa da silicone, as áreas de interferências foram eliminadas com ponta adiamantada esférica nº1014 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) em alta rotação sob refrigeração constante. Esse procedimento foi repetido até que uma película uniforme de silicone fosse observada no interior de toda a coroa (Figura 5).

A verificação da adaptação foi realizada com o auxílio de uma sonda exploradora nº05 (Hu-Friedy, Chigaco, IL, USA) e considerou-se aceitável quando a sonda não detectou nenhuma discrepância na interface dente-coroa (Figura 6). A confirmação ou não da adaptação de todas as coroas foi feita por um profissional experiente que não participou diretamente da pesquisa, não sendo necessário a repetição de nenhuma coroa.

Figura 5 – Avaliação da adaptação da coroa por meio de uma película de silicone.

Figuras 6 – Avaliação do desajuste com sonda exploradora.

4.4 Formação dos Grupos e Cimentação das Coroas

Os cimentos e sistemas adesivos utilizados neste experimento estão listados na tabela 1, com suas respectivas composições, modo de ativação e lote.

Tabela 1 – Cimentos e adesivos selecionados para o estudo

Cimento Resinoso/ Fabricante	Composição	Modo de Ativação	Lote
Choice2™/ Bisco Inc Sigla: CH	BisGMA, vidro de stroncio, Sílica Amorfa	Foto	1000005368
Duolink™/ Bisco Inc Sigla: DL	Ambas as pastas contêm Bis-GMA, TEGDMA e Fibra de vidro. Apenas a pasta base contém UDMA.	Dual	1000011303
VariolinkII®/ IvoclarVivadent Sigla: VL	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, vidro de bário, trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de bário e alumínio e óxidos mistos esferoidais. Catalisadores, estabilizadores e pigmentos.	Dual	N50808
C&B™/Bisco Inc. Sigla: C&B	Ambas as pastas contêm Bis-GMA, BisfenolEtoxy dimetacrilato, Sílica, Partículas de vidro, Fluoreto de Sódio.	Químico	1000011382
Sistema Adesivo/ Fabricante			
Excite®DSC/ IvoclarVivadent	HEMA, di metacrilato, acrilato de ácido fosfônico, dióxido de silício, iniciadores e estabilizadores. Pincel revestido com iniciadores.	Dual	N14938
All Bond 2/ Bisco Inc.	Primer A: Acetona, etanol, sais de metacrilato; Primer B: Acetona, etanol, BPDM; Pre-Bond: bis-GMA, TEGDMA, peróxido de benzoíla	Dual	100005177
Bis-GMA = bisfenol A glicidilmetacrilato; TEGDMA= trietilenoglicol dimetacrilato; UDMA= uretano dimetacrilato; BPDM: bisfenil dimetacrilato			

Previamente à cimentação, os espécimes dos 2 grupos de cerâmicas foram distribuídos de forma aleatória, de acordo com os cimentos utilizados, como exposto no diagrama a seguir:

21 coroas cerâmicas – Dissilicato de Lítio:

21 coroas cerâmicas – Zircônia+Fluorapatita:

No momento da cimentação, os subgrupos compostos pelos cimentos dual e/ou foto (Duolink; VariolinkII; Choice2) foram novamente subdivididos, conforme o protocolo de fotoativação:

- 1) Protocolo de Ativação 3x20s: fotoativação nas faces vestibular, oclusal e lingual, com o tempo de exposição de 20s em cada face, sequencialmente;
- 2) Protocolo de Ativação 1x60s: fotoativação somente por oclusal, com tempo de exposição de 60s. Essa variável foi adotada com o intuito de se investigar a possibilidade de facilitar o procedimento clínico.

A determinação do número de espécimes para cada grupo foi feita após a realização de teste piloto. Para os cimentos Choice 2, Duolink e VariolinkII foram formados 2 subgrupos constituídos por 3 corpos de prova para cada cerâmica e protocolo de fotoativação e, para o cimento C&B, cujo modo de polimerização é químico, cada subgrupo foi constituído por 3 corpos de prova para cada cerâmica.

Previamente à cimentação, os preparos foram limpos com mistura de água e pedra-pomes (SS White Artigos Dentários Ltda, ref nº 05505), lavados em água corrente e secos por 30s com jatos de ar.

A superfície interna de cada coroa foi tratada de acordo com as especificações de cada sistema cerâmico, como preconizado pelo fabricante:

- para as coroas confeccionadas em dissilicato de lítio foi realizado condicionamento com ácido fluorídrico a 10% (Dentsply, lote:449811D)
-

por 20s, lavadas em água corrente e secas com jatos de ar. Posteriormente, foi aplicada uma camada de Monobond-S (Ivoclar/Vivadent, lote:N15219) por 60s, seguida de lavagem com água e secagem com jato de ar;

- para as coroas confeccionadas em zircônia, foi utilizada uma camada de Z Prime plus (Bisco/Inc®, lote:1000005934) por 180s, lavadas em água corrente e secagem com jatos de ar.

Após o tratamento interno de cada coroa, foi realizado o condicionamento das mesmas de acordo com as instruções dos fabricantes de cada cimento. Para as coroas cimentadas com os cimentos Choice 2, Doulink e C&B, foi aplicada uma fina camada do primer A&B do sistema adesivo All Bond 2 (Bisco/Inc®) com fotoativação por 20s. Para as coroas cimentadas com o cimento VariolinkII, aplicou-se uma fina camada do sistema adesivo ExciteDSC (Ivoclar/Vivadent) e subsequente fotoativação por 20s.

Os procedimentos de condicionamento da dentina também seguiram as instruções dos fabricantes de cada cimento. Para os cimentos Choice 2, Duolink e C&B, realizou-se condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 20s, seguido de lavagem com água corrente e secagem com leves jatos de ar sem, contudo, promover a desidratação da dentina. Em seguida foram aplicadas 5 camadas consecutivas do primer A&B do All Bond 2 em toda a superfície do preparo. Após a aplicação da última camada, procedeu-se uma leve secagem por 5s para remover resíduos de solvente e partículas dispersas, com posterior fotoativação por 20s. Após a fotoativação do sistema adesivo, foi aplicada uma camada de PreBond Resin (Bisco/Inc®, lote:1000006096) em toda a superfície do preparo. Esse material vem incluído no “kit” do sistema adesivo, composto de Bis-GMA, TEGDMA e Peróxido de Benzoíla, e sua utilização é indicada pelo fabricante para precipitar a reação de polimerização.

Para o cimento Variolink II, o condicionamento da dentina foi realizado com ácido fosfórico a 37% por 20s, seguido de lavagem com água corrente e posterior secagem com leves jatos de ar, deixando as superfícies do preparo ligeiramente úmidas. Fez-se a aplicação do adesivo Excite® DSC, cujo pincel contendo iniciador em suas cerdas foi introduzido no compartimento que continha o adesivo e, em seguida, levado sobre toda superfície do preparo, pincelando e agitando o material

---

durante 10s. Os excessos foram removidos com leves jatos de ar por 3s, procedendo-se à fotoativação do adesivo por 20s.

Com o intuito de simular as condições clínicas no momento de cimentação, ou seja, ter a presença de dentes vizinhos aos corpos de prova (de Jong et al., 2007), foi confeccionada uma matriz de silicona por adição (Express, 3M ESPE), contendo um pré-molar e um molar íntegros para que o dente preparado pudesse ser acomodado entre os dois elementos dentários (Figura 7). A cimentação foi realizada em ambiente com temperatura controlada em $25\pm1^{\circ}\text{C}$.

Para os cimentos VariolinkII e C&B as pastas-base e catalisadora foram misturadas na proporção de 1:1 durante 10s, de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para o cimento Duolink, utilizou-se a seringa dupla de automistura que acompanha o kit e, como o cimento Choice 2 é apresentado em um única pasta, não foi necessária sua manipulação. O cimento foi aplicado em toda a superfície interna da coroa em uma fina camada a qual, em seguida, foi assentada sobre o preparo com pressão manual, como descrito por Lohbauer et al (2010). Após a verificação do assentamento e remoção dos excessos de cimento, as coroas foram mantidas em posição sob pressão digital e os cimentos foram fotoativadas, de acordo com os protocolos de ativação referidos anteriormente.

Figuras 7 – espécime entre os 2 dentes naturais.

No protocolo de fotoativação 3x20s, a coroa foi mantida em posição por meio de pressão digital feita na face oclusal, seguida da fotoativação na face vestibular. A

---

fotoativação por oclusal foi feita com a coroa mantida em posição pelas faces vestibular e lingual e, para a fotoativação na face lingual, a coroa foi mantida em posição por meio de pressão digital na face oclusal.

Para o protocolo 1x60s, a coroa foi mantida em posição por pressão digital pelas faces vestibular e lingual para fotoativação apenas por oclusal. O cimento C&B, que não recebeu fotoativação, permaneceu intáctil até sua polimerização inicial.

Para a fotoativação, foi empregado um Diodo Emissor de Luz (LED; Dabi Atlante Ultraled) com potência máxima em torno de 950mW/cm^2 , aferida com o auxílio de um radiômetro (Model 100, KERR Corporation, Orange, CA USA) antes de cada utilização.

Após a conclusão do processo de cimentação, foram aguardados 15 minutos antes de os corpos de prova serem armazenados em um recipiente contendo água deionizada, em temperatura constante de $36\pm0.5^\circ\text{C}$, por 7 dias, ao abrigo da luz (Yan YL, et al, 2010). Após esse período os corpos foram seccionados e a linha de cimento foi avaliada no Micro-Raman para se avaliar o grau de conversão de cada cimento.

4.5 Obtenção dos espécimes para análise no Micro-Raman

Cada espécime foi fixado em uma placa de alumínio com godiva de baixa fusão (figura 8), e a coroa foi seccionada transversalmente com um disco diamantado (Diamond Wafering Blade – EXTEC, EUA) em uma máquina especial para cortes seriados (Isomet 2000 precision saw - Buehler, EUA), em baixa velocidade e constante irrigação.

Figuras 8 – Dente fixado na placa de alumínio.

Foram realizados três cortes transversalmente: um 2mm aquém da face oclusal, outro corte no centro da coroa e o terceiro 2mm aquém da margem da coroa. Dessa maneira, foram obtidos 2 discos de aproximadamente 2mm de espessura (Figuras 9a e 9b).

Figuras 9a - Cortes transversais na coroa.

Figuras 9b - Discos obtidos.

Ambos os lados de cada disco receberam polimento manual durante 1 minuto, utilizando lixas de granulação de 1200 e 2000 (EXTEC – Erios Internacional São Paulo, SP), em uma politriz metalográfica (APL-4 AROTEC, Cotia, SP, Brasil). Entre cada sequência de polimento, os discos foram submetidos à ação de um ultrassom durante 5 minutos com água deionizada, para a eliminação de detritos resultantes do polimento.

4.6 Análise do Grau de Conversão (GC)

As análises dos espectros de Micro-Raman foram realizadas no Instituto de Física de São Carlos; Departamento de Física e Ciência dos Materiais, Grupo Crescimento de Cristais e Materiais Cerâmicos – USP.

O aparelho utilizado neste experimento foi um equipamento de Micro-Raman com rede de difração de 1800 grooves/mm, combinado a um microscópio óptico confocal (Alpha 300 A/R -WITec®) composto de um laser de He:Ne com comprimento de onda de 632nm.

Antes do início das leituras, fazia-se a calibração do aparelho com o auxílio de uma placa de Silício (Si) com pico principal em 521cm^{-1} . Esse material é o escolhido por possuir um pico Raman bem definido (padrão adotado em todos os equipamentos Raman). Após a calibração ter sido completada, o aparelho era alinhado e a amostra posicionada. Dessa forma, pôde-se medir a intensidade do pico principal em 1638cm^{-1} (C=C em metacrilato) em relação ao pico correspondente à ligação C=C no anel aromático com pico principal em 1608cm^{-1} , o qual permanece estável durante a conversão de monômero para polímero. As leituras Raman foram realizadas utilizando-se a objetiva de 20X e aquisição de quatro espectros com um tempo de integração de 20s para cada espectros e escaneamento entre $-3\text{ }\mu\text{m}$ a $3\text{ }\mu\text{m}$ com intervalo de $1.5\text{ }\mu\text{m}$ entre os espectros. Durante a realização do experimento, a luz da sala se manteve apagada para que não interagisse de alguma forma na leitura do Raman. A temperatura ambiente foi mantida constante a $23^{\circ}\text{C}\pm 1^{\circ}\text{C}$, com umidade relativa controlada em $\pm 34\%$.

