

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA

MILKO JAVIER VILLARROEL CORTÉS

AVALIAÇÃO ESPECTRAL DA FLUORESCÊNCIA DE CINCO CERÂMICAS
LIVRES DE METAL

PONTA GROSSA
2004

MILKO JAVIER VILLARROEL CORTÉS

AVALIAÇÃO ESPECTRAL DA FLUORESCÊNCIA DE CINCO CERÂMICAS
LIVRES DE METAL

Dissertação apresentada para obtenção
do título de mestre na Universidade
Estadual de Ponta Grossa, no Curso de
Mestrado em Odontologia - Área de
concentração em Clínica Integrada

Orientador : Prof. Dr. João Carlos Gomes
Co-orientador : Prof. Dr. Benjamin de
Mello Carvalho

PONTA GROSSA
2004

Cortes, Milko Javier Villarroel

**C828 *Avaliação espectral da fluorescência de
cinco cerâmicas livres de metal.***

/ Milko Javier Villarroel. Ponta Grossa, 2004.
83f.il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
Ponta Grossa.

Orientador : Prof.. Dr. João Carlos Gomes

1- Fluorescência. 2- Cerâmicas 4- Comprimento de onda.
I. T.

CDD : 617.675

MILKO JAVIER VILLARROEL CORTÉS

AVALIAÇÃO ESPECTRAL DA FLUORESCÊNCIA DE CINCO CERÂMICAS
LIVRES DE METAL

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Clínica Integrada.

Ponta Grossa, 19 de julho de 2004.

Prof. Dr. João Carlos Gomes –Orientador
Universidade Estadual de Ponta Grossa

Prof. Dr. Abraham Lincoln Calixto
Universidade Estadual de Ponta Grossa

Prof. Dr. Sérgio Roberto Vieira
Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Aos meus pais, Gloria e Carlos, exemplos de trabalho, dedicação, perseverança e por serem minha maior fonte de inspiração e amor;

Aos meus familiares Haybiz, Carlos, Juan Pablo, pelo apoio e amparo incondicional, possibilitando a realização deste trabalho;

Obrigado pelo incentivo em cada recomeço e por apoiarem as loucuras que estão em meu coração;

A Cristofer, Milko Nicolas, Carla, Bastian, Carlos Ignácio e Hely pelo carinho e pelo amor que sempre demonstraram por mim.

Dedico a vocês este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. João Carlos Gomes, por sua orientação segura, amizade, apoio constante e ensinamentos transmitidos. Pela liberdade concedida no desenvolvimento deste trabalho e pela confiança em mim depositada;

Ao Prof. Dr. Oscar Steenbecker, pela amizade, respeito e confiança, por ter guiado meus passos em muitos momentos e principalmente pelo incentivo ao meu ingresso na carreira docente;

À Prof. Dra. Osnara Mongruel Gomes, pelo auxílio, atenção e constante colaboração;

.Aos professores do mestrado da Universidade Estadual de Ponta Grossa, pela atenção, colaboração e pelos conhecimentos transmitidos durante todo o curso de mestrado;

Em especial aos professores e colegas Abraham, Edgar e Stella, pelo exemplo de docência universitária e pelo auxílio recebido durante o curso e ao término do mesmo;

Aos funcionários do Departamento de Odontologia, pela gentileza que sempre me atenderam;

Aos laboratórios CALGARO e PRODENT, especialmente Guido e Airton pela colaboração, confiança e amizade;

Aos colegas do mestrado, obrigado pelo auxílio e carinho recebido durante todo este tempo;

À fundação ARAUCÁRIA pela concessão da bolsa de estudos.

Meu agradecimento sincero e profunda admiração.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a fluorescência de cinco cerâmicas livres de metal gerada durante a exposição de uma fonte de luz UV, sendo: Grupo I Classic (Ivoclar-Vivadent); Grupo II IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent); Grupo III In-Ceram Alumina (Vita); Grupo IV In-Ceram Spinell (Vita) e Grupo V ^{IPS} d.SIGN (Ivoclar-Vivadent). Utilizou-se um espectrofluorímetro (Fluorescence Spectrophotometer F 4500 Hitachi). Os espécimes de prova foram obtidos pela confecção de discos de cerâmicas livres de metal, segundo as especificações dos fabricantes, cada um deles possuía 15mm de diâmetro e 2mm de espessura tendo como característica uma superfície de espelho. O equipamento foi calibrado para que o raio incidente de luz UV nos corpos-de-prova fosse emitido com um comprimento de onda de 390nm e para que todo fenômeno de fluorescência em uma faixa de 400 até 700nm de comprimento de onda fosse registrado pelo equipamento. A fluorescência gerada durante o teste foi registrada em uma curva de Intensidade de Fluorescência x Comprimento de Onda permitindo obter os valores dos picos máximos de Intensidade de Fluorescência e Comprimento de Onda. A análise estatística deu-se através do teste ANOVA (test Nueman-Keuls), utilizando-se um nível de significância de $p < 0,05$. A média dos grupos para Intensidade de Fluorescência (u.a) foi: Grupo I 2432; Grupo II 3216; Grupo III 398; Grupo IV 408 e Grupo V 2839. A média dos grupos para Comprimento de Onda (nm) foi: Grupo I 447.6; Grupo II 450.1; Grupo III 459.7; Grupo IV 458.9 e Grupo V 449.2. De acordo com a metodologia empregada, com os resultados obtidos no presente trabalho, concluiu-se que houve diferenças em relação à intensidade de fluorescência em todos os grupos, sendo que os menores valores foram obtidos no grupo III (In-Ceram Alumina) e no grupo IV (In-Ceram Spinell), e os maiores valores encontrados no grupo II (IPS Empress 2), houve diferenças em relação ao comprimento de onda em todos os grupos, não havendo diferenças significativas entre os grupos II (IPS Empress 2) e V (^{IPS} d.SIGN), bem como entre os grupos III (In-Ceram Alumina) e IV (In-Ceram Spinell) e os valores de comprimento de onda mais próximos aos dentes naturais foram encontrados no grupo II (IPS Empress 2) e no grupo V (^{IPS} d-SIGN), quando comparados com dados encontrados na literatura

Palavras-chave: Fluorescência, Cerâmicas, Comprimento de onda

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the generated fluorescence during ultraviolet light exposure on five metal-free ceramics. Samples were grouped according to the brand: Group I Classic (Ivoclar-Vivadent); Group II IPS Empress 2 (Ivoclar-Vivadent); Group III In-Ceram Alumina (Vita); Group IV In-Ceram Spinell (Vita) and Group V ^{IPS}d.SIGN (Ivoclar-Vivadent). A spectrofluorometer (Fluorescence Spectrophotometer F 4500 Hitachi) was used as the measuring tool. The test samples consisted of discs (15mm diameter and 2mm thick) made from each ceramic brand following the manufacturer specifications. Each disc was attacked by ultraviolet rays with a wave length of 390nm to register fluorescence from a 400nm to 700nm range. The fluorescence present was registered as a Fluorescence Intensity curve and as wave length. The data was analyzed applying ANOVA (test Nueman-Keuls) with a significance level of $p < 0,05$. The fluorescence intensity mean found was: Group I-2432au; Group II-3216au; Group III-398au; Group IV -408au and Group V-2839au. The wave length mean obtained was: Group-I 447.6nm; Group II-450.1nm; Group III-459.7nm; Group IV-458.9nm and Group V-449.2nm. It was concluded that there was significant difference between the fluorescence intensity where groups III and IV presented the least values and group II the highest value. With respect to wave length, no significant difference was found between groups II and V and between III and IV. From the five groups analyzed, IPS Empress 2 and ^{IPS}d-SIGN presented wave length values similar to natural dentition data found in the literature.

Keywords: Fluorescence, Ceramic, Wave Length

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Matrizes de acrílico.....	44
Figura 2	- Kit da cerâmica Classic-Ivoclar/Vivadent.....	44
Figura 3	- Mistura da cerâmica Classic-Ivoclar/Vivadent.....	46
Figura 4	- Condensação da cerâmica na matriz.....	46
Figura 5	- Cerâmica retirada da matriz.....	46
Figura 6	- Forno KERAMAT I KNEBEL.....	46
Figura 7	- Aplicação do glazing.....	46
Figura 8	- Corpos-de-prova Classic concluídos.....	47
Figura 9	- Discos de acrílico	48
Figura 10	- Discos de acrílico fixados no sprue.....	48
Figura 11	- Revestimento IPS Empress 2®-Ivoclar/Vivadent.....	49
Figura 12	- Forno de injeção EP600-Ivoclar/Vivadent.....	49
Figura 13	- Discos injetados de IPS Empress 2®-Ivoclar/Vivadent.....	49
Figura 14	- Cerâmica de cobertura IPS Empress 2®-Ivoclar/Vivadent.....	49
Figura 15	- Mistura da cerâmica IPS Empress 2®-Ivoclar/Vivadent.....	51
Figura 16	- Cerâmica condensada na matriz.....	51
Figura 17	- Cerâmica levada ao forno.....	51
Figura 18	- Glazing nos discos de cerâmicas IPS Empress 2®-Ivoclar/Vivadent...	51
Figura 19	- Discos de cerâmica IPS Empress 2 concluídos.....	51
Figura 20	- Pó In-Ceram® ALUMINA POWDER-Vita.....	52
Figura 21	- Matriz de silicone.....	53
Figura 22	- Cerâmica preenchida na matriz.....	53
Figura 23	- Forno BelleGlass HP-Kerr.....	53

Figura 24	- .Remoção da cerâmica da matriz.	53
Figura 25	- Forno INCERAMAT II®-Vita.....	54
Figura 26	- GLASS POWDER ALUMINA-Vita.....	54
Figura 27	- Discos de In-Ceram® ALUMINA calibrados-Vita.....	55
Figura 28	Cerâmica de revestimento VITADUR® ALPHA-Vita.....	55
Figura 29	Corpos-de-prova In-Ceram® ALUMINA-Vita concluídos.....	56
Figura 30	In-Ceram® SPINELL POWDER-Vita.....	58
Figura 31	In-Ceram® SPINELL GLASS POWDER -Vita.....	58
Figura 32	Corpos-de-prova In-Ceram Spinell concluídos.....	60
Figura 33	Cerâmica ^{IPS} d.SIGN®-Ivoclar/Vivadent.....	60
Figura 34	Corpos-de-prova de ^{IPS} d.SIGN® concluídos.....	62
Figura 35	Calibração do diâmetro mediante uma matriz de acrílico.....	63
Figura 36	Calibração da espessura mediante espessímetro.....	63
Figura 37	Esquema de Fluorescence Spectrophotometer.....	65
Figura 38	Fluorescence Spectrophotometer F 4500 HITACHI®.....	66
Figura 39	Câmara interna do espectrofluorímetro.....	67
Figura 40	Base experimental composta de três partes.....	67
Figura 41	Porta-espécime e corpo-de-prova.....	67
Figura 42	Base experimental do fluorímetro.....	67
Figura 43	Fixação do porta espécime.....	67
Figura 44	Corpo-de-prova em posição de estudo.....	67
Figura 45	Registro da curva da fluorescência.....	68
Gráfico 1	Médias dos comprimentos de onda.....	70
Gráfico 2	Médias das intensidades de fluorescência.....	71
Gráfico 3	Representação das curvas das médias de fluorescência.....	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Cerâmicas selecionadas para o estudo.....	43
Tabela 2	- Ciclo da queima e glazing cerâmica Classic-Ivoclar/Vivadent.....	47
Tabela 3	- Ciclo de injeção cerâmica IPS Empress 2®-Ivoclar/Vivadent.....	48
Tabela 4	- Ciclo da queima cerâmica IPS Empress 2®-Ivoclar/Vivadent.....	50
Tabela 5	- Ciclo da sinterização e infiltração In-Ceram® Alumina-Vita.....	54
Tabela 6	- Ciclo da queima e glazing da VITADUR® ALPHA-Vita.....	56
Tabela 7	- Ciclo da sinterização e infiltração In-Ceram® SPINELL-Vita.....	58
Tabela 8	- Ciclo da queima e glazing VITADUR® ALPHA-Vita.....	59
Tabela 9	- Ciclo da queima e glazing ^{IPS} d.SIGN®-Ivoclar/Vivadent.....	62
Tabela 10	- Dados do comprimento de onda.....	69
Tabela 11	- Dados de intensidade de fluorescência.....	70
Tabela 12	- Desvio padrão e médias dos grupos.....	72

MODELO DE LISTA DE SIGLAS

ADA	- American Dental Association
$^{\circ}\text{C}/\text{min}$	- Aumento da temperatura a cada minuto
ISO	- International standar organization
μm	- micrometro
nm	- nanômetro
®	- Registred
T	- Temperatura final do forno
B	- Temperatura inicial do forno
V_1	- Temperatura de ativação do vácuo
V_2	- Temperatura de desativação do vácuo
T°_1	- Temperatura inicial do forno
T°_2	- Temperatura final do forno
$V_t^{\circ}\text{C}$	- Temperatura inicial do forno
T°	- Temperatura final do forno
S	- Tempo de fechamento do forno
t	- Tempo de aumento da temperatura
H	- Tempo de permanência à temperatura máxima
→	- Tempo de permanência a uma temperatura determinada
↗	- Tempo do aumento gradual da temperatura
Tempo 1	- Tempo de permanência a uma temperatura determinada
Tempo 2	- Tempo de permanência a uma temperatura determinada
Tempo 3	- Tempo de permanência a uma temperatura determinada
Tempo 4	- Tempo de permanência a uma temperatura determinada
UV	- Ultravioleta
u.a	- Units arbitrary
VAC	- Vácuo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1	Fluorescência.....	18
2.2	Cerâmicas.....	32
3	PROPOSIÇÃO.....	42
4	MATERIAL E MÉTODO.....	43
4.1	Modelo de estudo.....	43
4.2	Confecção dos corpos-de-prova.....	43
4.3	Calibração.....	63
4.4	Metodologia.....	64
5	RESULTADOS.....	69
6	DISCUSSÃO.....	73
7	CONCLUSÃO.....	78
	REFERÊNCIAS.....	79

1 INTRODUÇÃO

O interesse e a valorização da Odontologia Estética têm sido marcantes na última década. A procura por restaurações que devolvam a forma, função e a cor natural dos dentes têm aumentado. A confecção de restaurações indiretas possui seu direto relacionamento com o grau de destruição do elemento dental. Assim, as cerâmicas podem ser consideradas uma excelente alternativa de material restaurador estético. Segundo Chain; Arcari e Lopes (2000) e Paulillo; Serra e Francischone (1997) as cerâmicas constituem-se na principal alternativa de tratamento restaurador para a estrutura dental, devido à sua biocompatibilidade, resistência à compressão, condutibilidade térmica semelhante aos tecidos dentais, radiopacidade, integridade marginal, estabilidade de cor e, principalmente, elevado potencial para simular a aparência dos dentes. (ANUSAVICE, 1998; DONG et al., 1992). O potencial estético e a biocompatibilidade das cerâmicas podem ser considerados únicos, dentre os materiais restauradores odontológicos indiretos. (HOLLEG, 1998). Nos últimos dez anos, foram desenvolvidos novos sistemas cerâmicos, (MCLAREN, 1998), que melhoraram as propriedades mecânicas e estéticas do material através da incorporação de vidros cerâmicos e cerâmicas com adição de cristais com reforço de quartzo e alumina. (HOLLEG, 1998).

Tradicionalmente, as porcelanas são compostas por duas fases distintas, a fase cristalina, que geralmente possui cristais de alumina e leucita, e uma fase vítrea que basicamente é composta por feldspato de potássio, vidro e óxido de alumínio. (MCLEAN; HUGHES, 1965). Outros compostos metálicos das cerâmicas odontológicas são o alumínio, lítio, magnésio, potássio, estanho, titânio e zircônio e não metálicos como silício, boro, flúor e oxigênio. (CRAIG,1998), os quais são

formulados para que apresentem uma ou mais das seguintes propriedades: fundibilidade, moldabilidade, passíveis de serem injetadas, cor, opacidade, translucidez, passíveis de serem torneadas, resistência à abrasão, resistência ao desgaste, tenacidade e adaptação marginal. (CORRER, 1998; PERA, 1994; PRÖBSTER; DIEHL, 1992; RINKE, 1995; SIEBER, 1992; SULAIMAN, 1997).