Figura 10 - Aparelho Micro-Raman.

Nesse tipo de técnica, também conhecida como técnica fotônica ou física quântica, cada gráfico gerado representa a intensidade da radiação espalhada a partir da excitação de um feixe de raio laser (expresso em cm^{-1}) e é conhecida como “*espectro Raman*”. A determinação da quantidade de espectros e o tempo necessário para sua obtenção variam conforme a necessidade individual de cada estudo, sendo que este último está relacionado com a qualidade do sinal emitido. Nesse trabalho, o número de espectros bem como o tempo de incidência do laser foram determinados em testes-pilotos, cujo objetivo foi normatizar e verificar se a incidência do laser não causava danos aos cimentos, como alteração na polimerização ou queima do cimento. A quantidade de espectros foi determinada em função das amostras não serem homogêneas, pois um aumento na quantidade de espectros poderia incorrer em erros na obtenção da média de cada leitura, tendo em vista a amplitude da incidência do laser ($-3\mu\text{m}$ a $3\mu\text{m}$) para cada ponto selecionado. Para a determinação do tempo, iniciou-se com um tempo de integração de 20s com 4 espectros. Em seguida, foi aumentado para 40s mantendo-se os 4 espectros. O acréscimo do tempo não resultou em melhoria significativa na qualidade de sinal, ou seja, a quantidade de ruído não era diferente. Dessa forma, optou-se por realizar as leituras com menor tempo com o intuito de diminuir o tempo gasto em cada pastilha de dente sem, contudo, prejudicar as análises e o resultado final.

Os disco foram posicionados individualmente na plataforma do microscópio óptico acoplado ao Raman, para localizar a linha do cimento e a determinação das intensidades relativas do cimento polimerizado (figuras 11a e 11b). Com o intuito de se avaliar o comportamento dos cimentos de uma maneira tridimensional, foram realizadas doze leituras em pontos distintos de cada pastilha, sendo três em cada face (V,M,L,D), conforme é mostrado na figura 11c, nos terços oclusal, médio e cervical. Essa metodologia resultou em 108 leituras para cada grupo/condição avaliada.

Para calcular o GC, é necessária a determinação das intensidades relativas do cimento não polimerizado. Para isso, os cimentos foram manipulados e colocados em uma matriz pré-fabricada em aço inox com 4mm de diâmetro e 1mm de espessura (figura 12). Imediatamente após a manipulação e colocação na matriz, foi feita a leitura no aparelho Micro-Raman sem fotoativação.

Figuras 11a - Disco posicionado no microscópio.

Figura 11b - Localização da linha do cimento.

Figuras 11c - Esquema das leituras.

Figura 12 – Cimento não-polymerizado na matriz de aço-inox.

4.6.1 Determinação do GC

Cada leitura gerava quatro gráficos que tinham que ser normalizados em um software específico do aparelho Raman. Essa normalização teve por objetivo remover a ação de raios cósmicos, estabelecer uma linha de base para igualar a amplitude das intensidades relativas e calcular a média desses gráficos. A partir daí, foi possível realizar a interpretação de cada leitura, dos valores no pico alifático (1638cm^{-1}) em relação ao pico aromático (1608cm^{-1}), comparando os cimentos não-polymerizados com o cimento polymerizado. Para isso, realizava-se a coleta na ordenada “y” do valor da máxima intensidade relativa em cada pico. A razão (divisão) entre esses 2 picos foi calculada e o GC foi determinado, em porcentagem, utilizando-se a seguinte equação (Pianelli, 1999):

$$GC(\%) = 100.[1-(R_{\text{polimerizado}}/R_{\text{n\~ao-polimerizado}})],$$

onde R representa a razão entre os picos ($1638\text{cm}^{-1}/1608\text{cm}^{-1}$) do cimento polimerizado e não-polimerizado, respectivamente.

Os valores do GC de cada leitura foram dispostos em planilhas em programa computacional (Microsoft® Excel), separando-se os itens analisado, de acordo com o tratamento estatístico a ser processado.

4.7 Obtenção das pastilhas do grupo controle

Esse grupo foi estabelecido para avaliar o GC dos cimentos sem a interposição da cerâmica. Para isso, confeccionou-se 3 espécimes em forma de pastilha de cada cimento. Os cimentos com polimerização dual e físico foram manipulados e colocados em um matriz de aço-inox ($\varnothing 4\text{mm} \times 1\text{mm}$) e foram fotoativados por 60s. O cimento C&B também foi colocado na matriz e permaneceu intáctil durante 15 minutos, até sua polimerização inicial. Após a polimerização dos cimentos, a parte superior das pastilhas foi demarcada por meio de uma lâmina de bisturi para que pudesse ser posteriormente identificada. As pastilhas foram armazenadas em temperatura constante de $36 \pm 0.5^\circ\text{C}$ por 24 horas e ao abrigo da luz e da água. Para a determinação do GC foram realizadas três leituras em diferentes regiões, sendo uma no centro e duas lateralmente à anterior, na parte superior de cada pastilha. Foram obtidas as médias dessas leituras, que serviram como parâmetro para avaliar os efeitos das condições experimentais no GC dos cimentos.

4.8 Tratamento estatístico dos dados

Toda a análise estatística foi realizada empregando-se o pacote estatístico Sigma Plot 12.0 (Jandel Scientific, USA). Para uma melhor exploração e interpretação dos dados foram realizadas três análises estatísticas, utilizando-se análise de variância (ANOVA) e o teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov:

1. Inicialmente, foi realizada ANOVA a três critérios envolvendo as variáveis cimentos/ protocolos de ativação/ cerâmicas, com o intuito de verificar o efeito do protocolo de ativação e composição da cerâmica no GC dos cimentos de polimerização físico (Choice 2) e/ou dual (VariolinkII; Duolink). Nessa análise, o cimento químico (C&B) não foi incluído, visto não ter recebido nenhum tipo de protocolo de ativação.
  2. A fim de se de comparar o efeito da composição das cerâmicas no GC de todos os cimentos utilizados, incluindo o cimento C&B, separaram-se os cimentos que receberam os protocolos de ativação 1x60 e 3x20, em dois grupos distintos. A partir daí, foram realizadas duas análises ANOVA a dois critérios (cerâmica/cimentos) separadamente, nos 2 modos de fotoativação (1x60s e 3x20s), incluindo o cimento de polimerização química.
  3. Tendo por objetivo verificar o comportamento tridimensional de cada cimento, foi realizada análise de variância (ANOVA) a dois critérios, tendo como variáveis as faces e os terços. Nesta fase, poder-se-ia realizar uma análise a três critérios, incluindo os cimento e relacionando-os entre si. Todavia, como o intuito aqui foi o de observar o comportamento de cada cimento de uma forma tridimensional, entendeu-se que seria mais apropriado singularizar cada conjunto (cerâmica/cimento/protocolo de ativação) por meio de análises individualizadas. Dessa forma, foi feita uma análise de variância para os cimentos e respectivos protocolos de ativação que foram utilizados na cerâmica de dissilicato de lítio e, posteriormente, essa mesma análise foi realizada para os cimentos que foram utilizados na cerâmica de zircônia. Entretanto, como comentado, não foi realizado a comparação entre os cimentos.
-

- Para todas as análises descritas acima, foram realizados testes para comparações múltiplas (Tukey) com nível de significância 5%.
4. Para verificar a relação existente entre as pastilhas e as condições experimentais, as médias foram agrupadas e submetidas à análise de variância não-paramétrica (Kruskal-Wallis) a um critério, individualizando cada cimento. Realizaram-se testes para comparações múltiplas (método de Dunn's) com nível de significância 5%.

5 Resultados

---

5 RESULTADOS

5.1 - Análise estatística ANOVA a 3 critérios: cimentos com modos de polimerização dual (VariolinKII/Duolink) e físico (Choice2) /protocolos de ativação/cerâmicas.

As médias dos resultados (em%) do grau de conversão (GC) e desvios-padrão estão na tabela 2 e podem ser visualizadas no gráfico 2. A tabela 3 apresenta as diferenças encontradas entre as diversas condições analisadas, a partir das comparações múltiplas de Tukey ($\alpha=5\%$).

Tabela 2. Médias (em %) e desvio-padrão dos grupos avaliados.

CIMENTOS/CERÂMICAS	1x60	3x20
VL/DSL T	75.5(5.8) ^{A,a}	77.4(2.9) ^{G,a}
VL/ZR	61.4(10.9) ^{B,a}	70.8(3.9) ^{H,b}
DL/DSL T	85.8(4.3) ^{C,a}	86.7(3.2) ^{J,a}
DL/ZR	76.3(3.4) ^{D,a}	78.3(3.6) ^{K,a}
CH/DSTL	67.8(8.5) ^{E,a}	74.4(6.0) ^{L,G,b}
CH/ZR	65.5(12.2) ^{E,a}	72.2(6.7) ^{L,H,b}

CIMENTOS: VL: Variolink II; DL: Duolink; CH: Choice 2.
 CERÂMICAS: DSLT: Dissilicato de Lítio; ZR: Zircônia.
 Letras MAIÚSCULAS diferentes na mesma COLUNA são estatisticamente diferente;
 Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.

Tabela 3. Valores de “p” nas comparações múltiplas (Tukey) para as diferentes condições analisadas.

GRUPOS	CONDIÇÃO ANALISADA	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	VL/DSL T/1X60		0,625	0,000	0,000	0,000	0,000	0,999	0,086	0,000	0,992	0,000	0,038
2	VL/DSL T/3X20	0,625		0,000	0,000	0,000	0,000	0,988	0,997	0,000	0,055	0,000	0,000
3	VL/ZR/1X60	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
4	VL/ZR/3X20	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,045	0,004	0,000	0,957
5	DL/DSL T/1X60	0,000	0,000	0,000	0,000		0,998	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
6	DL/DSL T/3X20	0,000	0,000	0,000	0,000	0,998		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
7	DL/ZR/1X60	0,999	0,988	0,000	0,000	0,000	0,000		0,551	0,000	0,676	0,000	0,001
8	DL/ZR/3X20	0,086	0,997	0,000	0,000	0,000	0,000	0,551		0,000	0,001	0,000	0,000
9	CH/DSL T/1X60	0,000	0,000	0,000	0,045	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,364	0,000
10	CH/DSL T/3X20	0,992	0,055	0,000	0,004	0,000	0,000	0,676	0,001	0,000		0,000	0,488
11	CH/ZR/1X60	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,364	0,000		0,000
12	CH/ZR/3X20	0,038	0,000	0,000	0,957	0,000	0,000	0,001	0,000	0,000	0,488	0,000	

p<0,050 são estatisticamente diferentes.

Gráfico 2: Médias e desvio-padrão dos grupos avaliados.

A análise estatística ANOVA, mostrou diferenças significativas entre cimentos ($F=395,92$; $p<0,001$), cerâmicas ($F=363,95$; $p<0,001$), protocolos de ativação ($F=148,30$; $p<0,001$) e interação entre os critérios analisados ($F=9,67$; $p<0,001$).

De acordo com a tabela 3, os valores de “p” que estão em destaque não apresentaram diferenças estatísticas, quando se comparam cada grupo/condição analisada. Individualizando-se os critérios (cerâmicas; protocolo de ativação; cimentos), quando se comparam os resultados obtidos entre as cerâmicas, o teste de Tukey não indicou diferença apenas para o cimento CH, resguardado o protocolo de ativação. Comparando os resultados entre os diferentes cimentos, o teste de Tukey não detectou diferenças somente entre os cimentos VL e CH, quando utilizados na cimentação das coroas cerâmicas em DSLT e ZR, com protocolo de ativação 3x20. Na comparação entre os protocolos de ativação (1x60 vs 3x20) esse mesmo teste não mostrou diferenças no GC para o cimento VL quando utilizado na cerâmica DSLT e, para o cimento DL, quando utilizado em ambas cerâmicas.