Esses compostos consistem nos materiais mais sofisticados desde a idade da pedra, há mais de 10.000 anos, e desde então, mantiveram sua importância na sociedade humana. (LEINFELDER, 2000). Além disso, as cerâmicas são caracterizadas pela sua natureza refratária, alto módulo de elasticidade e susceptibilidade à fratura devido a sua friabilidade, além de serem quimicamente inertes. (CRAIG, 1998). Para aplicações odontológicas, o fato de a dureza ser similar à dureza do esmalte, é altamente desejável para minimizar o desgaste prejudicial produzido no esmalte por estes materiais. A biocompatibilidade, ou seja, a inércia química é uma importante característica, visto que esta propriedade assegura que a superfície de restaurações odontológicas não libere elementos de potencial nocivo, e reduza o risco de a superfície se tornar mais áspera, e um conseqüente aumento da susceptibilidade de adesão bacteriana ao longo do tempo. (MIRANDA, 1998; REGO; SILVA; ARAUJO, 1997). Dois outros importantes atributos das cerâmicas dentais são o seu potencial para simular a aparência dos dentes naturais e suas propriedades isolantes (baixas condutibilidade, difusibilidade térmica e condutibilidade elétrica).

Desde o início do século XX, esforços têm sido feitos pelas indústrias, no sentido de melhorar a composição das cerâmicas, principalmente nos métodos de confecção de estruturas puras de cerâmica, tendo a capacidade de produzir peças protéticas mais precisas e resistentes à fratura, feitas inteiramente de

materiais cerâmicos. Basicamente, podemos observar uma grande evolução na utilização desses materiais de cobertura, em que historicamente sua utilização está associada a um reforço metálico, devido a sua baixa resistência à tensão e alta friabilidade. A incorporação de alumina na fase vítrea aumentou a resistência à flexão desse material, que passou a ser indicado com mais segurança para a confecção de coroas unitárias livres de metal. (GARBER, 2000). Esses materiais dão lugar às associações de materiais estéticos com excelentes propriedades mecânicas, permitindo seu uso, independente das estruturas metálicas, evoluindo para uma nova fase na odontologia protética, que visa a não utilização de metais sendo denominada como “odontologia *metal free*”.

Dentro dessa perspectiva, o mercado odontológico oferece uma gama enorme de novos materiais indiretos e sistemas livres de metal para confecção de próteses, o que proporciona novas opções, mas também novas dúvidas para decidir entre as alternativas disponíveis.

As necessidades estéticas exigidas dos materiais cerâmicos têm uma íntima relação com os fenômenos físicos ópticos da luz. Segundo Preston e Berger (1980), a luz é a forma de energia eletromagnética visível ao olho humano, sendo o elemento determinante para a percepção da cor dos objetos. Quem primeiro explicou cientificamente a cor dos objetos foi Isaac Newton (1666), que demonstrou que um feixe de luz branca, ao atravessar um prisma é decomposto em várias cores correspondentes a comprimentos de onda específicos, e que os objetos possuem cores próprias sob a luz branca devido à capacidade de refletir e absorver diferentes comprimentos de onda. Os comprimentos de onda refletidos são aqueles que denotam a cor do objeto. (SIEBER,1994).

Pode-se dizer que luz não é somente as dimensões das cores (matiz, croma e valor) e seus diferentes comprimentos de onda, mas sua percepção também está relacionada a algumas propriedades físicas e ópticas inerentes às ondas eletromagnéticas. Essas propriedades estão diretamente ligadas ao meio em que a luz incide no objeto. Partindo-se do princípio que toda substância capaz de transmitir luz é um meio, os tecidos que compõem o órgão dental se enquadram nessa definição. Dessa forma, tal como acontece com outros meios, a luz quando é emitida sobre o dente, pode ser refletida, absorvida, refratada e difundida. (YAMAMOTO, 1986).

Existem alguns fenômenos nos quais os corpos possuem a capacidade de gerar luz, quando são excitados. Luminescência é o nome dado ao fenômeno relacionado à capacidade que algumas substâncias apresentam em converter certos tipos de energia em emissão de radiação eletromagnética, com um excesso de radiação térmica. A luminescência é observada em todos os estados da matéria (gasoso, líquido ou sólido) e para compostos orgânicos e inorgânicos. A radiação eletromagnética emitida por um material luminescente ocorre usualmente na região visível do espectro eletromagnético, mas essa pode ocorrer também em outras regiões do espectro, tais como ultravioleta (UV) ou infravermelho. (LENZ, 2000). Dentro desse grupo encontramos a termoluminescência, a triboluminescência, a fosforescência e a fluorescência.

Entre os aspectos ópticos valorizados atualmente e desejados nos materiais de restauração está a fluorescência, que pode ser definida como a capacidade que algumas substâncias possuem de absorver a energia de uma luz energizante não visível e emití-la em um comprimento de onda de luz visível. (DIETSCHI, 2001; VANINI, 1996a; VILLARROEL et al., 2004). Dessa forma, quando

os raios UV são emitidos sobre os dentes, pode-se observar uma luz branco-azulada denominada fluorescência dentária.

Dada a importância da realização de uma restauração completamente integrada ao dente, e que cumpra os requisitos funcionais e estéticos, a sua realização está na dependência tanto do conhecimento do comportamento dos tecidos dentários, como do relacionamento dos materiais restauradores aos fenômenos físicos ópticos da luz. Os dentes naturais e os materiais restauradores se comportam de diferentes maneiras frente a uma mudança de iluminação, já que cada um possui suas próprias propriedades ópticas, fazendo necessário conhecer o comportamento dos dentes naturais e dos materiais restauradores mediante diferentes fontes de luz. (VILLARROEL et al., 2004).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Fluorescência

Hall; Hefferren e Olsen (1970) realizaram um estudo para definir a fluorescência de dentes humanos permanentes extraídos. Para o experimento foi utilizado um fluorímetro desenvolvido especialmente para a pesquisa. Esse equipamento emitia uma luz UV de 340-375nm. Os autores variaram o comprimento de onda, inicialmente com valor de 340nm, chegando até 375nm. Medições feitas em secções finas de esmalte apresentaram um pico máximo de comprimento de onda de 450nm. A fluorescência mínima foi observada na região incisal, enquanto que a máxima foi relatada na região cervical. A fluorescência demonstrada na região incisal apresentou diferenças significantes em relação à região cervical. A fluorescência das superfícies incisais dos dentes com atrição apresentou diferenças significativas, se comparados com dentes sem atrição. No entanto, essa situação não foi observada, quando se tratou da região cervical dos elementos dentários. Também não foram relatadas diferenças de fluorescência entre dentes maxilares e mandibulares.

Na tentativa de melhorar a estética das cerâmicas sob iluminação, Baran e O'brien (1977) estudaram a incorporação de urânio e cério como componentes fluorescentes das cerâmicas. Estudos têm demonstrado que o comportamento das cerâmicas dentais não se assemelha ao dos dentes naturais em alguns casos. Uma desvantagem no uso do urânio é sua radioatividade. O presente estudo foi desenvolvido para pesquisar a possibilidade do uso das terras raras como componentes fluorescentes nas cerâmicas dentais, mediante um

espectrofluorímetro. A máxima intensidade dos componentes ocorreu a 370nm. Lâmpadas UV laboratoriais de longo comprimento de onda tiveram seus maiores valores a 365nm. As terras raras foram agregadas ao vidro de potássio feldspático e seu espectro de emissão foi medido mediante um espectrofluorímetro. Os autores concluíram que os íons de terras raras servem como aditivos de fluorescência em vidros com composição similar às cerâmicas dentais. Os valores de cores calculados do espectro de emissão também permitiram formulações com desejáveis propriedades de emissão da fluorescência. Compostos como európio e dipressium podem ser usados como luminóforos (composto que fornece luminescência) das cerâmicas dentais, pois mostraram, respectivamente, uma intensa fluorescência branco-azulada e amarelada.

Panzeri et al. (1977) pesquisaram a fluorescência dos materiais restauradores diretos como: cimento silicato, resina acrílica, compósitos e glazes. Também foi medida a fluorescência após descoloração dos corpos-de-prova de resinas acrílicas e compósitos. Os corpos-de-prova foram confeccionados de forma padronizada com uma forma retangular de 22 x 10,5 x 1,2 mm. Dez minutos após o início da mistura, os espécimes foram colocados em um umidificador a 37° C por uma hora. O espectro de luz foi determinado, utilizando-se uma fonte de luz UV de 365nm e um espectrofotômetro agregado a uma união de fluorescência. Esse sistema permite a observação de corpos opacos, assim como de substâncias transparentes e translúcidas. Os grupos foram determinados de maneira aleatória, sendo eles: o grupo de silicato (S), dividido em S1 e S2, o grupo de resinas acrílicas (AR), AR1, AR2, AR3, o grupo de compósitos (C), C1, C2, C3, C4, C5 e o grupo de glazes, G1, G2, que foram colocados sobre C1. Três espécimes de cada material foram analisados. Foram feitas observações adicionais sobre os corpos-de-prova de

acrílico e resina composta que haviam sido descolorados pelas 12 especificações da A.D.A. O dente humano avaliado emitiu luz fluorescente, quando foi excitado com luz UV, e por apresentar a fluorescência policromática com a maior intensidade no comprimento de onda próximo aos 450nm, os resultados apresentaram grandes diferenças entre todos os materiais onde o grupo S1 apresentou uma alta intensidade a 460 e 525nm. Os testes com a resina acrílica mostram que AR1, AR3 possuem um pico de fluorescência próximo aos 450nm e AR2 em torno de 525nm. A fluorescência não foi detectada com a resina composta C2, C3 e C4. Os compósitos C1 e C5 mostraram fluorescência similar entre si próximo aos 420nm, porém a forma da curva resultante para C5 é diferente e emite mais componentes azuis do que C1. O agente glazeador G2 e uma resina transparente não fluorescente aplicada ao compósito C1 não alterou a fluorescência. Ao contrário, o glazeador G1 reduziu a fluorescência em 50%. A descoloração de AR1, AR2 e AR3 e os compósitos C1, C2 e C3 demonstraram como resultados uma redução na quantidade da fluorescência dos compósitos, porém não houve muita variação nos resultados da resina acrílica, onde o pico é registrado a 475nm, mostrando que a descoloração também modifica a qualidade da fluorescência.

Wozniak e Moore (1978) objetivaram comparar o espectro de luminescência de dentes artificiais com o de dentes naturais e se os luminóforos utilizados foram adequados às considerações de comprimento de onda e intensidade de sua luz de emissão. Durante o curso da investigação foram examinados o espectro de luminescência de uma variedade de dentes artificiais, dentre eles o de plástico (vinil e acrílico) e o de porcelana, mediante um espectrofluorímetro Aminco-Bowman. O raio de luz incidente foi de 350nm. O pico máximo do comprimento de onda variou na faixa de 410-420nm. Os autores

concluíram que muitos dos dentes de porcelana avaliados não apresentaram as características luminescentes dos dentes naturais em relação ao comprimento de onda e intensidade de luminescência. Poucas amostras se aproximaram dos valores obtidos por dentes naturais, sendo a maioria inaceitável.

Dudek e Kosmos (1984) pesquisaram a necessidade de simular as características da fluorescência da dentição natural, nos materiais restauradores. No passado a análise das características fluorescentes do dente natural se procedia através de dentes extraídos, devido aos problemas associados à realização desse tipo de experimento “in vivo”. O objetivo desse estudo foi desenvolver uma técnica fotográfica intra-oral que pudesse avaliar as propriedades fluorescentes dos dentes vitais e compará-los aos da porcelana dental. Para realizar esse estudo, foram tomadas fotografias intra-orais de 74 indivíduos, sendo esses homens e mulheres, com idade entre 23 e 63 anos, representando caucasianos, negros e hispânicos. As fotografias intra-orais foram tomadas usando iluminação UV de longo comprimento de onda e com filtros ópticos para fotografias. Foram fabricadas coroas metalocerâmicas simulando uma escala de cor que possuía vários níveis de intensidade de fluorescência. As cores das coroas mais próximas aos elementos dentais dos pacientes foram incluídas em cada fotografia para facilitar as comparações. As fotografias foram utilizadas para determinar qual das coroas se relacionava melhor com a intensidade da fluorescência dos dentes dos pacientes. Os resultados desse estudo indicaram que a aparência fluorescente da dentição natural não foi constante e foi geralmente dependente da cor do dente vital e da idade do paciente. Também foi determinado que as técnicas fotográficas podem ser usadas como um método para registrar e comparar a aparência fluorescente da dentição natural à dos materiais restauradores, como da porcelana.

Kvaal e Solheim (1989) avaliaram as propriedades fluorescentes da dentina e cimento humano relacionados à idade dos indivíduos. Foram estudados cem segundos pré-molares mandibulares. A intensidade de fluorescência foi medida mediante um espectrofluorímetro, sendo a luz UV a fonte de raio incidente. A intensidade de fluorescência obtida no cimento foi maior que da dentina. O coeficiente de correlação de Pearson mostrou o relacionamento entre a idade e a fluorescência da dentina e cimento. O sexo do indivíduo não foi significativo na fluorescência do elemento dental. A fluorescência de dentes extraídos se apresentou maior que a dos dentes presentes na cavidade bucal. A intensidade de fluorescência foi menor na dentina cariada se comparada à dentina sadia

Monsenego e Burdairon (1993) estudaram o estabelecimento do equipamento e o método para estudar a fluorescência do esmalte, fluorescência da porcelana, mostruário de prótese e escala de cor. Foi utilizado um laser de argônio de radiação coerente que emite radiação na faixa ultravioleta a 351.1 e 363.8nm. Somente o último foi usado por ter sido encontrado na luz emitida pelos flashes fotográficos. A saída de emissão foi ajustada a 20 miliwatts. Os dentes naturais usados foram incisivos centrais de gado, já que possuem a mesma fluorescência do dente humano. Os dentes foram conservados em uma solução de soro fisiológico e foram utilizados para estabelecer os espectros de referência. As amostras de porcelanas usadas foram discos planos de cerâmica Ivoclar de dentina, esmalte e opaco. Os discos foram confeccionados com uma espessura de 1.5mm e 1.5cm de diâmetro em cada cor existente. Os discos de porcelana, os dentes naturais e os dentes da escala de cor foram posicionados no mostruário para avaliar sua fluorescência. As escalas de cor utilizadas foram Biodent, Anatofom VF e Ivoclar Kerascop e Vita. O espectro do esmalte do dente natural possuía a forma de uma

larga banda, na qual o pico máximo está a 450nm e diminuiu lentamente a 680nm. Sob as condições desse procedimento experimental, a fluorescência do dente bovino é instável e diminui com o tempo, como 15% após 30 minutos de exposição ao laser, 20% após 1 hora, 30% após 1 hora e meia e 40% após 2 horas de exposição. A cor da fluorescência pareceu ser mais independente da cor do dente sob luz branca. O espectro da dentina tem a forma de uma faixa ampla, na qual o pico máximo é de 430nm e cuja intensidade é três vezes maior que a do esmalte. O espectro da Ivoclar Kerascop, Ivoclar Vivodent ITS, Ivoclar vivoperl PE, e Biodent possuíam a forma de uma faixa ampla com pico máximo próximo aos do esmalte. No entanto, sua intensidade diminui rapidamente quando o grau de saturação das amostras aumenta. A intensidade do espectro é quatro vezes inferior à cor 3C mais escura à cor 1C mais clara. A guia de cor Anatoform VF tem um espectro tendendo a uma maior longitude de onda, levando a uma cor verde. A fluorescência também diminui rapidamente quando a saturação aumenta. Se a intensidade diminui a forma espectral e a cromaticidade não são afetadas. Os estudos mostraram que a intensidade relativa das faixas amplas parece diminuir com os graus de saturação como foi demonstrado. A intensidade relativa das linhas comparada com as faixas varia com o grau de saturação. Esse estudo mostra que as escalas de cor Vita contêm terras raras. Em cada cor, exceto A3 e D3, o espectro mostrou uma amplitude de onda de 435nm e 510nm. O espectro de fluorescência do esmalte dental consiste de uma ampla faixa, próxima a 450nm. Quando o grau de saturação da porcelana, que não contém terras raras cresce, sua intensidade de fluorescência diminui, enquanto que a cromaticidade permanece constante. Quando o grau de saturação da porcelana, que contém terras raras aumenta, sua cor de fluorescência torna-se mais próxima ao produzido pelas terras raras. Algumas escalas de cor

contêm terras raras e as composições de elementos fluorescentes de uma escala única não são sempre homogêneas. Duas escalas da mesma origem podem possuir diferenças. No futuro esse aspecto deve ser tomado em conta pelos fabricantes.