5.2-Análise estatística ANOVA a 2 critérios: cimentos/cerâmicas.

Nessa análise avaliou-se também o GC do cimento C&B (modo de polimerização químico) em relação aos demais cimentos que foram fotoativados com o protocolo 1x60. As médias (em %) e desvios-padrão estão na tabela 4 e podem ser visualizados no gráfico 3.

Tabela 4. Médias (em %) e desvio-padrão dos grupos avaliados.

CIMENTO	DSLT	ZR
VL(1x60)	75.5(5.7) ^{A,a}	61.4(10.9) ^{E,e}
DL(1x60)	85.8(4.3) ^{B,b}	76.3(3.4) ^{F,f}
CH(1x60)	67.8(8.5) ^{C,c}	65.5(12.2) ^{G,g}
C&B	79.9(2.4) ^{D,d}	72.3(4.6) ^{H,h}
CIMENTOS: VL: Variolink II; DL: Duolink; CH: Choice 2; C&B: Cimento químico CERÂMICAS: DSLT: Dissilicato de Lítio; ZR: Zircônia Letras MAIÚSCULAS diferentes na mesma COLUNA são estatisticamente diferentes; Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.		

Gráfico 3: Médias e desviopadrão dos grupos avaliados (1x60).

A análise estatística mostrou diferenças entre cimentos ($F=180,30$; $p<0,001$) e entre cerâmicas ($F=280,27$; $p<0,001$), havendo interação entre os critérios ($F=23,99$; $p<0,001$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) indicou diferenças entre todos os cimentos, independentemente da composição da cerâmica. Quando se comparam as cerâmicas, observa-se diferença no GC de todos os cimentos, sendo superiores com a cerâmica de DSLT.

É interessante notar a diferença estatística encontrada entre as cerâmicas com o cimento C&B, pois seu modo de polimerização é químico. Essa diferença foi confirmada pelo teste de t-Student ($p<0,001$).

Foi realizada, também, análise de variância a dois critérios com o protocolo de ativação 3x20, incluindo o cimento químico. As médias (em %) e respectivos desvios-padrão estão na tabela 5 e podem ser visualizados no gráfico 4.

Tabela 5. Médias (em %) e desvio-padrão dos grupos avaliados.

CIMENTO	DSLT	ZR
VL(3x20)	77.4(2.9) ^{A,a}	70.8(3.9) ^{E,e}
DL(3x20)	86.7(3.2) ^{B,b}	78.3(3.6) ^{F,f}
CH(3x20)	74.4(6.0) ^{C,c}	72.2(6.7) ^{E,g}
C&B	79.9(2.4) ^{D,d}	72.3(4.6) ^{E,h}
CIMENTOS: VL: Variolink II; DL: Duolink; CH: Choice 2; C&B: Cimento químico CERÂMICAS: DSLT: Dissilicato de Lítio; ZR: Zirconia Letras MAIÚSCULAS diferentes na mesma COLUNA são estatisticamente diferentes; Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.		

Gráfico 4: Médias e desvio-padrão dos grupos avaliados (3x20).

Os resultados da análise mostraram diferenças entre os cimentos ($F=204,42$; $p<0,001$) e entre as cerâmicas ($F=513,16$; $p<0,001$), havendo interação entre os critérios ($F=22,63$; $p<0,001$). Na comparação entre cimentos, o teste de Tukey indicou diferenças estatísticas para todos os cimentos utilizados no grupo de coroas confeccionadas em DSLT. Para as coroas confeccionadas em ZR, ocorreram diferenças somente com o cimento Duolink ($p<0,001$). A comparação entre cerâmicas mostra diferença no GC de todos os cimentos, onde a DSLT apresentou resultados superiores que a ZR. Pode-se notar, novamente, a diferença encontrada no cimento C&B em relação às cerâmicas. Essa diferença foi confirmada pelo teste de t-Student ($p<0,001$).

5.3 - Análise estatística ANOVA a 2 critérios: faces/terços.

O objetivo dessa análise foi avaliar de forma individualizada o GC dos cimentos nas faces e terços nos modos de ativação (dual, físico e químico) utilizados na cimentação de coroas cerâmicas de DSLT (Tabelas 6 a 9 e gráficos 5 a 11).

Tabela 6. Médias (em %) e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento VL e a cerâmica DSLT.

Protocolo de ativação	VL1X60			VL3X20		
	TERÇOS			TERÇOS		
FACES	OCCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL	OCCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL
VESTIBULAR	74.0(2.3) ^{A,a}	73.6(3.8) ^{A,a}	71.3(7.7) ^{A,a}	76.0(1.4) ^{C,c}	78.5(1.8) ^{CD,c}	76.4(5.1) ^{CD,c}
MESIAL	78.0(3.3) ^{A,a}	74.3(2.7) ^{A,a}	75.2(5.9) ^{AB,a}	75.7(1.8) ^{C,c}	77.3(1.5) ^{D,c}	78.3(2.0) ^{CD,c}
LINGUAL	77.2(3.8) ^{A,a}	71.7(8.9) ^{A,b}	77.1(2.9) ^{AB,ab}	77.2(1.5) ^{C,c}	81.5(1.8) ^{C,d}	79.2(1.2) ^{C,cd}
DISTAL	79.8(6.9) ^{A,a}	75.2(5.1) ^{A,a}	78.3(3.5) ^{B,a}	75.3(2.3) ^{C,c}	77.4(2.0) ^{D,c}	75.7(3.0) ^{D,c}

VL: VariolinkII
DSL: Dissilicato de Lítio
Letras MAIÚSCULAS diferentes na mesma COLUNA são estatisticamente diferentes;
Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.

Gráfico 5. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento VL (1x60) e a cerâmica DSLT.

Gráfico 6. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento VL (3x20) e a cerâmica DSLT.

Para o protocolo de ativação 1x60, a análise estatística mostrou diferenças entre as faces ($F=3,51$ e $p=0,018$) e entre os terços ($F=3,71$ e $p=0,028$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) indicou diferenças entre as faces vestibular e distal no terço cervical ($p=0,040$) e entre os terços oclusal e médio na face lingual ($p=0,021$).

Para o protocolo de ativação VL 3x20, a análise estatística constatou diferenças entre as faces ($F=7,611$ e $p<0,001$) e entre os terços ($F=9,753$ e $p<0,001$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) detectou diferenças entre as faces lingual e distal no terço cervical ($p=0,025$) e entre a face lingual com as faces mesial e distal, no terço médio ($p=0,004$ e $p=0,005$ respectivamente). Houve, também, diferença entre os terços oclusal e médio na face lingual ($p=0,001$).

A tabela 7 e os gráficos 7 e 8 apresentam os valores médios (em %) e desvios-padrão do cimento DL nos 2 protocolos de ativação para a cerâmica DSLT.

Tabela 7. Médias (em %) e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento DL e a cerâmica DSLT.

Protocolo de ativação	DL1X60			DL3X20		
	TERÇOS			TERÇOS		
FACES	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL
VESTIBULAR	86.3(2.4) ^{A,a}	85.2(2.3) ^{A,a}	84.8(1.9) ^{A,a}	87.0(3.4) ^{C,c}	85.0(4.3) ^{C,c}	88.4(4.4) ^{C,c}
MESIAL	87.2(3.1) ^{A,a}	85.8(1.7) ^{A,a}	86.3(0.8) ^{A,a}	87.0(2.5) ^{C,c}	85.7(1.5) ^{C,c}	87.8(3.0) ^{C,c}
LINGUAL	88.7(3.0) ^{A,a}	87.5(1.7) ^{A,a}	81.6(7.4) ^{A,b}	85.7(2.7) ^{C,c}	88.2(2.2) ^{C,c}	87.0(2.7) ^{C,c}
DISTAL	88.8(1.7) ^{A,a}	85.7(2.8) ^{A,ab}	82.0(7.7) ^{A,b}	86.0(2.1) ^{C,c}	85.4(3.0) ^{C,c}	87.7(2.8) ^{C,c}

DL: Duolink
 DSLT: Dissilicato de Lítio
 Letras MAIÚSCULAS diferentes na mesma COLUNA são estatisticamente diferentes;
 Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.

Gráfico 7. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento DL (1x60) e a cerâmica DSLT.

Gráfico 8. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento DL (3x20) e a cerâmica DSLT.

Para o protocolo de ativação 1x60, a análise de variância não constatou diferenças entre as faces ($F=0,364$ e $p=0,779$), mas detectou diferenças entre os terços, não havendo interação entre os pares ($p=0,073$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) constatou diferenças entre o terço cervical e os terços oclusal e médio ($p<0,001$ e $p=0,006$ respectivamente) na face lingual, e entre os terços oclusal e cervical ($p=0,001$) na face distal. Quando foi realizado o protocolo de ativação 3x20, a análise estatística não mostrou diferenças entre as faces ($F=0,179$ e $p=0,910$) nem entre os terços ($F=2,760$ e $p=0,068$).

A tabela 8 e os gráficos 9 e 10 apresentam os valores médios (em %) e desvios-padrão do cimento CH nos 2 protocolos de ativação para a cerâmica DSLT.

Tabela 8. Médias (em %) e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento CH e cerâmica DSLT.

Protocolo de ativação	CH 1X60			CH3X20		
	TERÇOS			TERÇOS		
FACES	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL
VESTIBULAR	75.2(5.0) ^{A,a}	65.5(5.6) ^{A,b}	66.1(10.8) ^{A,b}	78.2(1.2) ^{C,c}	77.2(2.8) ^{C,c}	76.1(4.7) ^{C,c}
MESIAL	75.6(4.2) ^{A,a}	65.3(6.3) ^{A,b}	60.0(5.8) ^{A,b}	72.8(6.8) ^{C,c}	74.0(5.7) ^{CD,c}	73.2(6.4) ^{CD,c}
LINGUAL	76.3(2.8) ^{A,a}	64.0(5.5) ^{A,b}	62.3(6.3) ^{A,b}	77.8(1.7) ^{C,c}	76.2(3.1) ^{C,c}	78.0(1.6) ^{C,c}
DISTAL	75.3(4.4) ^{A,a}	66.6(3.8) ^{A,b}	61.3(9.2) ^{A,b}	72.7(5.6) ^{C,c}	69.0(8.2) ^{D,c}	68.1(5.5) ^{D,c}

CH:Choice 2
DSL: Dissilicato de Lítio
Letras MAIÚSCULAS diferentes na mesma COLUNA são estatisticamente diferentes;
Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.

Gráfico 9. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento CH (1x60) e cerâmica DSLT.

Gráfico 10. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento CH(3x20) e a cerâmica DSLT.

Para o cimento Choice 2 com o protocolo de ativação 1x60, a análise estatística não mostrou diferenças entre as faces ($F=0,422$ e $p=0,738$) e sim entre os terços ($F=39,448$ e $p<0,001$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) indicou que o terço oclusal diferiu em relação aos outros dois para todas as faces.

Com o protocolo de ativação 3x20 foram encontradas diferenças entre as faces ($F=11,968$ e $p<0,001$), mas não entre os terços ($F=0,930$ e $p=0,398$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) demonstrou diferenças entre as faces vestibular e lingual com a face distal dentro dos terços cervical ($p=0,010$; $p<0,001$) e médio ($p=0,008$; $p=0,024$).

A tabela 9 e o gráfico 11 apresentam as médias (em %) e desvios-padrão do cimento C&B para a cerâmica DSLT.

Tabela 9. Médias (em %) e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento C&B e a cerâmica DSLT.

	C&B		
	TERÇOS		
FACES	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL
VESTIBULAR	77.7(1.5) ^{A,a}	79.2(1.9) ^{A,a}	79.5(1.5) ^{A,a}
MESIAL	80.6(1.6) ^{A,a}	80.6(2.1) ^{A,a}	80.5(1.3) ^{B,a}
LINGUAL	78.7(3.3) ^{A,a}	80.5(1.8) ^{A,a}	80.6(2.4) ^{AB,a}
DISTAL	80.4(2.7) ^{A,a}	79.5(2.4) ^{A,a}	81.1(2.5) ^{AB,a}

C&B: Cimento químico

DSL: Dissilicato de Lítio

Letras MAIÚSCULAS diferentes na mesma COLUNA são estatisticamente diferentes;

Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.