Vanini (1996a) relatou em sua revisão de literatura que a fluorescência é uma forma de luminescência definida pela física como a emissão de radiação eletromagnética devido ao fluxo de qualquer tipo de energia de um corpo emissor, o qual cessa bruscamente ao se interromper a excitação e é independente da temperatura. A absorção de energia na matéria causa a excitação dos átomos constituintes, com a elevação de seus elétrons a níveis energéticos mais elevados (órbitas mais externas). A excitação se segue pelo regresso a um estado menos excitado, com conseguinte emissão da luz. A luminosidade em sólidos cristalinos está ligada à aparência de impurezas (ativadores). Os dentes naturais expostos à luz UV apresentam uma fluorescência prevalentemente branca, com uma leve tonalidade azul. O responsável por esse fenômeno é a dentina, que possui uma fluorescência muito mais intensa que o esmalte, devido à presença de uma maior quantidade de pigmentação orgânica fotossensível ao espectro de luz UV. Devido a isso, parece claro o fundamento físico das aplicações do fenômeno de fluorescência no campo dos componentes: a reunião de pigmentos fluorescentes oportunos em porcentagem adequada alcança uma calibração ótima das emissões luminosas provenientes do material que constitui o dente artificial e assim cedem propriedades idênticas a dos dentes naturais. A emissão luminosa não se limita apenas ao estrato superficial, mas também ao interior do material, culminando em um resultado estético excelente, sendo semelhante ao dente natural.

Vanini (1996b) apresentou uma revisão de literatura onde relatou que devido aos seus componentes orgânicos, a dentina apresenta o fenômeno

denominado fluorescência, que ocorre, quando um corpo absorve energia luminosa e então se difunde abaixo do espectro visível. Para que ocorra a fluorescência, a emissão deve tomar lugar dentro dos dez primeiros segundos de ativação. Na natureza, o fenômeno é criado pelos raios UV da luz do sol, por exemplo, ondas curtas invisíveis ao olho humano. Após penetrar o esmalte e alcançar a dentina, os raios UV excitam a fotossensibilidade da dentina. O dente natural exposto à luz UV exibe uma fluorescência com uma faixa de emissão de espectro que vai desde o branco intenso ao azul claro. Portanto, sendo UV a única fonte de luz, é possível avaliar o grau de fluorescência e observar a estrutura do corpo dentário interno e a extensão do esmalte livre entre os mamelões e a margem incisal. Após a excitação com luz UV, a denteção natural é seguida pelo retorno ao estado fundamental com a emissão subsequente de luz denominada fluorescência. Essa emissão não está limitada à camada superficial, emana desde o espectro interno do material e cria um resultado estético que se assemelha muito à aparência do dente natural. Aumentar o grau de mineralização reduz a fluorescência. É por isso que uma dentina desmineralizada aumenta a autofluorescência. Portanto, o esmalte, que é um tecido altamente mineralizado, exibe um baixo grau de autofluorescência, quando comparado com a dentina.

Guzmán (2000) descreveu que a faixa UV está composta de: U.V.C. (Curta): entre 200 e 290nm. Essa radiação germicida produz morte celular, é componente dos raios solares, sendo filtrada em grande parte pela camada de ozônio. É uma radiação altamente perigosa. U.V.B. (Média): entre 290 e 320nm, chega com a radiação solar e pode provocar queimaduras na pele, conjuntivite ocular, rugas, queratoses na pele e câncer de pele. Possui efeito acumulativo e tempo de latência. É uma radiação perigosa da qual devemos nos proteger. U.V.L.

(Longa): entre 320 e 400nm, chega em grande quantidade com os raios solares, em especial ao meio dia provoca o bronzeado da pele, podem provocar queimaduras dérmicas, conjuntivites, e em determinados pacientes exacerbação viral, aftas, herpes, etc.

Leinfelder (2000) relatou que para os clínicos que praticam restaurações estéticas em odontologia, particularmente no campo das cerâmicas, a fluorescência é uma propriedade física importante. Dentes naturais são fluorescentes. Em outras palavras, eles emitem luz visível quando expostos à luz UV. A fluorescência proporciona a vitalidade à restauração e minimiza o efeito metamérico entre o dente e o material restaurador. Os componentes da porcelana consistem em agentes que causam fluorescência, emitindo luz visível quando expostos à luz UV, sendo importante que os componentes básicos da porcelana, incluindo dentina, esmalte, pigmentação e até mesmo agentes glazeadores, sejam fluorescentes.

Lenz (2000) relatou que luminescência é o nome dado ao fenômeno relacionado à capacidade que algumas substâncias apresentam em converter certos tipos de energia em emissão de radiação eletromagnética, com um excesso de radiação térmica. A luminescência é observada em todos os estados da matéria (gasoso, líquido ou sólido) e para compostos orgânicos e inorgânicos. A radiação eletromagnética emitida por um material luminescente, ocorre usualmente na região visível do espectro eletromagnético, mas esta pode ocorrer também em outras regiões do espectro, tais como ultravioleta ou infravermelho.

Dietschi (2001) relatou em uma revisão de literatura que a fluorescência natural dos tecidos dentários foi reconhecida como crítica para o desenvolvimento de cerâmicas altamente estéticas, porém agora também é

considerado como ponto importante para as restaurações com compósitos. Atualmente, essa propriedade é fundamental para outorgar à restauração vitalidade e contribui para proporcionar um valor correto. Quando um material não fluorescente é utilizado tende a possuir uma aparência mais cinza e pode aparecer como um halo negro, quando é visto sob luz ultravioleta, como as luzes utilizadas em clubes noturnos.

Baeza et al. (2002) realizaram um estudo onde foram confeccionados 9 corpos-de-prova cilíndricos com 6 mm de diâmetro e 3 mm de espessura, em matriz de aço. A resina composta foi condensada em incremento único e polimerizado por 60 segundos através da superfície de topo. Foram utilizadas diferentes marcas comerciais e todas na cor A3 da escala Vita. Como fonte luminosa foi utilizada uma lâmpada de luz UV (UVL) Philips F4T5 BLB, que emite luz de comprimento de onda de 360nm. Os corpos-de-prova foram expostos à distância de 5cm da fonte emissora de luz. Como grupo controle foi utilizado um dente natural, canino superior recém-extraído e mantido em soro fisiológico. Foi comparada a intensidade de luz gerada pela coroa dental mediante o controle negativo (tecido preto) que não emitiu luz, obtendo valor zero, e uma folha de papel branco que obteve valor 10 de luz emitida. Comparou-se a luz emitida pelo dente natural, e 6 examinadores obtiveram um valor 6 de luz emitida. Posteriormente os corpos-de-prova foram comparados ao dente natural. Todas as análises foram realizadas no mesmo dia, na mesma hora e em quarto escuro. Tratou-se de um estudo duplo-cego. Os espécimes foram dispostos de maneira randomizada sobre o tecido preto contra o controle negativo em uma única fila, com distância de 6mm entre eles, e paralelos à fonte luminosa, deixando o dente em primeiro lugar depois dos corpos-de-prova e por último as folhas de papel com as mesmas dimensões dos

corpos-de-prova. Cada examinador registrou um valor ao corpo-de-prova entre 0 e 10 e depois calcularam os valores médios e desvio padrão para cada espécime. Foi utilizado o teste ANOVA e de Bonferroni. Os resultados mostraram que existem diferenças no grau de fluorescência entre as resinas compostas testadas e o elemento dentário natural, havendo materiais com valores maiores, iguais e menores ao dente natural.

Motoki (2002) descreveu alguns tipos de luminescência como: a triboluminescência corresponde à iluminação do mineral através de fricção, sendo uma forma de transformação de energia mecânica em luz. Esse fenômeno é observado quando o mineral é esmagado, riscado ou esfregado. A maioria dos minerais que possuem essa propriedade é do tipo não metálico. Fluorita, esfalerita e lepidolita mostram notável triboluminescência. Pectolita, feldspatos e calcita têm triboluminescência menos expressiva. A termoluminescência é a emissão de luz por meio do aquecimento dos minerais em baixa temperatura, entre 50°C e 475°C, sendo inferior à temperatura de incandescência. Certos minerais não metálicos e anidros, sobretudo os que contêm elementos alcalinos terrosos, como o cálcio, mostram essa propriedade. A termoluminescência é observada normalmente apenas durante o primeiro aquecimento, e não, no reaquecimento, sendo que não é uma forma de transformação do calor em luz. A energia da luminescência já está presente no mineral e é liberada através da excitação por leve aquecimento. Por outro lado, a incandescência é realmente uma transformação do calor em luz. O mineral com termoluminescência extinta pode recuperá-la, quando exposto o raio excitante de alta energia, tais como radiação nuclear e raios-X, isto é, o mineral é recarregado. Fluorita é um típico mineral termofluorescente. Além disso, calcita, apatita, feldspatos e quartzo mostram leve termofluorescência. A fosforescência

corresponde à luminescência que continua mesmo após a interrupção dos raios excitantes, sendo diferente da fluorescência. O limite não é claramente definido. Fluorita se torna altamente fosforescente após o aquecimento até aproximadamente 150°C. A cor da fosforescência é variável de acordo com o tipo de mineral, tais como roxo, azul e vermelho. Fluorita com fosforescência de verde esmeralda é denominada de clorofana. Fosforescência é normalmente de baixa intensidade, podendo ser observada somente no escuro, com lupa binocular, após leve aquecimento (não incandescente) das amostras pulverizadas. Certos minerais à base de carbonato demonstram fosforescência amarela após aquecimento leve. Willemite, kunzita (uma variedade gemológica do espodumênio) e diamante apresentam fosforescência através de exposição a raios-X e radiação nuclear. O diamante também mostra fosforescência, após exposição ao sol. Ao longo do tempo, a fosforescência do diamante se torna azul devido à rápida queda de intensidade da parte de cor vermelha.

Poppi (2002) relatou o mecanismo de produção da fluorescência de corpos sólidos. Quando os corpos excitados vão para o estado fundamental, liberam o seu excesso de energia na forma de fótons. Quando esse relaxamento ocorre em tempos inferiores a 10^{-5} segundos, chama-se fluorescência, enquanto que em tempos superiores, fosforescência, evoluindo de minutos a horas. O tempo de vida de um corpo excitado é curto devido às várias formas de a molécula ou átomo perder o excesso de energia. Dois dos mais importantes destes mecanismos são: o relaxamento sem-irradiação e o relaxamento radiativo (fluorescência). No primeiro podemos distinguir a desativação vibracional e a conversão interna. Os mecanismos deste tipo de relaxamento ainda não são totalmente compreendidos, porém, podem ser medidos por uma pequena elevação da temperatura do meio. A fluorescência

representa um processo de relaxamento, com emissão de luz. Assim como na absorção, a baixa resolução instrumental molda as várias linhas na forma de um espectro. As bandas são provenientes do decréscimo de estados excitados da molécula para estados eletrônicos fundamentais. Dentro da fluorescência temos a emissão de dois tipos de radiação: as linhas de ressonância, que resultam de comprimentos de onda idênticos aos de excitação e as “*stokes shift*”, que resultam em faixas mais cumpridas, com deslocamento para comprimentos maiores ou de baixa energia. Quando uma molécula fluorescente recebe uma quantidade de energia favorável para promover uma excitação eletrônica (quantum), a excitação ocorre em 10^{-15} segundos ou menos, logo esta molécula sofre relaxamento vibracional até o zero vibracional do estado excitado. Nesse ponto relaxamentos futuros podem ocorrer através de rotas radioativas ou não. Se uma rota radiativa for seguida, o relaxamento ocorre para qualquer um dos estados vibracionais do nível eletrônico inferior. Todas essas linhas são de baixa energia, ou comprimentos de onda maiores que as linhas de excitação.

Magne e Belser (2003) relataram que a fluorescência torna os dentes mais claros ou brancos à luz do dia, sendo um parâmetro adicional a ser considerado. Ela é definida como a capacidade de absorver energia radiante e emitila na forma de um comprimento de onda diferente. A dentina parece ser três vezes mais fluorescente do que o esmalte, o que gera uma luminosidade interna. Determinados materiais cerâmicos têm sido otimizados com relação a esse aspecto específico. Contudo, é muito difícil reproduzir fielmente o espectro de luminescência (cor e intensidade) do esmalte e da dentina. Metais terras-raras (isto é, európio, térbio, cério e itérbio) são atualmente utilizados como luminóforos (composto que fornece de luminescência), mas nenhum deles reproduz de forma precisa a

fluorescência dos dentes naturais. Para o clínico, a forma mais eficiente de avaliar a fluorescência “in vivo” é verificar sua interação óptica com uma fonte luminosa modificada, tal como a luz preta.

Villarroel et al. (2004) pesquisaram a presença de fluorescência em resinas compostas de última geração, sendo avaliadas 13 (treze) marcas comerciais disponíveis no mercado, aplicando a seguinte sistemática: confecção de discos com cada material selecionado (10mm diâmetro X 1mm espessura), cor A2 e polimerizadas convencionalmente, com luz halógena (Optilux / Demetron / VCL 401 - 600 mW/cm², por 60 segundos). Em ambiente totalmente escuro (ausência total de iluminação), os corpos-de-prova foram expostos à incidência de luz UVL de 365nm de comprimento de onda. A fluorescência emitida pelos corpos-de-prova foi registrada através de fotografias com câmera fotográfica digital (SONY Cyber-shot 707). As imagens foram avaliadas por 3 (três) examinadores devidamente calibrados. Os resultados foram distribuídos em escala de: alta-fluorescência, média-fluorescência e baixa-fluorescência, de acordo com os valores (luminosidade) da cor. Os autores relataram no estudo que em alguns sistemas restauradores resinosos pode-se encontrar a ausência ou um baixo grau de fluorescência, tanto na resina opaca, como na resina de dentina e resina de esmalte, resultando na confecção de uma restauração totalmente evidente perante a luz UV. A fluorescência fornecida pela resina para a dentina, não importando o grau desta. A resina para esmalte, por sua vez, não apresenta esta propriedade. Assim, uma restauração com resina para esmalte, cobrindo a resina para dentina, não apresentará fluorescência, já que a última camada cobre a fluorescência da resina para dentina. Em outra situação onde a resina de dentina não possui fluorescência, ou apresenta em baixo grau e a resina de esmalte possui, pode-se observar que o resultado final será uma restauração

com fluorescência, em virtude de a última camada apresentar essa propriedade, não influenciando a ausência de fluorescência da resina para dentina. Em alguns sistemas resinosos a fluorescência está presente em diferentes graus, tanto em dentina como em esmalte. Nesse caso têm-se duas situações: uma na qual a fluorescência estará fornecida pela última camada, independentemente da dentina apresentar um grau maior de fluorescência. A outra situação é a mistura de ambas fluorescências para fornecer uma fluorescência intermediária, onde a resina de dentina apresenta um grau maior que a de esmalte, isto se deve principalmente ao grau de translucidez que apresenta a resina para esmalte. Nesse caso a resina para esmalte atua como um modificador da fluorescência fornecida pela resina para dentina. Os autores concluíram que os sistemas restauradores de resinas compostas apresentam diferentes graus de fluorescência, tanto em suas resinas opacas, como na de dentina e de esmalte, sendo a última camada a mais importante para fornecer esse fenômeno lumínico à restauração.

2.2 Cerâmicas

Craig (1998) relatou que o pó da porcelana é aglutinado por um líquido especial ou até mesmo água destilada e, então, esculpido em camadas, sobre um troquel refratário, uma lâmina de platina ou uma liga metálica. Durante a queima de cada incremento, o feldspato, além de formar vidro, forma um produto cristalino denominado leucita. Essa matriz vítrea engloba os cristais de quartzo, que, por sua vez, permanecem praticamente inalterados. O caulim, além de dar opacidade à porcelana, liga seus componentes, ou seja, serve de aglutinante antes de a porcelana ir ao forno. Quimicamente produzem-se duas fases: cristalina e

vítrea. A fase cristalina é composta por quartzo, leucita e pigmentos corantes, que também são adicionados à porcelana com o objetivo de reproduzir as cores naturais dos dentes. A fase vítrea possui as características de um vidro. As porcelanas feldspáticas podem ser usadas para a confecção de coroas metalo-cerâmicas, facetas de porcelanas, coroas puras de porcelana, bem como, inlays, onlays e overlays. Assim sendo, elas podem ser utilizadas isoladamente ou associadas a outros sistemas, nos quais a porcelana feldspática recobre um coping metálico ou uma porcelana aluminizada (In-ceram), ou vidro ceramizado fundido (Dicor), que lhe confere maior resistência à fratura. O feldspato é responsável pela formação da matriz vítrea. Como ele não existe na natureza em sua forma pura, utiliza-se sua forma associada ao alumínio, silicato de potássio ou alumínio silicato de sódio ou ambos. O feldspato de potássio aumenta a viscosidade e o controle da manipulação das porcelanas e as qualidades de translucidez. Funde-se o potássio com o caulim e quartzo, à temperatura de 1250°C a 1500°C, transformando-os em vidro. O feldspato de sódio diminui a temperatura de fusão da porcelana, mas não melhora suas propriedades ópticas de translucidez, sendo mais difícil sua manipulação. Os modificadores vítreos, os pigmentos e os opacificadores são adicionados para controlar a temperatura de fusão, a temperatura de sinterização, o coeficiente de contração térmica e a solubilidade. O quartzo tem um alto ponto de fusão e serve de estrutura para os outros componentes, aumentando a resistência da porcelana. A alumina aumenta a dureza e diminui o coeficiente de expansão térmica da porcelana. A presença do caulim melhora a manipulação, facilitando a escultura, mas é uma substância muito opaca, sendo necessário adicioná-lo em pequenas quantidades.