Gráfico 11. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento C&B e a cerâmica DSLT.

A análise estatística mostrou diferenças entre as faces ($F=2,995$ e $p=0,035$), mas não entre os terços ($F=1,814$ e $p=0,169$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) indicou diferenças entre as faces vestibular e mesial no terço cervical ($p=0,033$).

Seguindo o mesmo raciocínio, o objetivo agora foi avaliar, de forma individualizada, o GC dos cimentos nas faces e terços nos modos de ativação (dual, físico e químico) utilizados na cimentação de coroas cerâmicas de ZR (Tabelas 10 a 13 e gráficos 12 a 18).

A tabela 10 e os gráficos 12 e 13 apresentam os valores médios (em %) e respectivos desvios-padrão do GC do cimento VL utilizado na cimentação das coroas cerâmicas confeccionadas em ZR.

Tabela 10. Médias (em %) e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento VL e a cerâmica ZR.

Protocolo de ativação	VL1X60			VL3X20		
	TERÇOS			TERÇOS		
FACES	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL
VESTIBULAR	68.6(2.0) ^{A,a}	64.3(6.4) ^{A,a}	53.6(12.8) ^{A,b}	72.6(3.2) ^{C,c}	73.0(2.7) ^{C,c}	72.0(5.1) ^{C,c}
MESIAL	69.8(3.5) ^{A,a}	60.8(7.2) ^{A,b}	58.2(6.1) ^{A,b}	72.0(4.0) ^{C,c}	67.2(4.0) ^{D,d}	69.3(4.7) ^{C,cd}
LINGUAL	68.1(1.9) ^{A,a}	62.6(4.5) ^{A,a}	40.4(17.7) ^{B,b}	73.4(2.5) ^{C,c}	70.8(2.3) ^{CD,c}	71.1(4.4) ^{C,c}
DISTAL	69.6(1.8) ^{A,a}	64.4(3.1) ^{A,ab}	56.1(5.5) ^{A,b}	70.4(4.9) ^{C,c}	69.6(2.1) ^{CD,c}	68.4(4.2) ^{C,c}

VL: VariolinkII
 ZR: Zircônia
 Letras MAIÚSCULAS diferentes na mesma COLUNA são estatisticamente diferentes;
 Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.

Gráfico 12: Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento VL(1x60) e a cerâmica ZR.

Gráfico 13: Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento VL (3x20) e cerâmica ZR.

A análise de variância a dois critérios com o protocolo de ativação 1x60 revelou diferenças estatísticas entre as faces ($F=4,034$ e $p=0,009$) e entre os terços ($F=46,014$ e $p<0,001$), havendo interação entre os pares ($p=0,006$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) mostrou diferenças entre a face lingual com as demais no terço cervical ($p<0,001$). Em relação aos terços, o teste indicou diferenças entre os terços oclusal e médio em relação ao cervical dentro das faces vestibular ($p<0,001$ e $p=0,010$) e dentro da face lingual ($p<0,001$). Detectou também diferenças entre os terços médio e cervical em relação ao terço oclusal na face mesial ($p=0,037$ e $p=0,005$). Indicou, também, diferenças entre os terços oclusal e cervical na face distal ($p<0,001$).

No protocolo de ativação 3x20, a análise de variância a dois critérios mostrou diferenças estatísticas entre as faces ($F=4,687$ e $p=0,004$) e entre os terços ($F=3,121$ e $p=0,049$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) mostrou diferenças entre as faces vestibular e mesial no terço médio ($p=0,008$) e entre os terços médio e oclusal na face mesial ($p=0,049$).

A tabela 11 e os gráficos 14 e 15 apresentam os valores médios (em %) e respectivos desvios-padrão do GC do cimento DL utilizado na cimentação das coroas cerâmicas confeccionadas em ZR.

Tabela 11. Médias (em %) e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento DL e cerâmica ZR.

Protocolo de ativação	DL1X60			DL3X20		
	TERÇOS			TERÇOS		
FACES	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL
VESTIBULAR	76.3(1.4) ^{AB,a}	75.5(3.9) ^{A,a}	75.2(4.2) ^{A,a}	78.3(1.8) ^{C,c}	80.5(2.0) ^{C,c}	81.5(1.1) ^{C,c}
MESIAL	77.4(2.4) ^{A,a}	78.2(3.1) ^{A,a}	77.5(1.8) ^{A,a}	78.0(3.2) ^{C,c}	78.0(2.7) ^{CD,c}	75.1(4.5) ^{D,c}
LINGUAL	73.3(4.0) ^{B,a}	74.4(3.6) ^{A,a}	76.1(3.8) ^{A,a}	79.5(2.4) ^{C,c}	77.8(2.0) ^{CD,c}	80.3(1.0) ^{C,c}
DISTAL	79.3(1.5) ^{A,a}	76.5(1.8) ^{A,a}	75.6(3.8) ^{A,a}	76.2(6.6) ^{C,c}	75.4(4.3) ^{D,c}	78.7(1.7) ^{CD,c}

DL: Duolink
 ZR: Zircônia
 Letras MAIÚSCULAS diferentes na mesma COLUNA são estatisticamente diferentes;
 Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.

Gráfico 14. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento DL (1x60) e a cerâmica ZR.

Gráfico 15. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento DL(3x20) e a cerâmica ZR.

No protocolo de ativação 1x60, a análise estatística ANOVA a dois critérios mostrou diferenças entre as faces ($F=5,331$ e $p=0,002$), mas não houve diferença entre os terços ($F=0,237$ e $p=0,790$), não havendo interação entre os critérios ($p=0,122$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) constatou diferenças da face lingual com as faces mesial e distal ($p<0,001$ e $p=0,036$) no terço oclusal.

No protocolo de ativação 3x20, a análise de variância mostrou diferenças entre as faces ($F=6,975$ e $p=<0,001$), mas sem diferença entre os terços ($F=1,022$ e $p=0,364$), havendo interação entre os critérios ($p=0,025$). A análise de Tukey ($\alpha=5\%$) mostrou diferenças entre as faces vestibular e distal ($p=0,006$) no terço médio, e das faces vestibular e lingual com a face mesial ($p<0,001$ e $p=0,005$) no terço cervical.

A tabela 12 e os gráficos 16 e 17 apresentam os valores médios (em %) e respectivos desvios-padrão do GC do cimento CH utilizado na cimentação das coroas cerâmicas confeccionadas em ZR.

Tabela 12. Médias (em %) e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento CH e a cerâmica ZR.

Protocolo de ativação	CH1X60			CH3X20		
	TERÇOS			TERÇOS		
FACES	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL
VESTIBULAR	76.1(1.8) ^{A,a}	66.0(6.6) ^{A,ab}	61.1(8.6) ^{A,b}	80.3(3.0) ^{C,c}	75.0(1.7) ^{C,c}	72.8(2.6) ^{CD,c}
MESIAL	75.2(6.1) ^{A,a}	66.2(7.7) ^{A,a}	51.4(12.0) ^{A,b}	74.6(5.1) ^{C,c}	73.3(4.5) ^{CD,c}	62.8(7.6) ^{E,d}
LINGUAL	68.6(13.2) ^{A,a}	68.8(10.2) ^{A,a}	52.3(14.5) ^{A,b}	80.6(2.3) ^{C,c}	76.4(4.2) ^{C,c}	76.2(2.3) ^{D,c}
DISTAL	75.1(4.7) ^{A,a}	68.0(7.8) ^{A,ab}	57.8(13.4) ^{A,b}	71.6(2.3) ^{C,c}	67.6(5.5) ^{D,c}	67.4(7.9) ^{CE,c}

CH: Choice 2
 ZR: Zircônia
 Letras MAIÚSCULAS diferentes na mesma COLUNA são estatisticamente diferentes;
 Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.

Gráfico 16. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento CH (1x60) e a cerâmica ZR.

Gráfico 17. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento CH (3x20) e a cerâmica ZR.

No protocolo de ativação 1x60, a análise de variância não mostrou diferença entre as faces ($F=1,303$ e $p=0,278$) e sim entre terços ($F=32,285$ e $p<0,001$), não havendo interação entre os critérios ($p=0,411$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) indicou que as diferenças ocorreram entre os terços cervical e oclusal nas faces vestibular ($p=0,004$) e distal ($p<0,001$), e entre o terço cervical em relação aos demais nas faces mesial ($p<0,001$ e $p=0,005$) e lingual ($p=0,001$ e $p=0,002$).

Em relação ao protocolo de fotoativação 3x20, a análise estatística demonstrou diferenças entre as faces ($F=12,473$ e $p<0,001$) e entre os terços ($F=10,004$ e $p<0,001$), havendo interação entre os critérios ($p=0,043$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) demonstrou que as diferenças ocorreram entre a face distal com as faces vestibular e lingual ($p=0,012$ e $p=0,002$) no terço médio; entre as faces mesial e distal com a face lingual ($p<0,001$ e $p=0,002$) e entre a face mesial com a face vestibular ($p<0,001$), todas no terço cervical. Ocorreram diferenças também entre o terço cervical em relação aos demais terços (oclusal $p=0,002$; médio $p<0,001$) na face mesial.

A tabela 13 e o gráfico 18 apresentam os valores médios (em %) e respectivos desvios-padrão do GC do cimento C&B utilizado na cimentação das coroas cerâmicas confeccionadas em ZR.

Tabela 13. Médias (em %) e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento C&B e a cerâmica ZR.

FACES	C&B		
	TERÇOS		
	OCLUSAL	MÉDIO	CERVICAL
VESTIBULAR	72.8(4.1) ^{A,a}	73.6(1.7) ^{A,a}	67.1(4.4) ^{A,b}
MESIAL	71.6(2.6) ^{A,a}	74.0(3.3) ^{A,a}	71.2(4.5) ^{A,a}
LINGUAL	72.7(4.4) ^{A,a}	75.4(1.3) ^{A,a}	71.5(8.0) ^{A,a}
DISTAL	75.8(2.7) ^{A,a}	71.5(5.1) ^{A,ab}	70.1(4.1) ^{A,b}

C&B: Cimento químico
 ZR: Zircônia
 Letras MAIÚSCULAS diferentes na mesma COLUNA são estatisticamente diferentes;
 Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.

Gráfico 18. Médias e desvio-padrão dos resultados obtidos com o cimento C&B e a cerâmica ZR.

A análise de variância não mostrou diferenças entre as faces ($F=1,066$ e $p=0,367$), mas houve diferença entre os terços ($F=8,189$ e $p<0,001$), sem interação entre os critérios ($p=0,079$). O teste de Tukey ($\alpha=5\%$) indicou diferenças entre o terço cervical em relação aos demais (oclusal $p=0,013$; médio $p=0,004$) na face vestibular, e entre os terços oclusal e cervical ($p=0,013$) na face distal.

5.4 - Análise estatística ANOVA a 1 critério: pastilha/condições experimentais.

Os resultados obtidos com o grupo controle foram agrupados com as médias das condições experimentais e submetidos à análise de variância a um critério para cada cimento. As médias dos resultados (em %) e desvios-padrão encontram-se na tabela 14.

Tabela 14. Médias (em%) e desvio-padrão do GC dos cimentos das pastilhas e condições experimentais.

		CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS			
CIMENTOS	GC% PASTILHAS	DSLT/1X60	DSLT/3X20	ZR/1X60	ZR/3X20
VL	63.3(2.4) ^a	75.5(5.7) ^b	77.4(2.9) ^c	61.4(10.9) ^a	70.8(3.9) ^d
DL	75.2(2.7) ^e	85.8(4.3) ^f	86.7(3.2) ^f	76.3(3.4) ^e	78.3(3.6) ^e
CH	67.3(2.1) ^g	67.8(8.5) ^g	74.4(6.0) ^h	65.5(9.2) ^g	72.2(6.7) ^h
C&B	62.0(3.2) ^k	79.9(2.4) ^m		72.3(4.6) ⁿ	
VL: VariolinkII; DL: Duolink; CH: Choice 2; C&B: cimento químico DSLT: Dissilicato de Lítio; ZR: Zircônia Letras MINÚSCULAS diferentes na mesma LINHA são estatisticamente diferentes.					

As análises estatísticas individualizadas, indicaram diferenças significativas para cada item avaliado ($p<0,001$). Na comparação múltipla entre os fatores (método de Dunn's), o cimento VL não apresentou diferenças no GC entre os resultados obtidos com as pastilhas e a condição ZR/1x60. O cimento DL não apresentou diferenças no GC entre as pastilhas e a cerâmica ZR, independente do protocolo de ativação. O cimento CH não apresentou diferenças no GC entre as pastilhas e o protocolo de ativação 1x60, independente da composição da cerâmica. O cimento C&B mostrou diferenças no GC entre as pastilhas e cerâmicas.

Gráfico 19. Médias do GC dos cimentos dual e físico das pastilhas e condições experimentais.

Gráfico 20. Médias do GC do cimento químico das pastilhas e condições experimentais.

6 Discussão

---

6 DISCUSSÃO

Dentre os testes disponíveis para verificar o GC de materiais resinosos, a espectroscopia Raman é uma técnica relativamente simples, reproduzível, não invasiva (Mavasaghi et al., 2007) e acompanha a evolução do GC e da profundidade de cura (Pianelli et al., 1999; Acquaviva et al., 2009). Os espécimes podem ser analisados sob condições atmosféricas normais, com espessuras muito finas e sem a necessidade de preparação específica que, de alguma forma, compromete a análise (Miyazaki et al., 2003). Assim, a utilização do aparelho micro-Raman permitiu avaliar o GC em situações semelhantes às encontradas na clínica.

Os resultados obtidos mostram que, para algumas condições analisadas, o protocolo de ativação influenciou no GC (tabelas 2 e 3). Portanto, a primeira hipótese deve ser rejeitada. O objetivo de acrescentar na metodologia o protocolo de ativação único foi facilitar os procedimentos clínicos, embora os fabricantes recomendem proceder à fotoativação fracionada nas superfícies oclusal, vestibular e lingual, o que torna o procedimento mais demorado (Bueno et al., 2011).

Quando se aplica uma grande quantidade de energia de uma única vez, como no protocolo 1x60, os monômeros são ativados mais rapidamente, geram múltiplos centros de crescimento de redes de polímero, provocam uma rápida iniciação de reação entre os radicais livres e término prematuro da polimerização, causando diminuição na mobilidade entre os radicais. Essa prematuridade impede a migração dos radicais livres ativos que seriam responsáveis pela indução da polimerização química adicional, provocando um menor GC (Halvorson et al., 2002; Asmussen & Peutzfeldt, 2003; Akgungor et al., 2005; Lu et al., 2005; Meng et al., 2008; Dewaele et al., 2009; Hooshmand et al., 2009). Com uma iniciação de reação mais lenta o material resinoso pode, teoricamente, ser capaz de permanecer em estado “fluido” por um tempo mais longo, proporcionando maior eficiência de reação entre os radicais livres. Consequentemente, a propagação de polimerização ocorre com a adição sequencial das moléculas dos monômeros com redução da velocidade da reação de polimerização e da formação de uma densa rede de ligações. Isso promove um aumento na mobilidade entre os radicais livres, que leva a um maior GC (Asmussen & Peutzfeldt, 2001; Neves et al., 2005; Dewaele et al., 2009).

Esses aspectos suportam os resultados desta pesquisa, pois o GC de alguns cimentos foi menor com o protocolo de ativação 1x60 em que foi aplicado uma única densidade de energia ($57\text{J}/\text{cm}^2$), ao contrário do que ocorreu com o protocolo fracionado (3x20), com densidade de energia três vezes menor ($19\text{J}/\text{cm}^2$), em cada aplicação. Os resultados desta pesquisa são semelhantes aos obtidos por Ozturk et al., 2005, em que o protocolo de ativação realizado de forma gradual promoveu maior dureza do cimento aplicado sobre pastilhas de cerâmica com 2mm de espessura. A mesma conclusão foi obtida por de Jong et al., (2007), que realizaram testes de microdureza em resina composta empregada em restaurações classe II e mostraram que a fotoativação fracionada promoveu resultados superiores àqueles obtidos com fotoativação única.

É relatado que o procedimento de ativação ideal dos compósitos ainda não está estabelecido. Especula-se que um maior tempo de exposição da luz promove maior GC (D'Alpino et al., 2011). No presente estudo, optou-se por um tempo de radiação de 60s, com potência em torno de $950\text{mW}/\text{cm}^2$, atingindo densidade de energia de $57\text{J}/\text{cm}^2$. A escolha desse tempo também teve como pressuposto a possibilidade do fracionamento durante o procedimento de ativação, mantendo uma densidade de energia elevada ($19\text{J}/\text{cm}^2$) em cada aplicação. De acordo com Rueggeberg & Caughman (1993); Rasetto et al. (2001); Lee et al. (2011), diferente do tempo de fotoativação preconizado pelos fabricantes, de 10 a 40s, um tempo mínimo de 60s através de restaurações cerâmicas ou de resina composta com espessura de 2mm ou mais é necessário para promover adequada polimerização. Além disso, Archegas et al. (2012) relataram que o GC, dureza e módulo de elasticidade de compostos resinosos foram menores sob cerâmica opaca quando ativados por 40s. Peutzfeldt & Asmussen (2005); Piva et al. (2008) mostraram que o aumento na densidade de energia tem influencia positiva no GC, dureza, na resistência e módulo flexural de compósitos.

A luz penetra através dos compósitos causando absorção e dispersão, simultaneamente, sendo que a dispersão da luz é influenciada pela relação existente entre o comprimento de onda e o tamanho das partículas (grau de dispersão de *Rayleigh*). Esse coeficiente de dispersão promove variação da intensidade de radiação de acordo com a distância da superfície irradiada (Musanje & Darvell, 2006). Estudos mostram que os cimentos resinosos apresentam diminuição gradual

---

da polimerização em função da distância da luz (Roberts et al., 2004). Outro fator que pode ter influenciado no menor GC dos cimentos empregados nesta pesquisa foi o distanciamento da ponta ativadora das regiões mais profundas, como no caso do terço cervical, quando ativados apenas pela superfície oclusal (1x60). Esse aspecto influenciou na média geral dos grupos.

Na tabela 2 pode-se observar que, quando os cimentos foram utilizados com a cerâmica DSLT e ativados apenas pela oclusal (1x60), a diferença numérica mais acentuada ocorreu com o cimento CH (6,6%). Para os cimentos VL e DL, as diferenças foram de 1.9%, 0.09%, respectivamente, não tendo diferenças estatísticas. Isso sugere que a distância da luz para os cimentos dual não é um fator relevante quando são utilizadas cerâmicas com alta translucidez (vítreas). Esses dados são corroborados pelos resultados de Lohbauer et al. (2010), os quais relataram que alguns cimentos podem ter um GC homogêneo, mesmo em cavidades profundas restauradas com cerâmica vítrea reforçada por leucita. Interessante notar que o GC do cimento DL, quando utilizado com a cerâmica ZR, também não apresentou diferença estatística. Podemos deduzir que, o cimento DL, apresenta um comportamento mais uniforme tendo em vista os valores aproximados nos dois protocolos de ativação, para ambas cerâmicas. De acordo com Pereira et al. (2010), o cimento DL, por possuir menor concentração de partículas de carga, faz com que diferentes protocolos de ativação não influenciem na mobilidade dos radicais.

Em relação à composição das cerâmicas, os resultados mostraram que houve influência no GC dos cimentos testados. Desse modo, aceita-se a segunda hipótese.

Os resultados expressos nas tabelas 4 e 5 mostram valores superiores com a cerâmica DSLT para todos cimentos utilizados. Isso pode ser explicado pela menor quantidade de estrutura cristalina presente nas cerâmicas vítreas, as quais possuem maior translucidez quando comparadas às cerâmicas à base de alumina e zircônia (Herffernan et al., 2002a, 2002b; Akgungor et al., 2005; Chen et al., 2008; Baldissara et al., 2010). Diferenças no tipo e na composição de materiais restauradores influenciam na transmitância e, conseqüentemente, na polimerização dos cimentos (Papazoglou et al., 2006; Tezvergil-mutluay et al., 2007; Koch et al., 2007; Tango et al., 2007a, 2007b; Borges et al., 2008; Valentino et al., 2010; Pick et al., 2010; Noronha Filho et al., 2010). Pode-se observar que, o cimento DL foi influenciado

---

pela composição da cerâmica, mesmo contendo alto padrão de polimerização devido à maior mobilidade entre os radicais (Acquaviva et al., 2009).

É interessante observar de acordo com as tabelas 4 e 5 que a composição da cerâmica também influenciou no GC do cimento C&B, que é um cimento com modo de cura exclusivamente químico. O menor GC encontrado com a cerâmica ZR, em relação à cerâmica DSLT, pode ter sido por um eventual aprisionamento de oxigênio que criou um gradiente osmótico capaz de atrair água (Leloup et al., 2002; Anusavice 2005; Pereira et al., 2010b) e pelo fato de o oxigênio conter um di-radical que reage com os radicais livres gerados pelo peróxido de benzoíla, inibindo a polimerização (Kadoma & Fujisawa, 2000; Yatabe et al., 2001; Suh, 2004; Endo et al., 2007). Esse aprisionamento de O₂ pode ter sido causado pela maior discrepância marginal encontrada em restaurações confeccionadas com a cerâmica ZR e não detectável com a sonda exploradora (Anusavice, 2005; Abduo et al., 2010; Hill & Lott, 2011; Borba et al., 2011; Korkut et al., 2011; Alghazzawi et al., 2012). Além disso, como o cimento químico inicia o processo de conversão tardiamente, aproximadamente após 5 a 10 minutos (Yan et al., 2010), há um aumento do tempo de contato entre o cimento e o oxigênio, potencializando o processo de absorção de água.

Como outros fatores como espessura, coloração e técnicas de aplicação da cerâmica podem influenciar na translucidez das cerâmicas e consequentemente no GC dos cimentos (Chan & Boyers, 1989; Cardash et al., 1993; Rasetto et al., 2004; Soares et al., 2006; Koch et al., 2007; Ahn & Lee, 2008; Lee et al., 2008; Pazin et al., 2008; Acquaviva et al., 2009; Baldissara et al., 2010; Luo et al., 2010; Turp et al., 2011; Zhang & Wang, 2011; Kilinc et al., 2011), no presente trabalho todas as coroas foram confeccionadas seguindo-se as recomendações do fabricante, com padronização da espessura e da coloração das cerâmicas.

Quando se analisam os resultados das tabelas 4 e 5, observam-se diferenças no GC na maioria dos cimentos testados. Assim, aceita-se a terceira hipótese. Essas diferenças podem estar relacionadas ao tamanho e à quantidade de partículas de carga, formulação da matriz resinosa, componentes químicos, quantidade de ativadores/inibidores e no modo de cura de cada cimento (Sakaguchi et al., 2005; Ogunyinka et al., 2007; Turp et al., 2011; Oliveira et al., 2012).

Em relação aos cimentos de ativação dual, observa-se que o DL apresentou maior GC do que o VL. Isso pode ser devido à menor quantidade de carga inorgânica na sua composição, ao contrário do VL que contém em sua composição maior porcentagem de carga inorgânica (Lee et al., 2008; Pereira et al., 2010; Arrais et al., 2009). Observa-se, também, declínio do GC do cimento VL quando utilizado com a cerâmica ZR o que confirma sua alta dependência da radiação (Ilie & Hickel, 2008; Hooshmand et al., 2009). Ainda para o cimento VL, os resultados obtidos no presente estudo estão de acordo com autores (Acquaviva et al., 2009; Louhbauer et al., 2010) onde os valores encontrados por eles é praticamente igual ao encontrado nesta pesquisa.