Sorensen (1998) relatou em sua revisão de literatura que a cerâmica IPS Empress 2® apresenta um método para obter valores de resistência elevados na cerâmica, consistindo em dotá-la de uma elevada porcentagem de fase cristalina, mesmo que seja uma elevada porcentagem de cristais. Por outro lado, pode ocasionar à cerâmica um aspecto opaco. Um dos pontos inerentes ao desenvolvimento da nova cerâmica de grande resistência foi o de aumentar a resistência do material sem prejuízo algum à translucidez, o que foi obtido, desenvolvendo uma fase cristalina de propriedades óticas semelhantes às de fase de vidro.

Segundo a documentação científica da empresa Ivoclar-Vivadent (1999), a cerâmica IPSd.SIGN® é um material de blindagem de cerâmica de vidro, ideal para sinterizar sobre uma estrutura metálica normal ou muito reduzida. Sua estrutura cristalina difere de todas as cerâmicas dentais comercializadas atualmente, já que para a fabricação do material IPSd.SIGN® não é utilizada nenhuma matéria prima natural, com exceção de SiO₂. A cerâmica de vidro em camadas IPSd.SIGN® contém fases com cálcio e fosfato. Essas fases são primordialmente fluorapatitas circulares. A fluorapatita fornece ao material uma resistência química superior à do dente natural (hidroxiapatita). Pode-se ver que os cristais de fluorapatita de IPSd.SIGN® possuem uma forma muito similar à dos cristais do dente natural. Os cristais de leucita possuem tamanho menor que 3µm, presentes também na cerâmica IPSd.SIGN®, sendo importantes para alcançar o coeficiente de expansão necessário. O material apresenta uma combinação de diferentes propriedades, devido à união de dois tipos de cristais na mesma cerâmica de vidro. O tipo de enturbamento constitui outra novidade nas massas de dentina e na massa incisal IPSd.SIGN®, onde não se utiliza como material de enturbamento óxidos como SnO

ou ZrO_2 , utilizando-se uma massa base de cerâmica de vidro de leucita e apatita muito fosca. Essa massa base fica fosca mediante uma adequada formação de cristais. A vantagem desse novo método de enturbamento consiste na fabricação de cerâmicas de vidro com uma elevada claridade cromática (elevada reflexão da luz) unida a uma elevada translucidez (bom condutor de luz).

Kappert (1999) analisou a solubilidade de ^{IPS}d.SIGN® dentina, opaco e glazeado, seguindo a norma ISO DIS 9693. Os corpos-de-prova (n=30) foram pesados e armazenados em ácido acético a 4%, a 80°C, sendo na seqüência lavados, secos e pesados novamente. Em relação à diferença de peso foi averiguada a solubilidade da superfície. Também foi medida a solubilidade de 10 corpos-de-prova de ^{IPS}d.SIGN® Incisal seguindo a norma ISO 6872 já existente. O valor limite, segundo a norma ISO 9693, é de $100\mu m/cm^2$ obtendo um valor próximo a $10\mu m/cm^2$ para dentina e opaco, sendo menor que outras cerâmicas do mercado. A ^{IPS}d.SIGN incisal teve um valor máximo de $0,02\mu m/cm^2$ e $0,05\mu m/cm^2$ segundo a norma ISO 6872, cumprindo com os requisitos de solubilidade química das normas ISO.

Segundo a documentação científica da VITA (2001a) o sistema In-Ceram está disponível em três formas: In-Ceram Alumina, In-Ceram Zircônia e In-Ceram Spinell. O primeiro desenvolvido foi o sistema In-ceram Alumina que tem um grande conteúdo de alumina, o tamanho das partículas está entre 0,5 e $3,5\mu m$, e apresenta contração de sinterização de 0,3%. O tamanho da partícula e a pouca contração produzem uma correta fidelidade marginal. Mediante esse método, o pó cerâmico de partículas finas com alto conteúdo de alumina é misturado com um líquido especial e aplicado sobre um modelo duplicado refratário, devido à baixa ação de capilaridade, a umidade absorvida aglomera as partículas em cima do

modelo e forma uma estrutura forte e densa. Essa estrutura é esculpida e deve ser sinterizada em um forno especial com uma temperatura de 1140°C, através de um ciclo de 11 horas. As partículas fundem-se e produzem uma estrutura cristalina organizada. O elevado conteúdo de alumina confere um aspecto branco-opaco à infra-estrutura e baixa resistência. Mediante uma segunda cocção a 1100°C, de 3 a 5 horas, a estrutura de óxido de alumínio sinteriza-se e infiltra-se no vidro fundido, obtendo-se uma grande resistência e tornando-se mais translúcida. Sobre essa estrutura aplica-se de forma convencional a massa de corpo da dentina e do esmalte. Nesse sistema, é confeccionado um casquete (copping) de óxido de alumínio, com espessura de 0,5 a 1,0mm. Como o coping de óxido de alumínio é poroso, ele é depois infiltrado por um vidro, o qual diminui esta porosidade e lhe confere elevada resistência flexural (400MPa). Existem cores de vidro para infiltrar o casquete de óxido de alumínio (AL1, AL2, AL3 e AL4). Sobre o coping infiltrado com vidro, uma cerâmica feldspática convencional (Vitadur Alfa) é aplicada para reproduzir a forma final da restauração.

Segundo a documentação científica da VITA (2001b), o sistema In-Ceram Spinell é um óxido misto de magnésio e alumínio ($MgAl_2O_4$) e tem que ser sinterizado em ambiente a vácuo. Tem o dobro de translucidez do In-ceram Alumina, pois o índice de refração de sua fase cristalina se aproxima mais com a do vidro e sua infiltração a vácuo resulta em menos porosidade. Também existem 4 cores de vidro para infiltrá-la (S1, S2, S3, S4). As propriedades estéticas desse sistema são superiores aos demais, porém há diminuição de cerca de 30% nas propriedades físicas. A resistência flexural é de aproximadamente 150 a 250MPa. Novas cerâmicas foram desenvolvidas para imitar os efeitos ópticos da luz ("Artist Line" Set/C.Sieber) que ajudam, especialmente a reforçar a luminescência.

Andrade (2003), mediante uma revisão de literatura, estabeleceu que a cerâmica é o material de eleição para restaurações estéticas devido às suas propriedades ópticas que permitem reconstruir as características do dente natural. Além disso, características como estabilidade química e resistência ao desgaste fazem da cerâmica o material de escolha para áreas com demanda estética e que exigem maior carga mastigatória. O autor relatou que a primeira porcelana utilizada para confecção de restaurações livres de metal foram as mesmas porcelanas feldspáticas utilizadas para confecção de coroas metalo-cerâmicas, com a técnica do troquel refratário. A incorporação de alumina na fase vítrea aumentou a resistência à flexão desse material, que passou a ser indicado com mais segurança para coroas unitárias livres de metal. Juntamente com a evolução das técnicas adesivas, várias modificações ocorreram para melhorar a resistência dos sistemas cerâmicos. A técnica mais comum consiste em confeccionar a restauração sobre um modelo refratário com a técnica convencional de pó e líquido. Essa técnica é utilizada, tanto para coroas parciais, tipo inlay/onlay, como para coroas totais anteriores. A evolução dos sistemas cerâmicos não ocorreu somente na melhora da composição das porcelanas, mas ainda na técnica de confecção das restaurações. No final da década de 1980 surgiu o sistema Empress (Ivoclar-Vivadent), que utiliza a técnica de injeção para confecção da restauração cerâmica. Inicialmente a restauração é confeccionada em cera, em seguida, é incluída em revestimento próprio do sistema. Após a remoção da cera, a cerâmica é injetada com pressão e temperatura controlada em um forno especial. Entre as vantagens, segundo o autor desse sistema, é que utiliza uma porcelana reforçada com leucita e que há a diminuição da contração da subestrutura, quando comparada com as porcelanas convencionais. A presença da leucita permitiu a obtenção de melhores propriedades físicas e

estéticas. Outro ponto importante relatado pelo autor é que esse sistema é passível de condicionamento com ácido fluorídrico e de tratamento com agente de união (silanização), o que faz com que a cerâmica possa ser aderida à estrutura dental, após os procedimentos adesivos de fixação. Segundo o autor podem-se encontrar avaliações clínicas com sucesso de até 95% e índices de falha de 7% “in vivo”, após seis anos. Segundo autor, outra evolução relacionada com essa técnica foi o desenvolvimento do IPS Empress 2®, o qual emprega uma porcelana estruturalmente diferente, composta por cristais de di-silicato de lítio, que permitiu a confecção de prótese fixa de até três elementos sem estrutura metálica e coroas unitárias em dentes posteriores com maior resistência à fratura e que podem ser aderidas à estrutura dental.

Dotto (2003) comparou os valores médios de densidade óptica (DO) radiográfica de quatro porcelanas comumente utilizadas para confecção de “*inlay - onlay*”, com a DO dentária, por meio da radiografia digital direta. A amostra constou de 20 corpos-de-prova com espessura de 2mm (mensurado em paquímetro digital) das porcelanas: Empress, Simbios, Vita Omega 900 e Vitadur Alfa. Também foram utilizadas fatias de dente humano na espessura de 2 mm como referencial. Os espécimes e também os cortes dos dentes foram radiografados, utilizando o sistema Visualix Gx-S HDI e aparelho DC 765, distância focal de 40cm, tempo de exposição de 0,020s. A leitura das DO foi realizada no programa “*Image Tool*” 1.28 totalizando 110 medições. A porcelana Omega 900 (DO = 221,86) foi estatisticamente igual ao esmalte dental. A porcelana Vitadur Alfa foi a que obteve a menor média de densidade óptica (99,13), sendo estatisticamente diferente dos tecidos dentários. Enquanto as porcelanas Empress (DO = 142,93) e Simbios (DO = 106,86) ocupem valores intermediários, foram estatisticamente diferentes em relação ao tecido

dentário. Os valores de DO para a porcelana Omega 900 foram os que mais se aproximaram do esmalte dentário. A Vitadur Alfa apresentou os menores valores para DO e as porcelanas Empress e Simbios apresentaram valores intermediários.

Habekost (2003) avaliou o efeito de diferentes tratamentos superficiais sobre dois tipos de cerâmicas odontológicas, feldspática (Colorlogic) e reforçada por alumina (Vitadur Alpha), através de um ensaio de resistência flexural biaxial *“ball-on-ring test”*. Com esse propósito, de cada cerâmica testada, foram confeccionados 28 corpos-de-prova em forma de discos com 7 mm de diâmetro e $1,54 \pm 0,04$ mm de espessura, separados em quatro grupos: G1 - cerâmica glazeada (controle); G2 - cerâmica abrasonada com lixas; G3 - cerâmica abrasonada com lixas e, a seguir, polida mecanicamente com o sistema Sof-Lex - SL (3M/ESPE); G4 - cerâmica glazeada e, a seguir, mecanicamente polida com SL. Os espécimes receberam carga biaxial de 0,5 mm/min até a fratura do mesmo. Os resultados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e ao teste auxiliar de Tukey, mostrando uma diferença significativa entre os tratamentos e cerâmicas. Concluiu-se que os corpos-de-prova que foram apenas glazeados apresentaram os maiores valores de resistência flexural. Os demais tratamentos apresentaram os menores valores e não diferiram entre si. A cerâmica com reforço de alumina apresentou maior resistência flexural que a feldspática.

Segundo a documentação científica da empresa Ivoclar-Vivadent, (2003) a cerâmica para técnicas de camadas de IPS Empress 2® consta de duas cerâmicas de vidro diferentes, sendo uma cerâmica de vidro para a estrutura e uma cerâmica de vidro para estratificar. Ambas as cerâmicas constituem um material caracterizado por não possuírem nenhuma semelhança no que se refere ao material da cerâmica de vidro com leucita. O material de estrutura da técnica de camadas

IPS Empress 2® trata-se de um composto altamente resistente do sistema. A cerâmica para estruturas é uma cerâmica de vidro de di-silicato de lítio e a base química desse material constitui o sistema $\text{SiO}_2 - \text{Li}_2\text{O}$. Esse sistema possui propriedades químicas consideravelmente melhores, em comparação com as cerâmicas de vidro de di-silicato de lítio, utilizadas como prova em Odontologia e usadas na técnica IPS Empress 2®. A composição do sistema Empress 2® permitiu obter um material com uma elevada translucidez. Além da composição química e das propriedades físicas, também na estrutura existem consideráveis diferenças entre IPS Empress e IPS Empress 2®. A fase cristalina de IPS Empress 2® contém principalmente cristais grandes alongados de di-silicato de lítio de aproximadamente 0.5 – 5µm. Outro tipo de cristal encontrado na estrutura de IPS Empress 2® são os pequenos cristais de ortofosfato de lítio de 0.1µm a 0.3 µm. A microestrutura da cerâmica de vidro IPS Empress 2® é formada no processo de injeção. A mostra no microscópio eletrônico de varredura apresenta uma estrutura muito densa dos cristais de di-silicato de lítio. A proporção desses cristais grandes e alongados de aproximadamente 0.5 – 5 µm, possuem mais de 60% do volume, sendo, portanto, muito superior à proporção dos cristais da cerâmica de vidro com leucita. Além disso, junto ao di-silicato de lítio existe uma fase cristalina adicional de ortofosfato de lítio, Li_3PO_4 . O tamanho do cristal dessa fase é de 0.1 – 0.3µm, sendo relativamente pequena e se apresentando em toda a microestrutura da cerâmica de vidro.

Em uma revisão de literatura feita por Quintas (2003), o autor abordou o desenvolvimento dos sistemas cerâmicos. As cerâmicas feldspáticas, precursoras dos trabalhos estéticos na região anterior, apresentam características estruturais e mecânicas pobres, limitantes em qualquer situação oclusal mais crítica. Por essa razão, as coroas metalo-cerâmicas foram durante muitos anos a opção

preferencial nas reconstruções protéticas, inclusive em regiões de alto comprometimento estético. Por outro lado, o emprego de ligas metálicas esteve sempre ligado a questionamentos estéticos por parte dos pacientes, bem como por alguns profissionais, devido à biocompatibilidade das mesmas. A falta de translucidez e a diferente reflexão de luz criavam uma aparência estética notadamente distante do dente natural. Na década de 80, iniciaram-se os primeiros esforços para criar substitutos confiáveis aos trabalhos metálicos, surgiram as cerâmicas fundidas e aumentou a confiabilidade da adesão. A partir daí, a busca por melhores propriedades mecânicas e ópticas desencadeou o aparecimento de cerâmicas com diferentes características, multiplicando a oferta desses materiais na atualidade: porcelanas reforçadas por leucita, aluminizadas e finalmente à base de zircônio. O conhecimento insuficiente ou inadequado desses recursos pode comprometer a correta aplicação clínica de cada sistema. Por se tratar de uma técnica com características diferentes das demais disponíveis, deve-se compreender e adequar seu emprego para a obtenção da excelência dos trabalhos clínicos. É fundamental indicar corretamente cada variedade de cerâmica e conhecer as diferenças nas fases clínicas e laboratoriais em relação às demais técnicas para evitar resultados insatisfatórios com o sistema selecionado.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi avaliar “in vitro” a fluorescência de cinco cerâmicas livres de metal mediante a:

- a) Intensidade de fluorescência.
- b) Comprimento de onda.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Modelo de Estudo

Foi realizado um estudo “in vitro” para avaliar a fluorescência de cinco cerâmicas livres de metal, disponíveis no mercado, todas na cor A2, de acordo com a escala Vita, conforme mostra a Tabela 1.

Tabela 1 - Cerâmicas selecionadas para o estudo

MATERIAL CERÂMICO	FABRICANTE	COMPOSTO BASE
Classic	Ivoclar - Vivadent®	Feldspato
IPS Empress 2®	Ivoclar - Vivadent®	Di-silicato de lítio
In-Ceram® Alumina	Vita	Óxido de alumínio
In-Ceram® Spinell	Vita	Óxido de alumínio e magnésio
IPS ^d .SIGN®	Ivoclar - Vivadent®	Leucita - Fluorapatita

4.2 Confecção dos corpos-de-prova

Foram utilizadas duas matrizes de acrílico para a confecção dos corpos-de-prova, ambas com 2mm de espessura e diâmetros de 17mm e 15mm (Figura 1).