A alta taxa de conversão do cimento CH pode ser explicada pelo fato de a quantidade de radiação que conseguiu atingir os grupos carbonil ter sido suficiente para causar o início da reação de polimerização (Schroeder & Vallo, 2007). Além disso, a rápida resposta de alguns cimentos, relativamente à exposição da luz, deve-se à alta concentração de fotoiniciadores que aumenta consideravelmente a sensibilidade à radiação, mesmo quando esta é atenuada pelo material restaurador (Arrais et al., 2009). De forma semelhante, o cimento C&B também apresentou valores de GC elevados, possivelmente pela menor quantidade de agentes inibidores presente em sua composição. Os agentes inibidores são adicionados em quantidade determinada pelo fabricante para retardar o início da polimerização e aumentar o tempo de trabalho. De acordo com Van Landuyt et al. (2007) e Yan et al. (2010), uma grande quantidade de inibidores pode causar diminuição no GC.

O alto GC dos cimentos CH, C&B e DL também pode ser explicado pela aplicação adicional do Pre-Bond Resin após o condicionamento adesivo com All-Bond 2. Esse material está indicado para acelerar os iniciadores dos cimentos na formação de radicais livres que promovem maior interação entre os monômeros, posto que as moléculas do peróxido de benzoíla são decompostas pelos radicais livres no início da polimerização (Kadoma & Fujisawa, 2000; Schroeder & Vallo, 2007).

De acordo com a tabela 5, os cimentos VL, CH e C&B não apresentaram diferenças estatísticas quando utilizados com a cerâmica ZR. Em relação ao cimento C&B, a diminuição do GC pode ter sido ocasionada pela presença do oxigênio,

---

conforme discutido anteriormente. O comportamento semelhante dos outros dois cimentos pode ter sido oriundo da atenuação da luz ocasionada pela menor translucidez da zircônia (Herffernan et al., 2002a, 2002b; Akgungor et al., 2005; Chen et al., 2008; Baldissara et al., 2010), posto que o cimento VL apresenta uma alta dependência da luz (Ilie & Hickel, 2008; Hooshmand et al., 2009).

Quando se avaliou o GC dos cimentos nas faces e terços, os resultados apontaram diferenças para a maioria das condições. Entretanto, pode-se observar que não existiu um padrão de diferenciação que justifique esses resultados em várias situações da análise.

Os resultados com o cimento VL, para ambas as cerâmicas e protocolos de ativação, mostraram diferenças estatísticas entre as faces e terços (tabelas 6 e 10). Assim, rejeitam-se as hipóteses testadas. Pode-se notar, entretanto, que para a cerâmica DSLT as diferenças existentes entre faces e terços foram pontuais e com valores numéricos muito próximos. Isso sugere que essas diferenças podem ser clinicamente irrelevantes e causadas por fatores inerentes à cinética de cura do cimento.

Com a cerâmica ZR, as diferenças mais relevantes ocorreram entre os terços, no protocolo de ativação 1x60, com maior valor do GC nos terços oclusal, médio e cervical, respectivamente. Isso pode ser explicado pelo posicionamento da lâmpada, que teve sua distância aumentada em relação às regiões mais distantes e, também, pela composição da cerâmica (Musanje & Darvell, 2006; Koch et al., 2007; Tango et al., 2007a, 2007b; Valentino et al., 2010; Cerutti et al., 2011), o que comprova, mais uma vez, o fato de esse cimento ser altamente dependente da luz (Ilie & Hickel, 2008; Hooshmand et al., 2009). Do mesmo modo que ocorreu com a cerâmica DSLT, as demais diferenças obtidas com a cerâmica ZR também foram pontuais e podem ser consideradas como fatos isolados e clinicamente irrelevantes, podendo ter sido ocasionadas por alterações no aparelho Raman como ocorrência de fluorescência no momento da leitura (Tsuda & Arends, 1997, de Santis & Baldi, 2004). Além disso, o índice de significância estatístico para os terços no protocolo 3x20 foi alto ($p=0,049$).

Os resultados obtidos com o cimento DL foram estatisticamente diferentes entre as faces e terços para a maioria das condições (cerâmicas/protocolos de ativação) (tabelas 7 e 11). Dessa forma, rejeitam-se as hipóteses testadas. Com a cerâmica DSLT, observa-se que as diferenças ocorreram entre os terços somente no protocolo de ativação 1x60. O fato de os resultados terem sido semelhantes nas faces e terços, no protocolo 3x20, sugere que esse cimento apresenta uma cinética de conversão uniforme e, conseqüentemente, com GC mais elevado, provavelmente pela menor quantidade de carga, o que aumenta a mobilidade entre os radicais livres (Lee et al., 2008; Pereira et al., 2010; Arrais et al., 2009). Com a cerâmica ZR, as diferenças ocorreram entre as faces para ambos os protocolos de ativação. Para as duas cerâmicas, pode-se afirmar que essas diferenças podem ter sido causadas por fatores inerentes ao material e/ou alteração no aparelho Raman, como descrito anteriormente. Do exposto, pode-se considerar que essas diferenças foram pontuais, numericamente muito próximas e irrelevantes clinicamente.

Para o cimento CH (polimerização física), a análise estatística indicou diferenças no GC nas faces e terços. Portanto, rejeitam-se as hipóteses testadas (tabelas 8 e 12). De uma forma geral, percebe-se que quando foi realizado o protocolo de ativação 1x60, as diferenças ficaram restritas aos terços para ambas as cerâmicas, sendo que os valores do GC foram maiores no terço oclusal, médio e cervical, respectivamente. Esses resultados evidenciaram a consistência da metodologia utilizada nesta pesquisa, pois como se trata de um cimento que depende exclusivamente da energia para deflagrar o processo de polimerização, quando a luz foi posicionada apenas na superfície oclusal uma menor quantidade de radiação atingiu as porções mais distantes do cimento, interferindo negativamente no GC (Roberts et al., 2004; Musanje & Darvell, 2006).

Com o protocolo de ativação 3x20, as diferenças no GC foram mais frequentes nas faces. Em termos numéricos, observa-se que os resultados das faces vestibular e lingual foram superiores aos faces proximais. Isso pode ser explicado pela menor densidade de energia que atingiu as faces proximais devido ao fracionamento da luz durante a ativação, coadjuvado pela presença dos dentes naturais adjacentes ao corpo de prova (Komori et al., 2010). Para a cerâmica ZR, foi encontrada uma diferença entre o terço cervical em relação aos demais terços

---

apenas na face mesial. Isso pode ser visto como irrelevante, pois foi localizada, não mensurável e inerente ao material.

Para o cimento C&B, quando utilizado com a cerâmica DSLT, ocorreram diferenças estatísticas apenas para as faces. Portanto, rejeitam-se parcialmente as hipóteses (tabela 9). Como essas diferenças aconteceram no terço cervical, entre as faces vestibular e mesial, e foram aproximadamente de 1,5%, podem ser consideradas insignificantes ($p=0,033$) clinicamente. Com a cerâmica ZR houve diferença estatística apenas para os terços. Assim, rejeitam-se parcialmente as hipóteses (tabela 13). A diminuição nos valores do GC no terço cervical pode estar relacionada ao contato do cimento com o oxigênio que inibiu parcialmente sua polimerização (Yatabe et al., 2001; Suh, 2004; Endo et al., 2007).

Quando se analisa a tabela 14, em que os resultados obtidos com os grupos experimentais e controle são confrontados, observa-se que, em termos numéricos, o GC nas pastilhas foi, na maioria das situações, inferior aos das condições experimentais. Essas diferenças podem ser explicadas pela maior área de superfície do cimento nas pastilhas quando comparada com a linha de cimento localizado em toda a extensão da restauração. Nesta situação, a luz, ao penetrar através da cerâmica, também se dissipa entre os tecidos dentários, que possuem diferentes coeficientes de absorção e dissipação, fazendo com que a luz atinja diferentes áreas e influencie na energia resultante (Louhbauer et al., 2010). Outro aspecto que pode ter influenciado nos resultados do GC dos cimentos empregados com pastilhas podem estar relacionado com a incorporação de oxigênio nos espaços vazios durante a manipulação e preenchimento da matriz (Yan et al., 2010). Além disso, para os cimentos DL, CH e C&B, foi utilizado o Pré-Bond previamente à cimentação das coroas o que corroborou para uma maior conversão dos cimentos.

---

7 Conclusões

---

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que:

1. O protocolo de ativação teve influencia no GC, sendo dependente da composição da cerâmica e do cimento utilizado. Dessa forma, rejeita-se a primeira hipótese testada;
  2. A composição da cerâmica influenciou no GC com valores menores para a cerâmica ZR dentro de cada cimento e condição avaliada. Assim aceita-se a segunda hipótese analisada;
  3. A composição e o modo de cura dos cimentos tiveram influência no GC, aceitando-se a terceira hipótese testada;
  4. O cimento Duolink apresenta GC mais uniforme e, com valores mais elevados;
  5. As faces e os terços não apresentaram influência significativa para a maioria das situações analisadas. Porém, as hipóteses testadas foram rejeitadas.
-

Referências

REFERÊNCIAS

Abdou J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehab* 2010;37:866-876.

Aboushelib MN, Feilzer AJ, de Jager N, Kleverlann CJ. Prestresses in Bilayered All-Ceramic Restorations. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 2008 87B(1): 139–145.

Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, Gherlone E, et al. Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: A micro-Raman analysis. *J of Dent*, 2009;37:610-615.

Adair PJ and Grossman D. The castable ceramic crown. *Int J Periodont Restorative Dent*; 4(2):32-46, 1984.

Addison O, Sodhi A, Fleming GJ. Seating load parameters impact on dental ceramic reinforcement conferred by cementation with resin-cements. *Dent Mater* 2010;26(9):915-21.

Aguiar FH, Braceiro AT, Ambrosano GM, Lovadino JR. Hardness and diametral tensile strength of a hybrid composite resin polymerized with different modes and immersed in ethanol or distilled water media. *Dent Mater* 2005;21:1098-103.

Aguiar TR, Francescantonio MD, Arrais CAG, Ambrosano GMB, Davanzo C, Giannini M. Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements. *Operative Dentistry*, 2010;35(3):295-299.

Ahn JS & Lee YK. Difference in the translucency of all ceramics by illuminant. *Dental Materials*, 2008;24:1539-1544.

Akgungor G, Akkayan B, Gaucher H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005;94:234-41

Alghazzawi TF, Liu PR, Essig ME. The effect of different fabrication steps on the marginal adaptation of two types of glass-infiltrated ceramic crown coping fabricated by CAD/CAM technology. *J Prosthodont* 2012;21:167-172.

Al-Makramani BMA, A. A. A. Razak AAA, Abu-Hassan MI. Evaluation of load at fracture of procera allceram copings using different luting cements. J Prosthodont, 2008;17:120-124.

Al-Wahadni AM, Hussey DL, Grey N, Hatamleh MM. Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements: an *in vitro* study. J Contemp Dent Pract 2009;10(2):51-58.

Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent 2003;89:374-80.

Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. In J Prosthodont, 2001;14:316-320.

Anusavice KJ. Phillips, materiais dentários. 2005; Ed Elsevier, Rio de Janeiro. 764p.

Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. Dental Materials, 2012;28:102-111.

Archegas LRP, de Menezes Caldas DB, Rached RN, Soares P, Souza EM Effect of Ceramic Veneer Opacity and Exposure Time on the Polymerization Efficiency of Resin Cements. Operative Dentistry 2012;37(3):281-9.

Arrais CAG, Pontes FM, Santos LPS, Leite ER, Giannini M. Degree of conversion of adhesive systems light-cured by LDE and Halogen light. Braz Dent J 2007;18(1):54-59.

Arrais CAG, Rueggeberg FA, Waller JL. et al. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. J Dentistry, 2008;36(6):418-426.

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(2):128-36.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. J Dent Res 2001;80:1570–3.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. Dent Mater 2003;19:466–70.

Assmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*,1998;14:51-56.

Bachhav VC & Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: A clinical review. *Quintessence Int* 2011;42:173-182.

Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010;104:6-12.

Bernardi MIB, Rojas SS, Andreeta MRB, Rastelli ANS, Hernandez AC, Bagnato VS. Thermal analysis and structural investigation of different dental composite resins. *J Therm Analysis and Calorimetry* 2008;94(3):791–796.

Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2009;13(3):343–9.

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.

Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 2011;27:1119-1126.

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(6):622-628.

Braga RR, César PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil.* 2002;29(3):257-62.