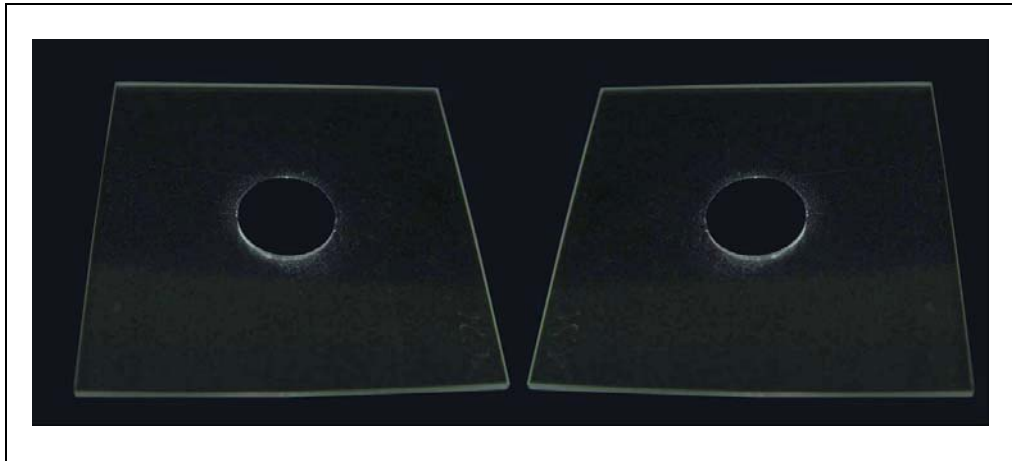


Figura 1 - Matrizes de acrílico

GRUPO I: Classic (Ivoclar/Vivadent)

A confecção dos corpos-de-prova se procedeu com a utilização da cerâmica Classic (Figura 2), a partir da mistura de pó Dentin Body A2 e Build-Up Liquid.



Figura 2 - Kit da cerâmica Classic

A mistura do material foi realizada por uma espátula para manipulação de cerâmica sobre o godê (Figura 3). Essa mistura foi inicialmente levada a uma matriz circular de acrílico com diâmetro de 17mm e espessura de

2mm, colocada sobre uma placa de vidro. A cerâmica foi condensada em pequenos incrementos na matriz de acrílico e com auxílio de papel absorvente removeu-se o excesso de líquido (Figura 4).

Esse procedimento foi repetido até o preenchimento completo da matriz de acrílico, visando à obtenção de uma superfície lisa, livre de bolhas e com aparência seca. Posteriormente, a cerâmica seca e com formato já definido foi removida da matriz de acrílico (Figura 5) e levada ao forno KERAMAT I KNEBEL (Figura 6) para a etapa da primeira queima. Devido à contração de sinterização, os discos de cerâmica foram levados a uma outra matriz de 15mm de diâmetro e 2mm de espessura e os espaços remanescentes foram novamente preenchidos com cerâmica e levados ao forno para a segunda queima. Realizado esse processo, os discos de cerâmicas, presos a um dispositivo de 2mm de diâmetro, foram ajustados na espessura requerida com auxílio de uma fita de lixa, acoplada a uma esteira, que removia os excessos que ultrapassavam os 2mm de diâmetro do dispositivo.

Após a remoção dos excessos, aplicou-se sobre os discos uma camada de glaze líquido com pincel, os quais foram levados ao forno para a conclusão dos corpos-de-prova.

As temperaturas dos processos de primeira e segunda queima da cerâmica estão descritos no Tabela 2. O glaze pertencia ao Kit Glazing and staining liquid (Figura 7), e sua temperatura de queima está descrita no Tabela 2. Aspecto dos discos de cerâmica concluídos (Figura 8).



Figura 3 - Mistura da cerâmica Classic



Figura 4 - Condensação da cerâmica na matriz



Figura 5 - Cerâmica retirada da matriz



Figura 6 - Forno KERAMAT
KNEBEL

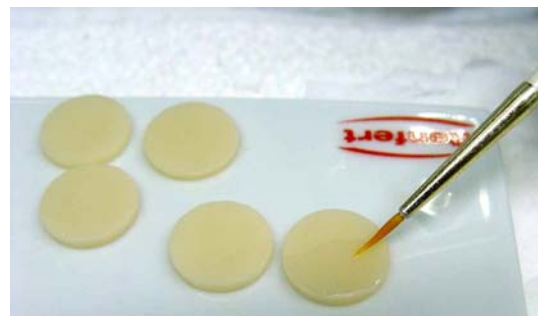


Figura 7 - Aplicação do Glazing

Tabela 2 - Ciclo da queima e glazing da cerâmica Classic

Ciclo	T	B	S	t	H	V ₁	V ₂
1- 2 queima	870 ⁰ C	403 ⁰ C	4-6min	60 ⁰ C	1 min	450 ⁰ C	869 ⁰ C
glazing	830 ⁰ C	403 ⁰ C	4min	60 ⁰ C	0,5-1 min	450 ⁰ C	869 ⁰ C



Figura 8- Corpos-de-prova Classic concluídos

GRUPO II: IPS Empress 2® (Ivoclar/Vivadent)

Para a confecção dos corpos-de-prova foi necessária a obtenção de discos de acrílico com dimensões de 15mm de diâmetro e $0,8 \pm 0,1$ mm de espessura (Figura 9). Cada disco foi fixado a um “sprue” preso à base do cilindro de injeção (Figura 10). Posteriormente, o cilindro de papel IPS Empress 2 envolveu os discos fixados nos “sprues” junto à base do cilindro de injeção. Para maior estabilidade do cilindro foi colocado um anel de plástico na entrada do mesmo. A mistura do revestimento especial do sistema IPS Empress 2® (Figura 11), a qual é feita mecanicamente no vácuo, foi colocada no interior do cilindro de injeção, preenchendo-o por completo e respeitando o tempo de presa do material. Realizados esses procedimentos, retirou-se o cilindro de papel. O cilindro de revestimento foi levado ao forno EP500 onde se iniciou o processo de cera perdida. Ao término dessa etapa, o cilindro de revestimento foi levado ao forno EP600 (Figura

12) para o processo de injeção da cerâmica. O ciclo de injeção da cerâmica está descrito na Tabela 3. Terminada essa etapa, aguardou-se o resfriamento do cilindro de revestimento para proceder à eliminação do revestimento e obtenção dos discos cerâmicos injetados finais. Os discos cerâmicos injetados foram separados do “*sprue*” por de um disco de diamante em baixa rotação (Figura 13), e calibrados com 0,5mm de espessura e 15mm de diâmetro.

Tabela 3 - Ciclo de injeção da cerâmica IPS Empress 2

B	t	T	H	V₁	V₂	Pressão
700 ⁰ C	60 ⁰ C	920 ⁰ C	20	500 ⁰ C	920 ⁰ C	5 bar

Terminado esse processo de confecção dos discos cerâmicos injetados IPS Empress 2, foi realizada a cobertura dos mesmos (Figura 14) com cerâmica de revestimento Dentin 140/ body S1, segundo instruções do fabricante.

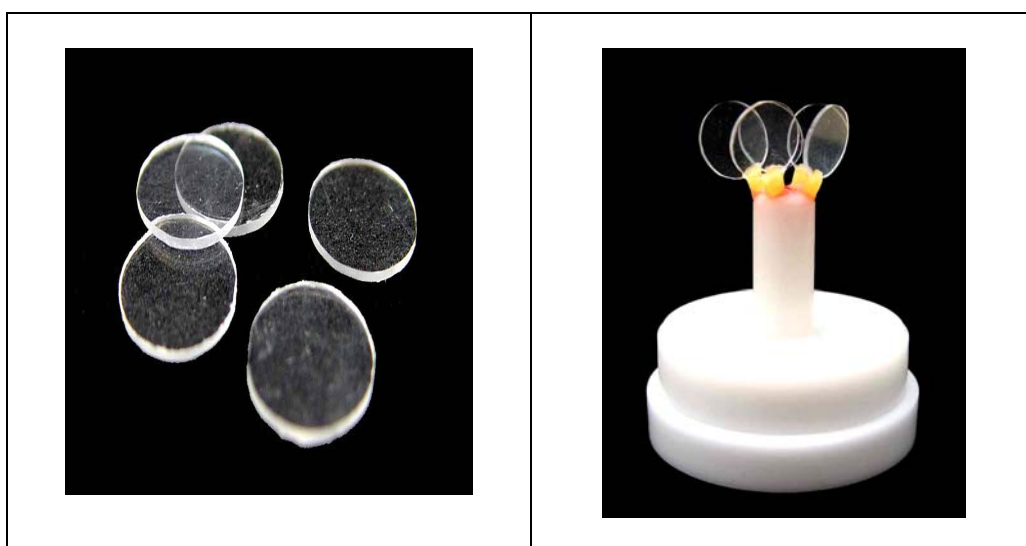


Figura 9 - Discos de acrílico

Figura 10 - Discos de acrílico fixado no *sprue*



Figura 11 - Revestimento Empress 2



Figura 12 - Forno de injeção EP600



Figura 13- Discos injetados de Empress 2



Figura 14 - Cerâmica de cobertura Empress 2

O término dos corpos-de-prova foi realizado a partir da mistura de pó Dentin 140/ Body S1 e líquido Build-Up Liquid , que foi colocado sobre os discos cerâmicos injetados de Empress 2. A mistura do material foi realizada por uma espátula para manipulação de cerâmica sobre o Godê (Figura 15). Essa mistura foi levada a uma matriz circular com diâmetro de 15mm e 2mm de espessura. A cerâmica foi condensada em pequenos incrementos na matriz e, com auxílio de papel absorvente, o excesso de líquido foi removido (Figura 16).

A colocação da cerâmica nas matrizes foi realizada até o preenchimento completo da matriz, procurando obter uma superfície lisa, livre de bolhas e seca. Posteriormente, a cerâmica seca e com formato definido foi removida da matriz e levada ao forno PROGRAMAT® P100 para a etapa da primeira queima (Figura 17). A segunda queima se procedeu após a colocação dos discos cerâmicos, já com contração de sinterização, nas matrizes de 15mm de diâmetro e 2mm de espessura e o preenchimento complementar com cerâmica dos espaços resultantes. Os discos cerâmicos receberam acabamento por uma tira de lixa acoplada a uma esteira, que permitiu que as superfícies de cerâmica de revestimento fossem lixadas de forma que não permanecessem excessos superiores a 2mm, coincidindo com a espessura do dispositivo que envolvia os discos cerâmicos. As temperaturas dos processos de primeira e segunda queima da cerâmica estão descritos na Tabela 4.

Uma camada de glaze em pasta foi aplicada sobre a superfície de cerâmica de revestimento dos discos cerâmicos com o auxílio de um pincel. Na sequência os discos foram levados ao forno. O glaze (Figura 18) pertencia ao Kit Glazin Paste, a temperatura de queima está descrita na Tabela 4. Aspecto dos discos de cerâmica concluídos (Figura 19).

Tabela 4 - Ciclo da queima da cerâmica de revestimento IPS Empress 2

Ciclo	B	t	T	S	H	V₁	V₂
1-2 queima	700 ⁰ C	60 ⁰ C	800 ⁰ C	6	2	450 ⁰ C	799 ⁰ C
Glazing	403 ⁰ C	60 ⁰ C	780 ⁰ C	6	1-2	450 ⁰ C	799 ⁰ C



Figura 15 – Mistura da cerâmica Empress 2



Figura 16 - Cerâmica condensada na matriz

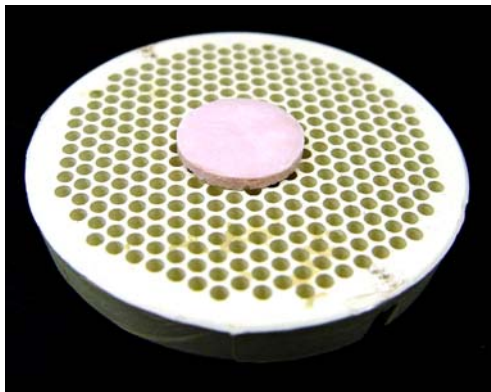


Figura 17 - Cerâmica levada ao forno



Figura 18 - Glazing nos discos de cerâmica



Figura 19 - Discos de cerâmica IPS Empress 2 concluídos

GRUPO III: In-Ceram® ALUMINA (Vita)

Os corpos-de-prova foram confeccionados a partir da mistura de pó In-Ceram ALUMINA POWDER (Figura 20), líquido In-Ceram ALUMINA Powder Liquid e líquido aditivo. A manipulação do material foi realizada mecanicamente através do misturador VITASONIC®, por 7 minutos, sendo completada no vácuo por 1 minuto. Essa mistura foi levada a uma matriz circular de silicone com diâmetro de 15mm e 2mm de espessura (Figura 21).

A cerâmica resultante da mistura com consistência fluida foi colocada na matriz de silicone. Esse procedimento foi realizado, preenchendo a matriz por completo, objetivando uma superfície lisa, livre de bolhas (Figura 22). Posteriormente, a matriz com a cerâmica foi levada ao forno BELLAGLASS HP (Figura 23) à temperatura de 50°C por 10 minutos, para uma secagem superficial, com o objetivo de promover resistência ao material e evitar seu rompimento no momento da remoção da matriz (Figura 24)



Figura 20 - Pó In-Ceram ALUMINA POWDER



Figura 21 - Matriz de silicone



Figura 22 - Cerâmica preenchida na matriz



Figura 23 - Forno BellaGlass HP



Figura 24- Remoção da cerâmica da matriz

Na sequência, os corpos-de-prova foram levados ao forno VITA INCERAMAT® II (Figura 25) para a queima da porcelana, processo que possui um ciclo de dez horas, atingindo uma temperatura de 1120°C, que está descrito na Tabela 5. Esse processo é denominado sinterização. Uma vez terminado esse ciclo, a porcelana passou por outro processo denominado infiltração, que consiste na incorporação de vidro. Para isso se fez a mistura do pó In-Ceram GLASS POWDER ALUMINA AL2 (Figura 26) com água destilada, até obter uma mistura fluida, que foi aplicada com um pincel sobre os discos sinterizados, e levados novamente ao forno

VITA INCERAMAT® II a uma temperatura de 1110°C, com um ciclo de aproximadamente três horas.



Figura 25 - Forno INCERAMAT II



Figura 26 - Pó GLASS POWDER ALUMINA

Tabela 5 - Ciclo da sinterização e infiltração da cerâmica In-Ceram ALUMINA

Ciclo	Tempo 1 h:min	Tempo 2 h:min	Tempo 3 h:min	Tempo 4 h:min	T° 1	T° 2
sinterização	6:00	-	2:00	2:00	120°C	1120°C
infiltração	-	-	0:30	2:00	200°C	1110°C

Terminado o processo de infiltração os discos foram submetidos a um jateamento de Al_2O_3 de 50 μm com pressão de 3 Bar para eliminar os excessos da infiltração. Os discos confeccionados em In-Ceram® ALUMINA foram calibrados a uma espessura de 0,5mm com pedras de diamantes de granulação fina em baixa velocidade (Figura 27).



Figura 27- Discos de In-Ceram ALUMINA calibrados

Na sequência foi realizada a cobertura da estrutura In-Ceram® ALUMINA com cerâmica de revestimento VITADUR® ALPHA (Figura 28), seguindo instruções do fabricante.



Figura 28 - Kit de cerâmica de revestimento VITADUR® ALPHA

A conclusão dos corpos-de-prova foi realizada a partir da mistura de pó VITADUR® ALPHA Dentine A2 e líquido MODELLING FLUID, a qual revestiu a estrutura do material In-Ceram® ALUMINA, colocada previamente na matriz de acrílico de 15mm diâmetro e 2mm de espessura. A manipulação do material foi realizada através de uma espátula para cerâmica sobre um godê. Essa mistura foi

levada à matriz circular de acrílico que estava sobre uma placa de vidro. A cerâmica foi condensada em pequenas porções na matriz e com auxílio de papel absorvente foi removido o excesso de líquido. Esse procedimento foi repetido até que se preenchesse a matriz por completo, procurando deixar uma superfície lisa, livre de bolhas e com aparência seca. Posteriormente, a cerâmica seca e com formato já definido foi removida da matriz e levada ao forno Vita VACUMAT® 40 para a etapa de queima. O processo da primeira e segunda queima da cerâmica está descrito na Tabela 6.

O glazing pertencente ao Kit VITA Chrom L FLUID , e sua queima estão descritos na Tabela 6. Aspecto dos discos de cerâmica concluídos (Figura 29).

Tabela 6 - Ciclo da queima e glazing da VITADUR ALPHA

Ciclo	Vt °C	→	↗	↗ °C/min	T°	→	VAC
1-2 queima	600	6.00	6.00	60	960	1.00	6.00
glazing	600	4.00	4.00	85	940	1.00	-

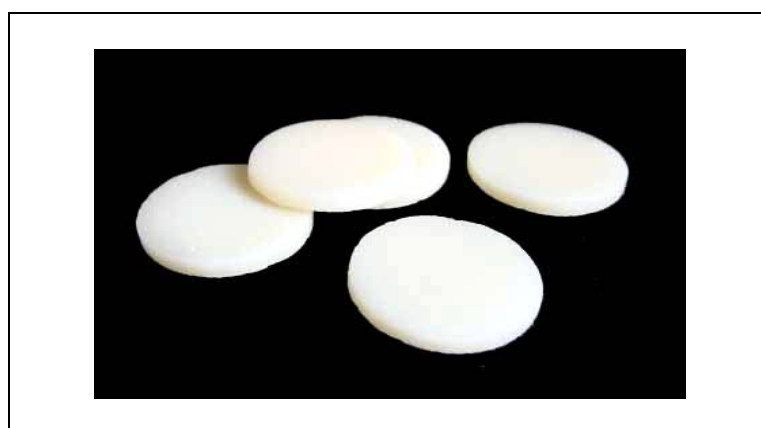


Figura 29 - Corpos-de-prova In-Ceram ALUMINA concluídos

GRUPO IV: In-Ceram® SPINELL (Vita)

A confecção dos corpos-de-prova foi realizada a partir da mistura de pó In-Ceram SPINELL POWDER (Figura 30), líquido de mistura In-Ceram SPINELL Powder Liquid. A manipulação do material foi realizada mecanicamente através do misturador VITASONIC®, por um tempo de 7 minutos, para depois terminar a mistura no vácuo por 1 minuto. Essa mistura foi levada a uma matriz circular de silicone, de acordo com a forma do corpo-de-prova, com diâmetro de 15mm e 2mm de espessura. A resultante dessa mistura foi uma cerâmica de consistência fluida, a qual foi colocada na matriz de silicone. Esse procedimento foi realizado de maneira que se preenchesse a matriz por completo, procurando deixar uma superfície lisa e livre de bolhas. Posteriormente, a matriz com a cerâmica foi levada a um forno BellaGlass HP à temperatura de 50°C por 10 minutos, para que ocorra uma secagem superficial com o objetivo de promover resistência ao material para sua remoção da matriz. Na sequência, os corpos-de-prova foram levados ao forno VITA INCERAMAT® II para a queima da porcelana, processo que possui um ciclo de dez horas atingindo uma temperatura de 1120°C descrito na Tabela 7. Esse processo é denominado sinterização. Uma vez terminado esse ciclo, a porcelana foi levada para outro processo denominado infiltração, que consiste na incorporação de vidro. Para isso se faz a mistura do pó In-Ceram SPINELL GLASS POWDER S12 (Figura 31) com água destilada até obter uma mistura fluida. Ela foi aplicada com um pincel sobre os discos sinterizados, sendo levados novamente ao forno VITA INCERAMAT® II uma temperatura de 1110°C, com um ciclo de aproximadamente três horas.



Figura 30 - Pó de In-Ceram SPINELL POWDER



Figura 31 - Pó de In-Ceram Spinell Glass POWDER

Tabela 7 - Ciclo da sinterização e infiltração da cerâmica In-Ceram SPINELL

Ciclo	Tempo 1 h:min	Tempo 2 h:min	Tempo 3 h:min	Tempo 4 h:min	T ^o 1	T ^o 2
sinterização	6:00	-	2:00	2:00	120 °C	1120 °C
infiltração	-	-	0:30	2:00	200 °C	1110 °C

Terminado o processo de infiltração, os discos foram submetidos a um jateamento de Al_2O_3 de 50 μm com uma pressão de 3 Bar, para eliminar os excessos da infiltração. Os discos de In-Ceram® SPINELL resultantes foram calibrados a uma espessura de 0,5mm com pedras de diamantes de granulação fina em baixa velocidade.

Na sequência foi realizada a cobertura da estrutura In-Ceram® SPINELL com cerâmica de revestimento VITADUR® ALPHA, segundo instruções do fabricante. A conclusão dos corpos-de-prova foi realizada a partir da mistura de pó

VITADUR® ALPHA Dentine A2 e líquido MODELLING FLUID, a qual revestiu a estrutura de In-Ceram® SPINELL, colocada previamente na matriz de acrílico de 15mm de diâmetro e 2mm de espessura. A manipulação do material foi realizada através de uma espátula para cerâmica sobre o godê de mistura. Essa mistura foi levada à matriz circular. A cerâmica foi condensada em pequenas porções na matriz, com auxílio de papel absorvente, removendo o excesso de líquido simultaneamente. Esse procedimento foi repetido até que se preenchesse a matriz por completo, procurando deixar uma superfície lisa, livre de bolhas e seca. Posteriormente, a cerâmica seca e com formato já definido foi removida da matriz e levada ao forno Vita VACUMAT® 40 para a etapa de queima. O processo da primeira e segunda queima da cerâmica está descrito na Tabela 8. O glazing pertencente ao Kit VITA Chrom L FLUID e sua queima estão descritos na Tabela 8. Aspecto dos discos de cerâmica concluídos (Figura 32).

Tabela 8 - Ciclo da queima e glazing da VITADUR ALPHA

Ciclo	Vt °C	→	↗	↗ °C/min	T°	→	VAC
1-2 queima	600	6.00	6.00	60	960	1.00	6.00
glazing	600	4.00	4.00	85	940	1.00	-



Figura 32 - Corpos-de-prova In-Ceram Spinell concluídos

GRUPO V: ^{IPS}d.SIGN® (Ivoclar/Vivadent)

A confecção dos corpos-de-prova se procedeu a partir da mistura de pó Dentin 140/ Body S2 e líquido Build-Up Liquid (Figura 33).



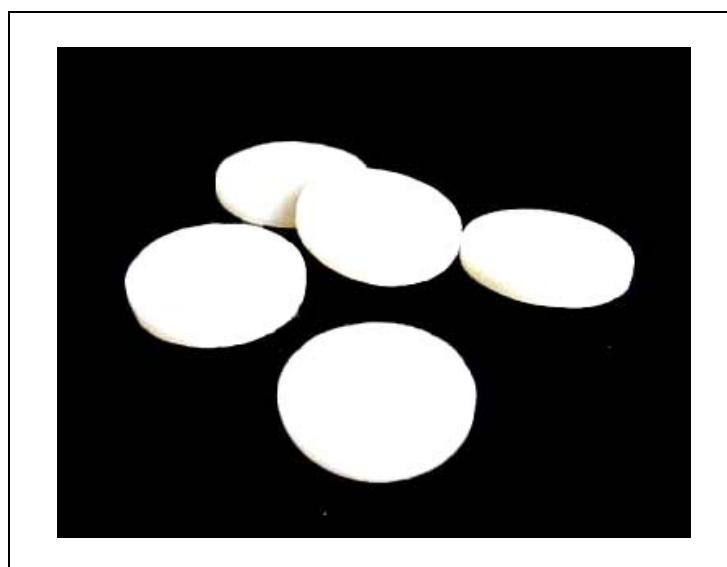
Figura 33 - Kit de cerâmica ^{IPS}d.SIGN®

A mistura do material foi realizada por uma espátula para manipulação de cerâmica sobre o godê de mistura. Essa mistura foi inicialmente levada a uma matriz circular de acrílico com diâmetro de 17mm e espessura de 2mm colocada sobre uma placa de vidro. A cerâmica foi condensada em pequenos incrementos na matriz de acrílico e com auxílio de papel absorvente removeu-se o excesso de líquido. Esse procedimento foi repetido até o preenchimento completo da matriz de acrílico, visando à obtenção de uma superfície lisa, livre de bolhas e com aparência seca. Posteriormente, a cerâmica seca e com formato já definido foi removida da matriz de acrílico e levada ao forno PROGRAMAT® P100 para a etapa de queima. Devido à contração de sinterização, os discos de cerâmica foram levados a uma outra matriz de 15mm de diâmetro e 2mm de espessura e os espaços remanescentes foram novamente preenchidos com cerâmica e levados ao forno para a segunda queima. Realizado esse processo, os discos de cerâmicas ,presos a um dispositivo de 2mm de diâmetro, foram ajustados na espessura requerida com auxílio de uma fita de lixa acoplada a uma esteira, que removia os excessos que ultrapassavam os 2mm de diâmetro do dispositivo. Após a remoção dos excessos, aplicou-se sobre os discos uma camada de glaze líquido com pincel, os quais foram levados ao forno para a conclusão dos corpos-de-prova.

As temperaturas dos processos de primeira e segunda queima da cerâmica estão descritos na Tabela 9. O glaze pertencia ao Kit era Glazing and staining liquid, e sua temperatura de queima está descrita na Tabela 9. Aspecto dos discos de cerâmica concluídos (Figura 34).

Tabela 9 - Ciclo da queima e glazing da ^{IPS}d.SIGN®

	T	B	S	t	H	V₁	V₂
1-2 queima	870 ⁰ C	403 ⁰ C	4-6 min	60 ⁰ C	1 min	450 ⁰ C	869 ⁰ C
glazing	830 ⁰ C	403 ⁰ C	4 min	60 ⁰ C	1-2 min	450 ⁰ C	869 ⁰ C

Figura 34 - Corpos-de-prova ^{IPS}d.SIGN® concluídos

Uma vez terminada a confecção dos discos de porcelana, foram conferidas suas dimensões de duas maneiras: mediante a colocação dos corpos-de-prova em uma matriz de acrílico de $15 \pm 0,01\text{mm}$ de diâmetro e $2 \pm 0,01\text{mm}$ de espessura (Figura 35), e através da utilização de um espessímetro (Figura 36).

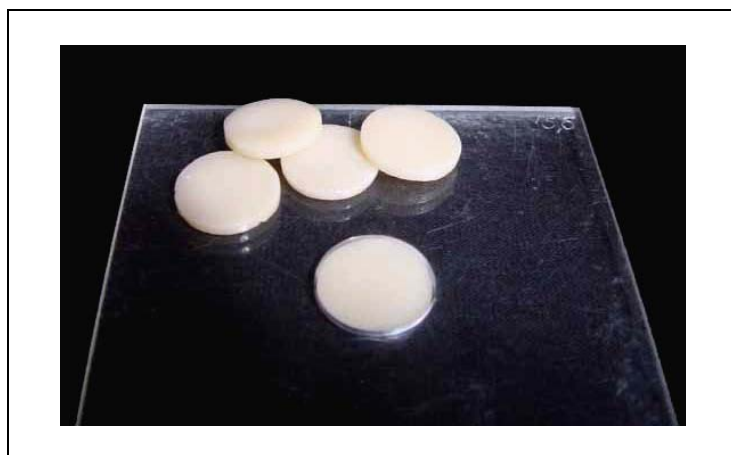


Figura 35- Corpos-de-prova na matriz de acrílico



Figura 36- Espessímetro conferindo as espessuras dos corpos-de-prova

4.3 Calibração

Previamente à fase experimental, o fluorímetro F-4500 HITACHI® foi calibrado mediante um estudo piloto realizado com resina composta, em que se determinou que o comprimento de onda da luz UV incidente nos corpos-de-prova deveria ser de 390nm, e o “slit” (abertura de saída do raio excitador) (Figura 39 B) da fonte emissora deveria possuir 2,5mm de abertura. O receptor da luz emitida

também foi calibrado, possuindo um “*slit*” de 5,0mm (abertura do receptor da luz emitida) (Figura 39 C). Com o estudo piloto também se pôde determinar as dimensões necessárias dos corpos-de-prova para a realização do experimento. Durante os testes, o equipamento foi programado para registrar a fluorescência existente dentro da faixa de 400nm a 700nm. A partir desse último comprimento de onda, o aparelho estava programado para não realizar mais medições.

4.4 Metodologia

A fluorescência gerada durante o teste foi registrada através da utilização de um aparelho denominado Fluorímetro. Esse equipamento foi elaborado pela HITACHI® (Figura 37), para medir a fluorescência de corpos sólidos, numa faixa de comprimento de onda que varia entre 200nm e 730nm.

Os corpos-de-prova foram obtidos pela confecção de discos de cerâmicas livres de metal, segundo as especificações dos fabricantes. Cada um deles possuía $15 \pm 0,01$ mm de diâmetro e $2 \pm 0,01$ mm de espessura. O diâmetro dos corpos-de-prova foi padronizado de acordo com o diâmetro do porta espécime contido no aparelho fluorímetro. A espessura dos corpos-de-prova foi determinada com a finalidade de simular as dimensões de uma coroa de cerâmica pura, as quais possuem espessura de aproximadamente 2mm. As superfícies dos corpos-de-prova possuíam características de espelho, sendo, portanto, livres de qualquer irregularidade. Foram confeccionados 5 espécimes para cada marca comercial de cerâmica selecionada para o estudo.

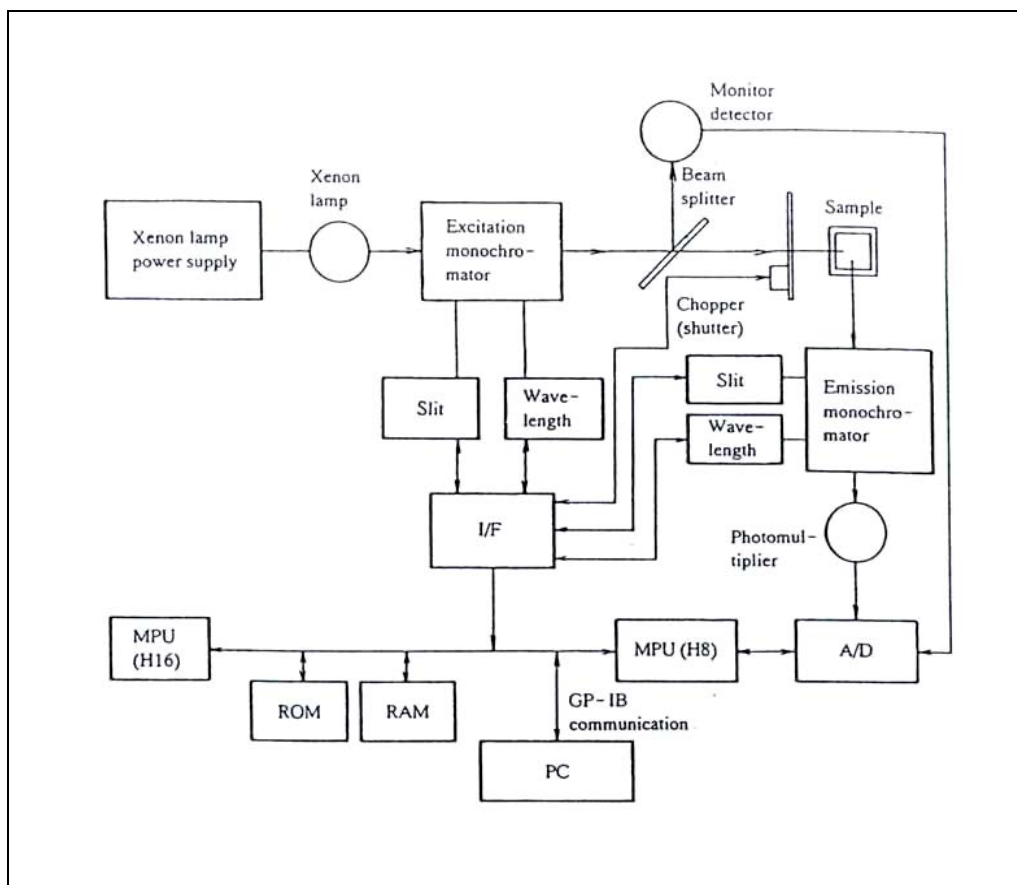


Figura 37 - Esquema de Fluorescence Spectrophotometer

O equipamento utilizado foi Fluorescence Spectrophotometer F-4500 HITACHI® (Figura 38). A figura 39 representa a câmara interna do espectrofluorímetro, a qual é composta por: A) Base experimental; B) “*Slit*” do raio excitador e C) “*Slit*” do raio receptor. A base experimental é composta por três estruturas, como pode ser observado na figura 40: A) Êmbolo fixador; B) Espaço para fixação do porta-espécime e C) Barreira protetora. Este aparelho foi calibrado para que o raio de luz UV incidisse nos corpos-de-prova com um comprimento de onda de 390nm e com um “*slit*” de 2,5mm de abertura. Outro parâmetro foi determinar a abertura do “*slit*” do receptor da luz emitida, sendo este estabelecido com uma abertura de 5,0mm.



Figura 38 - Fluorescence Spectrophotometer F 4500 HITACHI®

A limpeza dos corpos-de-prova foi realizada através da utilização de flanelas embebidas em álcool 90%, de maneira que não deixasse qualquer tipo de resíduo nas superfícies dos mesmos, abolindo-se com isso qualquer variável que pudesse alterar os resultados das medições.