Brandt WC, Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti M, Consani S. Effect of different photo-activation methods on push out force, hardness and cross-link density of resin composite restorations. *Dent Mater* 2008;24:846-850.

Breeding LC, Dixon DL & Caughman WF (1991) The curing potential of light-activated composite resin luting agents *J Prosthet Dent* 1991;65(4):512-518.

Brodbelt RH, O'Brien WJ, Fan PL. Translucency of Dental Porcelains. *J Dent Res*,1980;59(1):70-75.

Bueno ALN, Arrais CAG, Jorge ACT, Reis AF, Amaral CM. Light-activation through

---

indirect ceramic restorations: does the overexposure compensate for the attenuation in light intensity during resin cement polymerization? *J Appl Oral Sci* 2011;19(1):22-27.

Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Influence of irradiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dental Mater* 2009;24:1164-1168.

Cardash HS, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent*,1993;69:620-623.

Carvalho RM, Manso AP, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH. Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dental Mater* 2012;28:72-86.

Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodriguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater*, 2007;23(1):100-5.

Cekic-Nagas I, Ergun G. Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. *J Appl Oral Sci* 2011;19(4):403-12.

Cerutti F, Acquaviva PA, Gagliani M, Ferrari M, Mangane F, Depero LE, et al. Degree conversion of dual light-cured resins light-cured through glass-fiber posts. *Am J Dent* 2011;24(1):8-12.

Chan KC & Boyer DB. Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Res* 1989; 68; 476-480.

Chen YM, Smales RJ, Yip KHK, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dental Materials*,2008;24:1506–1511.

Choice Scientific documentation IPS e.max. Ivoclar/Vivadent <http://www.bisco.com/catalog>. Acesso dia 01 de junho de 2010

Choo-Smith L-P, Edwards HGM, Endtz HP, Kros JM, Heule F, Barr H, et al. Medical applications of Raman spectroscopy: From proof of principle to clinical implementation. *Biopolymers (Biospectroscopy)* 2002;67:1-9.

CJ Soares, NR Silva, RB Fonseca. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Operative Dentistry*, 2006;31(3):384-389.

Conrad HJ, Seong Wook-Jin, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007;98:389-404.

Craig RG & Powers JM. *Materiais dentários Restauradores*. 11a ed., Santos, Livraria Editora Santos, 2004.

D'Alpino PH, Bechtold J, dos Santos PJ, Alonso RC, Di Hipólito V, Silikas N, et al. Methacrylate and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gap formation as a function of the energy dose. *Dent Mater*, 2011;27(11):1162-9.

Da Silva EM, Poskus LT, Guimarães GA, Barcellos AL, Fellows CE. Influence of light polymerization modes on degree of conversion and crosslink density of dental composites. *J Mater Sci: Mater Med*, 2008;19:1027–1032

Darr AH & Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehab*, 1995; 22:43-47.

De Backer H, Maele GV, De Moor N, den Berghe LV, De Boever J. A 20-years retrospective survival study of fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2006;19:143–153.

De Jong LC, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JJ, Wolke JG, Geitenbeek B. The effectiveness of different polymerization protocols for class II composite resin restorations. *J Dent* 2007;35(6):513-20.

De Santis & Baldi. Photo-polymerisation of composite resins measured by micro-Raman spectroscopy. *Polymer*, 2004;45:3797-3804.

Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent. Mater*, 2004; 20(4):338-44.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 2008;24(3):299-307.

Dewaele M, Asmussen E, Peutzfeldt A, Munksgaard EC, Benetti AR, Finné G, et al. Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dent Mater*, 2009;25(12):1576-84.

DeWald, J.P. and Ferracane, J.L. A Comparison of Four Modes of Evaluating Depth of Cure of Light-activated Composites. *J Dent Res* 1987; 66; 727.

DuPré DB. Applications of laser spectroscopy in polymer science. *Polymer Testing* 1983;249-266.

Edelhoff D, Özcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implant Res*, 2007;18(Suppl. 3):193-204.

El-Badrawy WA & El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 1995;73(6):515-524.

Endo T, Osada T, Finger WJ, Hoffmann M, Keneshira M, Homatsu M. Effect of oxygen inhibition of self-etching adhesives on enamel-dentin polymer bond. *J Adhes Dent* 2007;9:33-38.

Fan PL, Shumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller FC. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *JADA* 2002;133:429-434.

Faria-e-Silva A, Boaro L, Braga R, Piva E, Arias V, Martins L. Effect of immediate or delayed light activation on curing kinetics and shrinkage stress of dual-cure resin cements. *Operative Dentistry*, 2011;36(2):196-204.

Federlin M, et al. Partial ceramic crowns: influence of preparation design and luting material on internal adaptation. *Oper Dent*. 2004;29(5):560-70.

Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater*. 1985;1(1):11-4.

Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res*, 1986;20:121–131.

Ferracane JL, *Materials in dentistry: principles and applications*. Lippincott Williams & Wilkins; 2001, 2a ed; 354p.

Fleming GJP, Maguire FR, Bhamra G, Burke FM, Marquis PM. The Strengthening Mechanism of Resin Cements on Porcelain Surfaces. *J Dent Res* 2006;85:272-276.

Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater* 2006;22:1143–9.

França FA, Oliveira M, Rodrigues JA, Arrais CAG. Pre-heated dual-cured resin cements: analysis of the degree of conversion and ultimate tensile strength. *Braz Oral Res* 2011;25(2):174-179.

Freedman G. Ultraconservative Dentistry. *Dent Clin North Am*,1998;42(4):683-93.

Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu XX. A new method for quantifying the intensity of the C=C band of dimethacrylate dental monomers in their FTIR and Raman spectra. *Biomaterials* 2005;26:6440-6448.

Giráldez I, Ceballos L, Garrido MA, Rodríguez J. Early hardness of self-adhesive resin cements cured under indirect resin composite restorations. *J Esthet Restor Dent* 2011;23:116–125.

Graig RG & Powers JM. *Materiais Dentários Restauradores*. 11^a ed. São Paulo: Santos Livraria Editora; 2004.

Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A. Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 2011;105:249-255

Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin, 2007 North Am*;51:713-727.

Groten M, Probst L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:169-77.

Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*, 2011;55(2):333-52.

Guess PC, Zavanelli RA, Silva NRFA, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue. *Int J Prosthodont* 2010;23:434–442.

Hadis M, Leprince JG, Shortall AC, Devaux J, Leloup G, Palin WM. High irradiance curing and anomalies of exposure reciprocity law in resin-based materials. *J Dent*, 2011;39:549–557.

Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater*. 2002;18(6):463-9.

Hasegawa EA, Boyer DB & Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J Prosthet Dent* 1991;66(2):187-192.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. *J Prosthet Dent* 2002a;88:4-9.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002b;88:10-15.

Heintze SD, Cavalleri M, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist—A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater*, 2008;24:433-449.

Hill EE & Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Australian Dental Journal* 2011;56(1 Suppl):67–76.

Hill EE. Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. *Dent Clin North Am*, 2007; 51:643–658.

Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehab*, 2001; 28:1022-1028.

Hooshmand T, Mahmoodi N, Keshvad A. Microhardness of a resin cement polymerized by light-emitting diode and halogen lights through ceramic. *J Prosthodont*, 2009;18:411–416.

Hwang JW, Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. *J Oral Rehabil* 2001, 28:678- 83.

Ikemura K & Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dental Mater J*, 2010;29(5):481–501.

Ilie N & Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental Mater* 2008;24:908–914.

Imazato s, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree conversion of composite measured by DTA and FTIR. *Dental Mater* 2001;17:178-183.

Iriyama NT, et al. Effect of light-curing method and indirect veneering materials on the Knoop hardness of a resin cement. *Braz Oral Res* 2009;23(2):108-12.

Isgro G, Pallav P, van der Zel JM, Feilzer AJ. The influence of the veneering porcelain and different surface treatments on the biaxial flexural strength of a heat-pressed ceramic. *J Prosthet Dent* 2003;90:465–473.

Isgro G, Addison O, Fleming GJ. Deformation of a dental ceramic following adhesive cementation. *J Dent Res* 2010;89(1):87-90.

International Organization for Standardization (ISO)4049. International Standard Dentistry – Polymer-based filling, restorative and luting materials. 2000.

Jacobs MS & Windeler AS: An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 1991;65:436-442.

Jivraj SA, Kim TH, Donovan TE. Selection of luting agents, part. 1 *J Calif Dent Assoc*. 2006;34(2):149-60.

Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Invest*, 2001;5:156–161.

Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. Polymerization Efficiency of Different Photocuring Units Through Ceramic Discs. *Operative Dentistry*, 2006;31(1):68-77.

Kadoma Y & Fujisawa S. Kinetic evaluation of reactivity of bisphenol A derivatives as radical scavengers for methacrylate polymerization. *Biomaterials* 2000;21:2125-2130.

Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal* 2011; 56:(Supl 1): 84–96.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996;75(1):18-32.

Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 2004;48(2):513-30.

Kelly JR. Dental Ceramics: What Is This Stuff Anyway? *J Am Dent Assoc*, 2008;139:4S-7S.

Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. JADA 2012;143(3):234-240.

Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. Operative Dentistry, 2011;36(6):661-669.

Koch A, Kroeger M, Hartung M, Manetsberger I, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. J Adhes Dent 2007; 9: 449-462.

Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vultvon Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. J Oral Rehabil 2005;32(7): 526–30.

Komori PC, de Paula AB, Martin AA, Tango RN, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effect of light energy density on conversion degree and hardness of dual-cured resin cement. Oper Dent 2010;35(1):120-124.

Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, Internal Fit and Microleakage of Zirconia Infrastructures: An *In-Vitro* Study. Operative Dent, 2011;36(1):72-79.

Koupijs, N. S.; Vercruysse, C. W.; Marks, L. A.; Martens, L. C.; Verbeeck, R. M. Curing Depth of (Polyacid-modified) Composite resins Determined by Scraping and a Penetrometer. Dent Mater. 2004;20(10):908-914.

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. Dental Mater, 2008;24(8):1141-1147.

Lee JW, Cha HS, Lee JH. Curing efficiency of various resin-based materials polymerized through different ceramic thicknesses and curing time. J Adv Prosthodont 2011;3:126-31.

Lee YK, Cha HS, Ahn JS. Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. J Prosthet Dent 2007;97:279-86.

Leloup G, Holvoet PE, Bebelman S, Devaux J. Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites: influence of different clinically relevant parameters. J Oral Rehab 2002;29:510–515.

Li Q, Yu H, Wang YN. Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composite on all-ceramic materials. *Dental Materials*, 2009;25:158-165.

Lim HN, YU B, Lee YK. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent* 2010;104:239-246.

Lohbauer U, Pelka M, Belli R, Schmitt J, Mocker E, Jandt KD, Müller FA. Degree of conversion of luting resins around ceramic inlays in natural deep cavities: a micro-Raman spectroscopy analysis. *Operative Dentistry*, 2010;35(5):579-586.

Lopes MB, Moraes RR, Gonini-Junior A, Piva E. Impact of curing protocol on the selected properties of a model bis-GMA/TEGDMA dental resin composite. *Biomed. Mater.* 2009;4(025014):1-5.

Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater* 2001;17:504–11.

Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent* 2005;94:549-54.

Lu H, Stansbury JW, Bowman CN. Impact of curing protocol on conversion and shrinkage stress. *J Dent Res* 2005;84(9):822-826.

Luo PX and Zhang L. Effect of Veneering Techniques on Color and Translucency of Y-TZP. *Journal of Prosthodontics*, 2010; 19:465–470.

Makarouna M, Ullmann K, Lazarek K, Boening KW. Six-Year Clinical Performance of Lithium Disilicate Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodont* 2011;24:204–206.

Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am*, 2011;55(2):311-32.

Mathäus C, Bird B, Miljkovic M, Chernenko T, Romeo M, Diem M. Infrared and Raman microscopy in cell biology. *Methods Cell Biol* 2008;89:275-308.

May KB, et al. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80:394-404.

McCabe JF & Walls AWG. *Applied Dental Materials*. Blackwell publishing Ltd; 2008.