Mediante o auxílio de uma pinça, os corpos-de-prova foram levados a um dispositivo denominado porta-espécime (Figura 41), o qual era acoplado à base experimental do Fluorímetro (Figura 42).

Uma vez colocados os corpos-de-prova na base experimental, estes foram imobilizados através de um êmbolo que exerceu pressão sobre o porta-espécime (Figura 43), não permitindo que o conjunto (porta-espécime + corpos-de-prova) se movimentasse na base experimental durante os testes.

Com os corpos-de-prova em posição de estudo na base experimental (Figura 44), foram conferidos se os parâmetros estavam de acordo com a calibração preconizada. A partir desse momento, iniciaram-se os testes, ligando o computador. Qualquer possibilidade de existência de fluorescência, por menor que fosse, na faixa de comprimento de onda entre 400nm e 700nm, era registrada pelo aparelho.

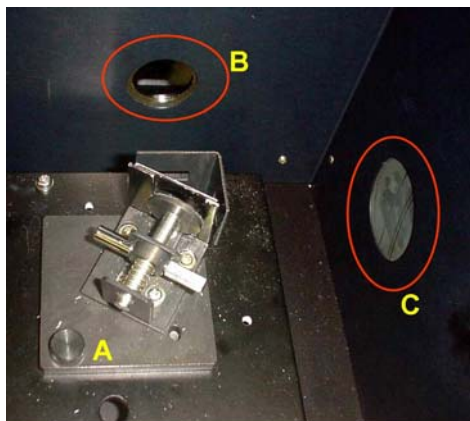


Figura 39 – Câmara interna do espectrofluorímetro

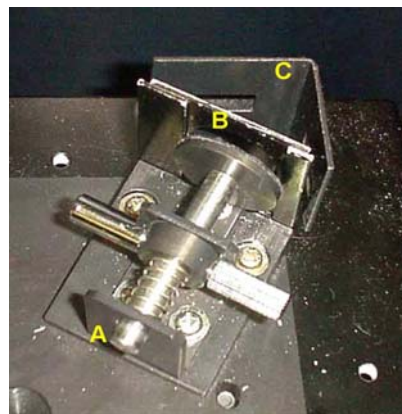


Figura 40 – Base experimental composta de três partes



Figura 41 - Porta-espécime e corpo-de-prova



Figura 42 - Base experimental do fluorímetro

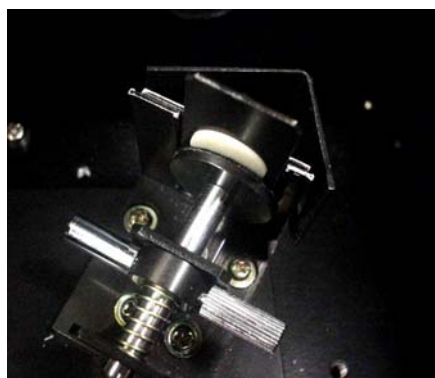


Figura 43 – Fixação do porta espécime



Figura 44 - Corpo-de-prova em posição de estudo

Esse registro foi visualizado mediante uma curva de intensidade de fluorescência (ordenada) x comprimento de onda (abscissa) (Figura 45). Dessa maneira, foi possível determinar para cada cerâmica em estudo, sua respectiva fluorescência, identificando seu comprimento de onda e a intensidade da luz emitida. A partir do comprimento de onda de 700nm, o aparelho era automaticamente desligado, não havendo medições a partir desse ponto.

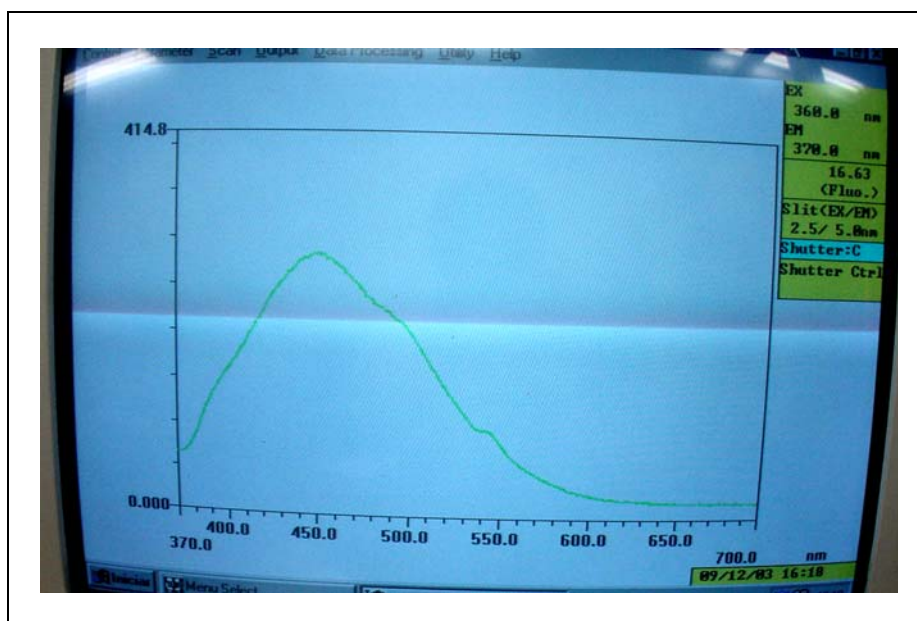


Figura 45 - Registro da curva de intensidade de fluorescência x comprimento de onda

Esse procedimento foi realizado de maneira padronizada para cada grupo de cerâmica utilizada.

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos no experimento foram representados por uma curva, a qual possui como variáveis Intensidade de Fluorescência x Comprimento de Onda, mostrando que a fluorescência inicia imediatamente após a incidência da luz UV sobre os corpos-de-prova. O registro foi iniciado em 400nm com uma baixa intensidade, aumentando progressivamente até chegar ao pico máximo, numa faixa que pode variar entre 440nm e 460nm, dependendo do material. Na seqüência, a intensidade decresceu e chegou até 700nm em que o aparelho deixava de registrar a presença de fluorescência.

Os dados referentes ao Comprimento de Onda e Intensidade de Fluorescência obtidos no experimento estão ilustrados nas Tabelas 10 e 11.

Tabela 10 - Dados do comprimento de onda

MATERIAL CERÂMICO	FABRICANTE	COMPRIMENTO DE ONDA (nm)				
GRUPO I Classic	Ivoclar - Vivadent®	448.3	447.7	447.2	447.5	447.3
GRUPO II IPS Empress 2®	Ivoclar - Vivadent®	449.9	451.2	449.8	450.0	449.6
GRUPO III In-Ceram® Alumina	Vita	459.3	460.3	459.8	459.6	459.5
GRUPO IV In-Ceram® Spinell	Vita	458.1	459.5	459.1	459.3	458.5
GRUPO V IPSd.SIGN®	Ivoclar - Vivadent®	449.5	449.0	451.1	447.3	449.1

Tabela 11 - Dados de intensidade de fluorescência

MATERIAL CERÂMICO	FABRICANTE	INTENSIDADE DE FLUORESCÊNCIA (u.a)				
GRUPO I Classic	Ivoclar - Vivadent®	2437	2429	2431	2427	2436
GRUPO II IPS Empress 2®	Ivoclar - Vivadent®	3213	3219	3221	3216	3211
GRUPO III In-Ceram® Alumina	Vita	401	392	408	402	397
GRUPO IV In-Ceram® Spinell	Vita	403	409	405	412	411
GRUPO V IPSd.SIGN®	Ivoclar - Vivadent®	2835	2838	2844	2841	2837

Também se calculou as médias de comprimento de onda e intensidade de fluorescência para cada grupo, para melhor ilustração dos resultados, como pode ser observado nos Gráficos 1 e 2.

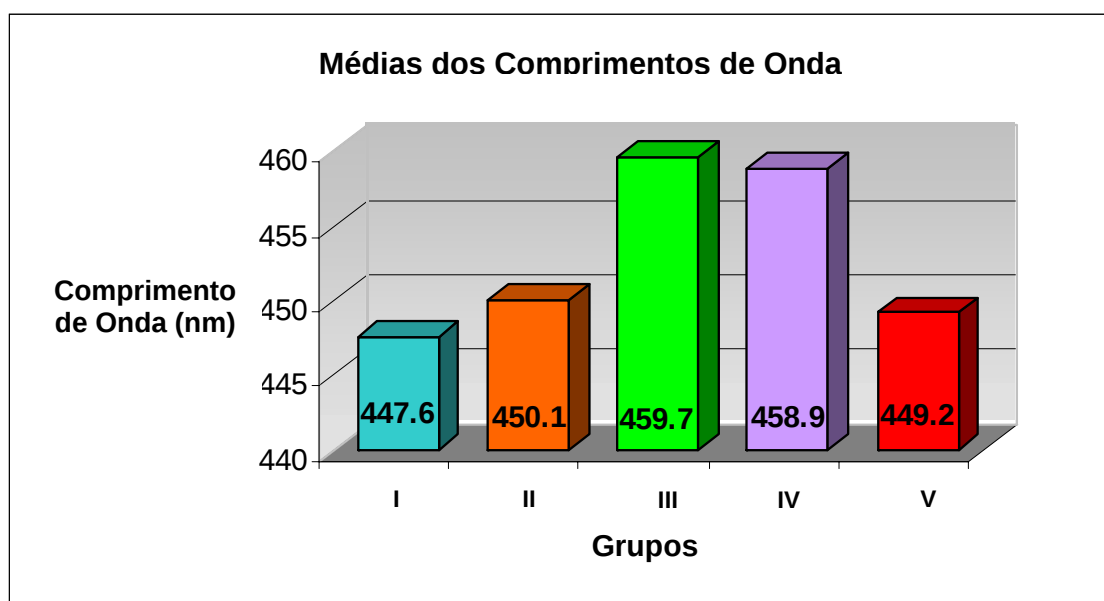


Gráfico 1 - Médias dos comprimentos de onda

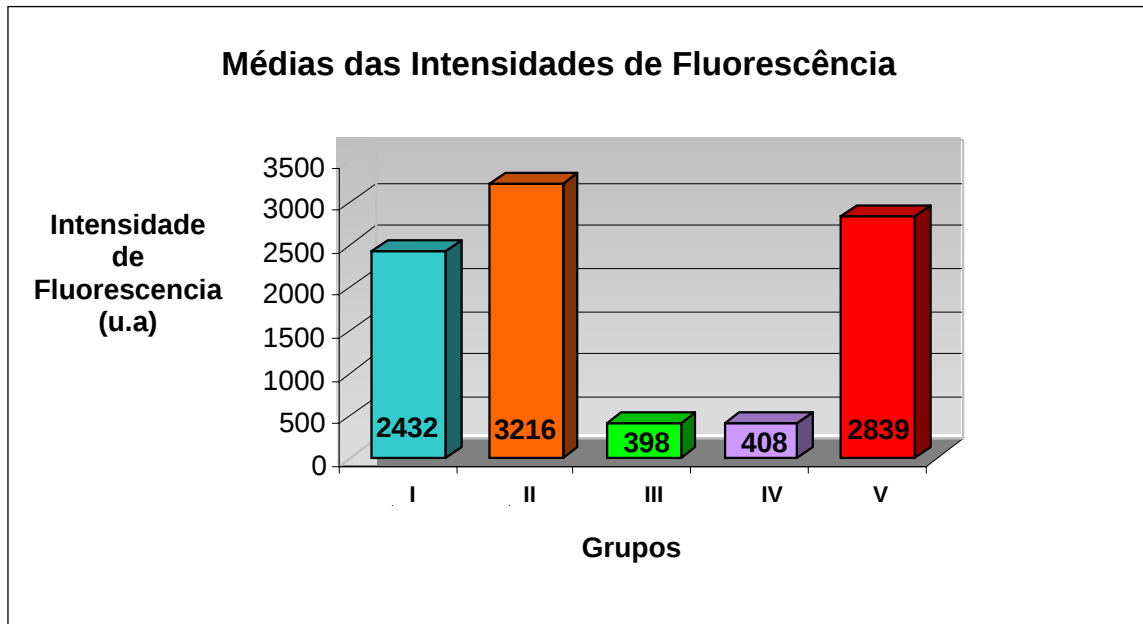


Gráfico 2 - Médias das intensidades de fluorescência

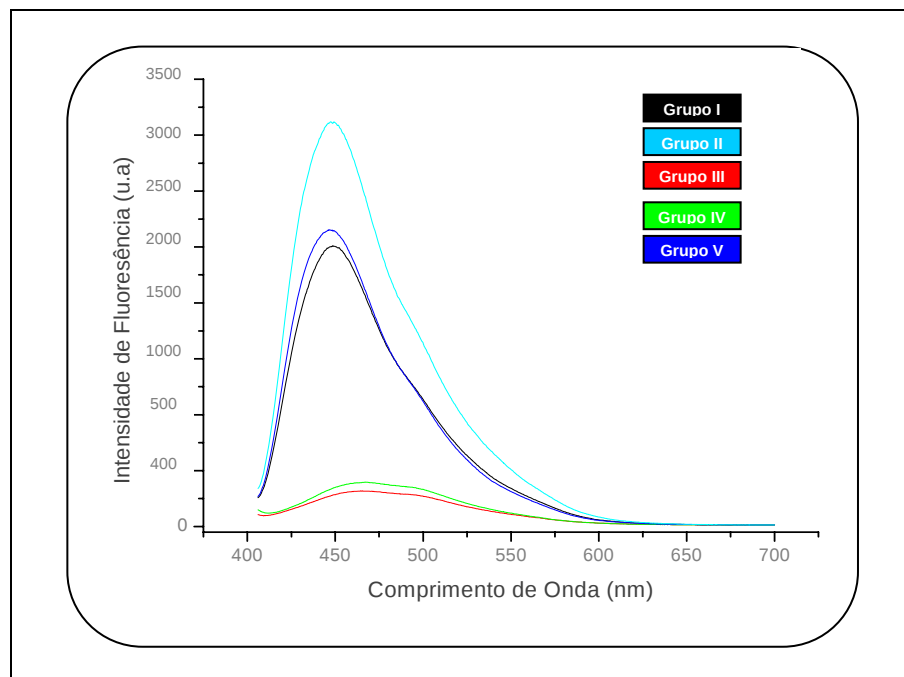


Gráfico 3 - Representação das curvas das médias de fluorescência dos grupos

Os dados obtidos foram analisados pelo Teste ANOVA com um nível de significância de 5%. Os resultados para cada grupo estudado mostraram diferenças estatisticamente significantes entre os materiais para todos os valores de Comprimento de Onda (Tabela 12), com exceção dos GII x GV e GIII x GIV, quando comparados entre si para os valores máximos dessa medição ($p < 0,05$). Quando foi comparada a Intensidade de Fluorescência (Tabela 12) emitida para cada grupo, os resultados demonstraram que existem diferenças estatisticamente significantes entre todos os grupos em estudo. As múltiplas comparações obtidas pelo Teste Newman-Keuls revelaram diferentes respostas para os grupos.

Tabela 12 - Desvio padrão e médias dos grupos

MATERIAL CERÂMICO	COMPRIMENTO DE ONDA		INTENSIDADE DE FLUORESCÊNCIA	
	DESVIO PADRÃO	MÉDIA (nm)	DESVIO PADRÃO	MÉDIA (u.a)
GRUPO I Classic	0.4359	447.6	4.3589	2432
GRUPO II IPS Empress 2®	0.6325	450.1	4.1231	3216
GRUPO III In-Ceram® Alumina	0.3808	459.7	5.9582	398
GRUPO IV In-Ceram® Spinell	0.5831	458.9	3.8730	408
GRUPO V IPS ^d .SIGN®	1.3565	449.2	3.5355	2839

6 DISCUSSÃO

A fluorescência dos dentes naturais tem uma importante contribuição para sua aparência, inclusive na ausência de luz do dia. Portanto, para reproduzir a aparência natural da estrutura dentária os materiais restauradores cerâmicos devem ter características ópticas similares às do dente natural. Ao se submeterem materiais restauradores diretos ou indiretos à luz escura, luz negra ou luz UV a ausência de propriedades fluorescentes adequadas irá interferir de forma negativa nas propriedades estéticas do material. (BAEZA et al., 2002; DIETSCHI, 2001; MAGNE; BELSER, 2003).

Os componentes básicos dos materiais restauradores não fluorescem (BARAN; O'BRIEN, 1977; VANINI, 1996a), mas essa qualidade é alcançada pela agregação de componentes fluorescentes nas cerâmicas como as terras raras. Na maioria das vezes os componentes luminóforos não são revelados pelo fabricante.