McLean JW. *The science and art of Dental Cermics; Volume 1: the nature od dental*

---

ceramics and their clinical use. 1979; Ed. Quintessence, Chicago, p: 23-28.

Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Hardness development of dual-cured resin cements through different thicknesses of ceramics. *Dent Mater J* 2006;25(1):132–137.

Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dental Mater* 2008;24:594-599.

Meşe, A, Burrow, MF and Tyas, MJ. Sorption and solubility of luting cements in different solutions. *Dent Mater J*, 2008; 27(5): 702 - 709.

Miyazaky, M., et al. Determination of residual double bonds in resin-dentin interface by Raman spectroscopy. *Dent Mater*, 2003; 19:245-251

Mizrahi B. [The anterior all-ceramic crown: a rationale for the choice of ceramic and cement.](#) *Brit Dent J*, 2008; 205(5):251-255.

Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater* 2011;27:1273-1278.

Moraes LGP, Rocha RSF, Menegazzo LM, Araujo EB, Yukimitu K, Moraes JCS. Infrared spectroscopy: A tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci*, 2008;16(2):145-149.

Moraes RR, Boscato N, Jardim PS, Schneider LFJ. Dual and Self-curing Potential of Self-adhesive Resin Cements as Thin Films. *Operative Dentistry*, 2011;36(6): 635-642.

Moraes RR, Brandt WC, Naves LZ, Correr-Sobrinho L, Piva E. Light and time dependent polymerization of dual-cured resin luting agent beneath ceramic. *Acta Odontologica Scandinavica*,2008;66(5):257-261.

Movasaghi Z, Rehman S and Rehman IU. Raman Spectroscopy of Biological Tissues. *Applied Spectroscopy Reviews*,2007;42:(5):493-541.

Musanje L & Darvell BW. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dental Materials* 2006;22(9):804-817.

Neves AD, Discacciati JA, Orefice RL, Yoshida MI. Influence of the power density on the kinetics of photopolymerization and properties of dental composites. *J Biomed Mater Res-Part B*, 2005;72B(2):393–400.

Noronha Filho JD, Brandão NL, Poskus LT, Guimarães JGA, da Silva EM. A critical analysis of the degree of conversion of resin-based luting cements. *J Appl Oral Sci*, 2010;18(5):442-446.

Oberlander H. Clinical performance of polyacid-modified resin restoration using soft start-polymerization. *Clin Oral Investig*. 1999;3(2):55-61.

Obici AC, Sinhoreti MAC, Correr Sobrinho L, Goes MF, Consani S. Evaluation of depth of cure and knoop hardness in a dental composite photo-activated using different methods. *Braz Dent J*, 2004;15(3):199-203.

Ogunyinka A, Palin WM, Shortall AC, Marquis PM. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dental Materials*, 2007;23:807-813.

Oliveira M, Cesar PF, Giannini M, Rueggeberg FA, Rodrigues J, Arrais CA. Effect of temperature on the degree of conversion and working time of dual- cured resin cements exposed to different curing conditions. *Operative Dentistry*, 2012;In Press.

Ozturk N, Usumez A, Usumez S, Ozturk B. Degree of conversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. *Quintessence Int* 2005;36:771–777.

Ozyesil AG, Usumez A, Gunduz B. The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent*. 2004;91(2):151-7.

Palin WM, Fleming GJP, Burke FJT, Marquis PM, Randall RC. Monomer conversion versus flexure strength of a novel dental composite. *Journal of Dentistry*, 2003;31(5):341-51.

Papazoglou E, Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M. Curing efficiency of a photo and dual-cured resin cement polymerized through 2 ceramics and a resin composite. *Int J Prosthodont* 2006;19:34–36.

Pazin MC, Moraes RR, Gonçalves LS, Borges GA, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cured luting agent. *J Oral Sci*, 2008;50(2):131-136.

Pegoraro TA, Da Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin North Am*, 2007;51(2):453-71.

Peixoto RTRC, Paulinelli VMF, Sander HH, Lanza MD, Cury LA, Poletto LT. Light transmission through porcelain. *Dental Materials*, 2007; 23: 1363–1368.

Pereira PC, Melo RM, Chaves C, Galhano GA, Bottino MA, Balducci I. The adhesive system and root canal region do not influence the degree of conversion of dual resin cement. *J Appl Oral Sci*. 2010b;18(5):477-81.

Pereira SG, Fulgencio R, Nune TG, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Effect of curing protocol on the polymerization of dual cured resin cements. *Dental Materials*, 2010;26:710-718.

Peutzfeldt A & Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res* 2005;84(7):659-662.

Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. 1997;105:97-116.

Pfeifer CA, Silva LR, Kawano Y, Braga RR. Bis-GMA co-polymerizations: Influence on conversion, flexural properties, fracture toughness and susceptibility to ethanol degradation of experimental composites. *Dental Materials*, 2009; 25:1136–1141.

Pianelli, C; et al. The Micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composites resins. *J Biomed Mater Res*. 1999;48:675-681.

Pick B, Gonzaga CC, Steagall Junior W, Kawano Y, Braga RR, Cardoso PEC. Influence of Curing Light Attenuation Caused by Aesthetic Indirect Restorative Materials on Resin Cement Polymerization. *Eur J Dent* 2010;4:314-323.

Piva E, Correr-Sobrinho L, Sinhorette MAC, Consani S, Demarco FF, Powers JM. Influence of energy density of different light sources on Knoop hardness of a dual-cured resin cement. *J Appl Oral Sci*, 2008;16(3):189-193.

Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Impl Res*, 2007; 18(Suppl. 3): 73–85.

Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing?. Clin Oral Invest 2002;6:189–197.

Puppin-Rontani RM, Dinelli RG, de Paula AB, Fucio SBP, Ambrosano GMB, Pascon FM. In-depth polymerization of a self-adhesive dual- cured resin cement. Operative Dent 2012;37(2):188-194.

Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K-H. Survival and complications of zirconia- based fixed dental prostheses: A systematic review. J Prosthet Dent 2012;107:170-177.

Rasetto FH, Driscoll CF, Prestipino V, Marsi R, von Fraunhofer JA. Light transmission through all-ceramic dental materials: A pilot study. J Prosthet Dent 2004;91(5):441-446.

Rasetto FH, Driscoll CF, von Fraunhofer JA. Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. J Prosthodont 2001;10(3):133-139.

Reges RV, Costa AR, Correr AB Piva E, Puppin-Rontani RM, Sinhoreti MAC, et al. Effect of light-curing units, post-cured time and shade of resin cement on knoop hardness. Braz Dent J, 2009;20(5): 410-413.

Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. Dent Mater. 2004;20(7):617-22.

Rosemblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 1997, 128:298-307.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent 1998;80:280-301.

Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual cure resin cements. Oper Dent 1993;18:48-55.

Sakaguchi RL, Wiltbank BD & Murchison CF. Cure induced stresses and damage in particulate reinforced polymer matrix composites: A review of the scientific literature. Dent Mater 2005;21(1):43-46.

Sandner B, Baudach S, Davy KWM, Braden M, Clarke RL (1997). Synthesis of Bis-GMA derivatives, properties of their polymers and composites. J Mater Sci: Mat Med, 1997;8:39-44.

Santerre JP, shali L, leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2001;12(2):136-151.

Santos GB, Medeiros IS, Fellows CE, Muench A, Braga RR. Composite depth of cure obtained with QTH and LED units assessed by microhardness and micro-Raman spectroscopy. *Operat Dent*, 2007;31(1):79-83.

Santos Jr GC, Santos MJMC, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Can Dental Assoc*, 2009;75(5):379-384.

Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: A three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dent Mater* 2012;28:320-326.

Schroeder WF & Vallo CI. Effect of different photoinitiator systems on conversion profiles of a model unfilled light-cure resin. *Dent Mater* 2007;23:1313-1321.

Shimura R, et al. Influence of curing method and storage condition on microhardness of dual-cure resin cements. *Dent Mater J*. 2005;24(1)70-5.

Shin WS, Li XF, Schwartz B, Wunder SL, Baran GR. Determination of the degree of cure of dental resin using Raman and FT-Raman spectroscopy. *Dent Mater*, 1993;9 :317-324.

Shiraishi T, Wood DJ, Shinozaki N, van Noort R. Optical properties of base dentin ceramics for all-ceramic restorations. *Dental Mater*, 2011;27:165-172.

Silva NRFA, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials* 2010;(3):863-896.

Sjögren G, Lantto R, Granberg A, et al. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 1999;12(2):122-8.

Soares CJ, Silva NR, Fonseca RB. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Operat Dent* 2006;31(3):384-389.

Soh MS, Yap AUJ. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J of Dentistry*, 2004;32:321-326.

Southan DE. Factors affecting the translucency of dental porcelain. *Quintessence Int*, 1987;18(3):197-202.

Souza ROA, Özcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GHL, Michida SMA, et al. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *J Prosthodont* 2012;21:94-100.

Spinell, T, Schedle A, Watts, DC. Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements. *Dent Mater* 2009; 25:1058–1066.

Spyropoulou PE, Giroux EC, Razzoog ME, Duff RE. Translucency of shaded zircônia core material. *J Prosthet Dent*, 2011;105:304-307.

Strang R, McCrosson J, Muirhead GM, Richardson SA. The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. *Br Dent J* 1987;163(5):149–51.

Strydom C. Curing lights—the effects of clinical factors on intensity and polymerization. *SADJ* 2002; 57: 181-186.

Suh BI. Oxygen inhibited layer in adhesion dentistry. *J Esthet Restor Dent* 2004;16:316-323.

Tango NR, Sinhoreti MAC, Correr AB, Schneider LFJ, Kimpara ET, Correr-Sobrinho L. Knoop hardness of dental resin cements: Effect of veneering material and light curing methods. *Polymer Testing*, 2007a;26:268–273.

Tango RN, Sinhoreti MAC, Correr AB, Correr-Sobrinho L, Consani RLX. Effect of veneering materials and curing methods on resin cement Knoop hardness. *Braz Dent J* 2007b;18:235-239.

Tanoue N, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *Journal of Oral Rehabilitation* 2003;30:1015-1021.

Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent*. 2002 Sep;30(7-8):371-82.

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(4):201-205.

Tsuda H & Arends J. Raman spectroscopy in dental research: a short review of recent studies. *Adv Dent Res*, 1997;11:539-547.

Turp V, Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B, Goller G. Influence of zirconia base and shade difference on polymerization efficiency of dual-cure resin cement. *J Prosthodont*, 2011; 20: 361-365.

Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson HJ. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *J Oral Rehab* 1994;21(5):565-575.

Vagkopoulou T, et al. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, 2009;4(2):130-51.

Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Vishal J, Martins LRM, Correr-Sobrinho L. Dual resin cement Knoop hardness after different activation modes through dental ceramics. *Braz Dent J* 2010;21(2):104-110.

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 2007;28(26):3757-85.

Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: Recommendations for success. *J Am Dent Assoc* 2011;142:20S-24S.

Variolink II®/Ivoclar Vivadent. Bula.

Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K-T. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Mater* 2009;25:1104-1108.

Watanabe K, Ohnishi E, Kaneshima T, Mine A & Yatani H. Porcelain veneer bonding to enamel with plasma-arc light resin curing. *Dent Mater J* 2002;21(1):61-68.

Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci* 2008;116(3): 272-9.

Yan YL, Kim YK, Kim K-H, Kwom T-Y. Changes in degree conversion and microhardness of dental resin cements. *Oper Dent*, 2010;35(2):203-210.

Yatabe M, Seki H, Shirasu N, Sone M. Effect of the reducing agent on the oxygen-inhibited layer of the cross-linked resin material. *J Oral Rehab* 2001;28:180-185.

Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. J Oral Rehab 2002;29:1165-1173.

Yoshida K, Tsuo Y, Meng X, Atsuta M. Mechanical properties of dual-cured resin luting agents for ceramic restoration. J Prosthodont 2007;16:370-376.

Zhang X & Wang F. Hardness of resin cement cured under different thickness of lithium disilicate-based ceramic. Chin Med J 2011;124(22):3762-3767

Zhang Y, Chai H, Lee JJ-W, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. J Dent Res, 2012;91(3):311-315.

Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: Composition, properties and clinical applications A Literature Review. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2010;120(11):972-979.