As terras raras como o urópio, térbio, cério e itérbio, quando empregadas isoladamente como luminóforos, não são capazes de fornecer cor e intensidade de fluorescência próxima à do dente natural. (MAGNE; BELSER, 2003; WOZNIAK; MOORE, 1978), devendo ser misturadas e unidas. Baran e O'brien (1977) mostraram, por meio de transferência de energia, que a fluorescência de várias terras raras misturadas não é igual à soma das fluorescências individuais. Monsenego e Burdairon (1993) relataram que os materiais que apresentam uma fluorescência com picos máximos de comprimento de onda entre 460-500nm têm em sua composição urópio e térbio. Ao se compararem estes resultados com os obtidos neste estudo, verificamos que os grupos III (In-Ceram Alumina) e IV (In-Ceram

Spinell) que têm picos máximos de comprimento de onda compatíveis com urópio e térbio, apresentaram uma cor mais azulada.

Os materiais restauradores são geralmente opacos, porque estão carregados com pigmentos de cor que obstruem a penetração da luz. A saturação cromática é a primeira causa de opacidade e falta de vitalidade das restaurações em relação aos dentes naturais. Com o uso de correto grau de pigmentos, que são fotossensíveis ao espectro UV, o material pode absorver energia da luz UV e ativar os átomos com a composição. (VANINI,1996a; DIETSCHI, 2001).

A luz UV utilizada no trabalho de Panzeri et al. (1977) apresentou comprimento de onda de 365nm, enquanto Monsenego e Burdairon (1993) utilizaram uma luz UV com comprimento de onda de 363,8nm. Hall; Hefferren e Olsen (1970), uma faixa entre 340-370nm, Baeza et al. (2002) e Villarroel et al. (2004) utilizaram uma lâmpada que emitia luz UV de 360nm.

Nos trabalhos de Panzeri et al. (1977); Monsenego e Burdairon (1993); Baeza et al. (2002) e Villarroel et al. (2004) o comprimento de onda foi constante, enquanto Hall; Hefferren e Olsen (1970) variaram o comprimento de onda de 340 até 370nm. Observaram que, à medida que se aumentava o comprimento de onda, ocorria aumento da fluorescência. Monsenego e Burdairon (1993) utilizaram comprimento de onda de 363,8nm, por estar presente nos “flash” de fotografia. No presente estudo foi utilizado inicialmente um comprimento de onda de 365nm, obtendo o registro da fluorescência gerada numa curva. O material teve um pico máximo de intensidade de fluorescência de 220u.a a um comprimento de onda de 453nm. Uma característica do fluorímetro empregado é realizar a função inversa, ou seja, permitir obter a curva da luz UV que gerou a fluorescência registrada. Devem-se destacar dois pontos importantes em relação a essa curva: com o comprimento

de onda de 365nm a intensidade da luz UV foi aproximadamente de 450u.a. Outro ponto importante é uma pequena faixa de comprimento de onda (389-392nm), que possui uma intensidade de 2700u.a. Realizou-se um novo registro da fluorescência para o mesmo corpo de prova, mudando o comprimento de onda de 365nm para 390nm. Observou-se que a resposta da fluorescência do material foi maior, verificando-se então, nesse novo registro da fluorescência, que o comprimento de onda se manteve igual e a intensidade de fluorescência do material aumentou de 220u.a a 2600u.a. Dessa forma, decidiu-se trabalhar com um comprimento de onda de 390nm para assim registrar a maior resposta da fluorescência.

Baeza et al. (2002) utilizaram corpos-de-prova de 3mm de espessura. Nos trabalhos de Monsenego e Burdairon (1993) e Panzeri et al. (1977) as espessuras dos corpos-de-prova foram de 1,5mm. Em nosso estudo a espessura utilizada foi de 2mm, com intuito de reproduzir mais adequadamente a prática clínica em restaurações cerâmicas livres de metal, sendo que dos 2mm, 0,5mm eram do coping nos sistemas Empress 2 (Grupo II), In-Ceram Alumina (Grupo III) e In-Ceram Spinell (Grupo IV) e 1,5mm de cerâmica de revestimento. Entretanto, é importante salientar que a espessura do material é bem menos relevante para o fenômeno de fluorescência, sendo mais importante a presença de luminóforos (VILLARROEL et al., 2004). Assim, corpos-de-prova com espessuras diferentes apresentam a mesma fluorescência.

Hall; Hefferren e Olsen (1970); Monsenego e Burdairon (1993) e Panzeri et al. (1977) avaliaram a fluorescência da dentição natural por luz UV com comprimento de onda de 365nm. Os autores verificaram que o pico máximo de intensidade de fluorescência se encontrava em 450nm. Os resultados obtidos em nosso trabalho mostraram que os Grupos II (IPS Empress 2) e Grupo V (^{IPS}d.SIGN)

apresentam comprimento de onda mais semelhante à dentição natural, com picos máximos de 450,1nm para o Grupo II (IPS Empress 2) e 449,2nm para o Grupo V (IPS d.SIGN).

Ao avaliar fluorescência, Hall; Hefferren e Olsen (1970); Monsenego e Burdairon (1993); Panzeri et al. (1977) e Wozniak e Moore (1978) dedicaram mais atenção ao comprimento de onda, sendo que a variável intensidade de fluorescência foi apenas qualificada, não havendo análise quantitativa. A quantificação da intensidade de fluorescência é importante, uma vez que o comprimento de onda localiza o material no espectro de luz, mas é a intensidade de fluorescência que determina o grau de luminosidade do material. No presente trabalho pôde-se observar que a intensidade de fluorescência do Grupo II foi de 3216u.a e o Grupo V de 2839u.a, havendo diferenças significativas. O Grupo II apresentou maior luminosidade. Novamente, destaca-se a importância de se avaliar a intensidade de fluorescência, pois materiais de mesma natureza podem apresentar o mesmo comprimento de onda e diferentes intensidades de fluorescência, manifestando diferentes percepções de luminosidade.

Villarroel et al. (2004) testaram visualmente o comportamento da fluorescência em resinas compostas. Os autores verificaram que a última camada de uma restauração direta de resina composta é a mais importante para fornecer a fluorescência numa restauração. O presente estudo confirmou essa observação, sendo que nos sistemas IPS Empress 2 (Grupo II), In-Ceram Alumina (Grupo III) e In-Ceram Spinell (Grupo IV) a cerâmica de revestimento foi a responsável pela fluorescência da restauração, não apresentando fluorescência nas estruturas de reforço (copping).

A curva Intensidade de Fluorescência (ordenada) x Comprimento de Onda (abscissa) obtida no presente trabalho teve a forma de parábola semelhante à obtida por Hall; Hefferren e Olsen (1970); Monsenego e Burdairon (1993) e Panzeri et al.(1977). Pode-se observar que a fluorescência inicia-se imediatamente após a incidência da luz UV sobre os corpos-de-prova. O aparelho foi calibrado para registrar a fluorescência na faixa entre 400nm e 700nm (faixa visível), nos 400nm iniciou-se o registro com uma baixa intensidade de fluorescência, aumentou progressivamente até chegar ao pico máximo, numa faixa que variou entre 445nm e 455nm, dependendo do material. Depois desse ponto máximo a intensidade de fluorescência diminuiu levemente deixando de registrar aos 700nm.

Os resultados obtidos neste estudo “in vitro” comprovam a eficácia da metodologia empregada, pois a sua técnica é simples e de fácil execução, permitindo avaliar a fluorescência gerada durante a estimulação dos materiais cerâmicos livres de metal por luz UV, ao mesmo tempo em que possibilita a análise da curva Intensidade de Fluorescência x Comprimento de Onda.

7 CONCLUSÃO

Com base na análise estatística dos resultados obtidos neste trabalho e pela observação da curva Intensidade de Fluorescência x Comprimento de Onda obtida, foi possível concluir que:

a) houve diferenças em relação à intensidade de fluorescência em todos os grupos, sendo que os menores valores foram obtidos no grupo III (In-Ceram Alumina) e no grupo IV (In-Ceram Spinell), e os maiores valores encontrados no grupo II (IPS Empress 2);

b) houve diferenças em relação ao comprimento de onda em todos os grupos, não havendo diferenças significativas entre os grupos II (IPS Empress 2) e V (IPS d-SIGN), bem como entre os grupos III (In-Ceram Alumina) e IV (In-Ceram Spinell);

c) os valores de comprimento de onda mais próximos aos dentes naturais foram encontrados no grupo II (IPS Empress 2) e no grupo V (IPS d-SIGN), quando comparados com dados encontrados na literatura.

REFERÊNCIAS

ANDRADE, O. S. Sistema Empress: versatilidade e previsibilidade em restaurações cerâmicas. **ACDC em ação**, Campinas, n. 104 (Anais do 15º Conclave Odontológico Internacional de Campinas), p. 1-2, mar./abr. 2003.

ANUSAVICE, K. J. Materiais de acabamento e polimento. In: _____. **Phillip's materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-ra Koogan, 1998. cap. 30, p. 394-405.

BAEZA, R. et al. Fluorescencia de resinas compuestas de obturación directa. **Rev. Fac. de Odont. Univ. de Chile**, v. 20, n. 2, p. 54-60, 2002.

BARAN, G. R; O'BRIEN, W. J. Colored emission of rare earth ions in potassium feldspar glass. **J. Dent. Res.**, v. 56, n. 11, p. 1323-1329, 1977.

CHAIN, M. C.; ARCARI G. M. ; LOPES, G. C. Restaurações cerâmicas estéticas e próteses livres de metal. **RGO**, v. 48, p. 67-70, abr./jun. 2000.

CORRER, L. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. **Int. J. Prosthodont.**, v. 11, n. 3, p. 255-62, 1998.

CRAIG, R. G. Propiedades ópticas, térmicas y eléctricas. In: _____. **Materiales de Odontología Restauradora**. Madrid: Harcourt Barcelona, 1998. p.30 - 35.

DIETSCHI, D. Layering concepts in anterior composite restorations. **J. Adhesiv. Dent.**, v. 3, p. 71-80, 2001.

DONG, J. K. et al. Heat-pressed ceramics: technology and strength. **Int. J. Prosthodont.**, v. 5, p.9 -16, Jan./Feb. 1992.

DOTTO, G. N. et al. Avaliação radiográfica digital de porcelanas utilizadas para confecção de próteses "inlay"/"onlay". **Pesqui. Odontol. Bras.**, v. 17, supl. 2 (Anais da 20º Reunião Anual da SBPqO), p. 200, 2003.

DUDEK, R. P.; KOSMOS, P. Study comparing the fluorescence of natural dentition to dental porcelain. **J. Dent. Resear.**, v. 63, p. 174 -174, 1984.

GARBER, D. The quest for the all-ceramic restoration. **Quintessence Dent. Technol.**, v. 23, p. 27-36, 2000.

GUZMÁN, H. **Unidades de fotocurado**. Disponível em:
< <http://www.encolombia.com/scodb3-unidades.htm> > Acesso em: 15 fev. 2004.

HABEKOST, L. V. et al. Resistência flexural de duas cerâmicas após diferentes tratamentos superficiais. **Pesqui. Odontol. Bras.** v. 17, supl. 2 (Anais da 20ª Reunião Anual da SBPqO), p. 184, 2003.

HOLLEG, H. Sistema In-Ceram: uma alternativa para a otimização estética em prótese unitária. **Odonto Pope**, v. 2, p. 379-88, 1998.

HALL, J. B.; HEFFERREN, J. J; OLSEN, N. H. Study of fluorescent characteristics of extracted human teeth by use of a clinical fluorometer. **J. Dent. Res.**, v.49, n.6, p. 1431-1436, 1970.

IVOCLAR-VIVADENT. **IPS d.SIGN**: documentación científica. Liechtenstein: Investigación y Desarrollo Servicio Científico, Marzo 1999.

IVOCLAR-VIVADENT. **IPS Empress 2** documentação científica. Liechtenstein: Investigación y Desarrollo Servicio Científico, Marzo 2003.

KAPPERT, H. F. In-vitro studie zu den mechanischen und optischen eigenschafter von IPS d.SIGN. In: IVOCLAR-VIVADENT. **IPS d.SIGN**: documentación científica. Liechtenstein: Investigación y Desarrollo Servicio Científico, Marzo 1999.

KVAAL, S.; SOLHEIM, T. Fluorescence from dentin and cementum in human mandibular second premolar and its relation to age. **J. Dent. Res.**, v. 97, p. 131 -138, 1989.

LEINFELDER, K. Porcelain esthetics for the 21st century. **JADA**, v. 131, p. 47-51, 2000.

LENZ, G. **Fluorescência**: metodo físico de análise. Porto Alegre: UFRGS - Instituto de Biociências, 2000. Apostila.

MACLEAN, J. W.; HUGHES, T. H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. **Br. Dent. J.**, v. 119, p. 251-267, 1965.

MAGNE, P.; BELSER, U. Estética oral natural In: _____. **Restaurações adesivas de porcelana na dentição anterior**: uma abordagem biomimética. Rio de Janeiro: Quintessence, 2003. p. 86-87.

MCLAREN, E. A. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, v. 19, n. 3, p. 307-25, 1998.

MIRANDA, C. C. Sistema In-Ceram Alumina. **Rev. Bras. Prótese. Clin. Lab.**, n.1, p.163 -72, 1998.

MONSENEGO, G.; BURDAIRON, G. Fluorescence of dental porcelain. **J. Prosthet. Dent.**, v. 69, n. 1, p. 106 -113, 1993.

MOTOKI, A. **Mineralogia e petrologia para licenciatura**. Rio de Janeiro: UERJ-DMPI, 2002. Apostila.

PANZERI, H. et al. Spectral fluorescence of direct anterior restorative materials. **Aust. Dent. J.**, v. 22, n. 6, p.458-461, 1977.

PAULILLO, L.; SERRA, M. C.; FRANCISCHONE, C. E. Cerâmica em dentes posteriores. **ROBRAC: Rev. Odontol. Bras. Central**, v. 6, p. 37-39, 1997.

PELKA, M. Abrasionsversuche mit neuen Keramiken. Untersuchungsbercht. In: IVOCLAR-VIVADENT. ^{IPS}**d.SIGN**: documentación científica. Liechtenstein: Investigación y Desarrollo Servicio Científico, Marzo 1999.

PERA, P. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. **J. Prosthet. Dent.**, v. 72, n. 6, p. 585 -90, 1994.

POPPI, R. J. **Fluorescência, metodo instrumentais de análise**. Campinas: UNICAMP-LAQQA-IQM. 2002. Apostila.

PRESTON, J. D.; BERGEN, S. F. **Color Science and dental art**. London: Mosby, 1980. p. 86.

PRÖBSTER, L.; DIEHL, J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. **Quintessence Int**, v. 23, n. 1, p. 25-31, 1992.

QUINTAS, A. F. Sistema Procera: tecnologia CAD-CAM para todos. **ACDC em ação**, Campinas, n. 104 (Anais do 15º Conclave Odontológico Internacional de Campinas), mar./abr. 2003.

REGO, M. A.; SILVA, R. C.; ARAÚJO, M. A. Restaurações de porcelana “inlay-onlay” caso clínico. **JBC : J. Bras. Odontol. Clin.**, v.1, p. 45-49, maio/jun. 1997.

RINKE, S. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, v. 8, n. 4, p. 303 -310, 1995.

SIEBER, C. Illumination in anterior teeth. **Quintessence Dent. Tech.**, v. 15, p. 81-88, 1992.

_____. Variations in light conduction and light intensity. **Quintessence Dent. Tech.**, v. 17, p. 95-01, 1994.

SORENSEN, J. A. Research evaluation of a lithium disilicate restorative system: IPS Empress 2. **Signature**, v. 5, n. 3, p. 4-10, 1998.

SULAIMAN, F. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. **Int. J. Prosthodont.**, v. 10, n. 5, p. 478-484, 1997.

VANINI, L. Light and color in anterior composite restorations. **Pract. Perio Aesthet. Dent.**, v. 8, n. 7, p. 673-682, 1996a.

VANINI, L. Sistema composto microibrido universale: fluorescente e opalescente. **Dent. Cadmos**, v. 8, p. 36-48, 1996b.

VÁSQUEZ, V. Z. C. et al. Corrosão das cerâmicas de baixa fusão. **Pesqui. Odontol. Bras.**, v. 17, supl. 2 (Anais da 20º Reunião Anual da SBPqO), p. 184, 2003.

VILLARROEL, M. et al. Fluorescência: uma contribuição na vitalidade natural do dente humano. **JBD: J. Bras. Dent. Estet.**, 2004. No prelo.

VITA. **In-Ceram Alumina**. scientific documentation. Zahnfabrik: Vita, APRIL 2001a.

_____. **In-Ceram Spinell**. scientific documentation. Zahnfabrik: Vita, APRIL 2001b.

WOZNIAK, W. T; MOORE, B. K. Luminescence spectra of dental porcelains. **J. Dent. Res.**, v.57, n.12, p.971-974, 1978

YAMAMOTO, M. **Metal ceramics principles and methods of Makoto Yamamoto.** Rio de Janeiro: Quintessence, 1986.