

LUÍS FERNANDO DOS SANTOS ALVES MORGAN

**TRANSMISSÃO DE LUZ ATRAVÉS DE
CERÂMICAS E DESENVOLVIMENTO DE
EQUIPAMENTO DETERMINANTE DO
TEMPO DE FOTOATIVAÇÃO**

**Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Minas Gerais
Belo Horizonte
2015**

LUÍS FERNANDO DOS SANTOS ALVES MORGAN

**TRANSMISSÃO DE LUZ ATRAVÉS DE
CERÂMICAS E DESENVOLVIMENTO DE
EQUIPAMENTO DETERMINANTE DO TEMPO DE
FOTOATIVAÇÃO**

Tese de Doutorado apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Odontologia - área de concentração em Clínica Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Allyson Nogueira Moreira

Co-Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Castro Albuquerque

Faculdade de Odontologia – UFMG
Belo Horizonte
2015

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Carlos Roberto Alves e Vânia Morgan dos Santos Alves**. Eles me ensinaram e ensinam tudo, absolutamente tudo, que um filho, uma pessoa e um ser humano precisam ter como essência, ensinaram-me os verdadeiros valores da vida. Sem seu apoio, consolo e incentivo nada disso seria possível. Eu os amo e devo tudo a vocês!

Ao meu irmão, **Gustavo** (*In Memoriam*), que apesar da sua ausência, está sempre presente em minha vida.

À minha esposa, **Daniela**, pelo incondicional apoio, amor e companheirismo. Dizer que eu a amo é muito pouco. Ela me ensinou o que é amar uma mulher muito além de tudo que vislumbrei um dia!

À minha sogra, **Tete**, pelo prazer de tê-la na minha/nossa família.

Aos meus avós, **Lúcio dos Santos, Maria Saldanha Alves, Raimundo Alves** (*In Memoriam*) e **Arlete Morgan Dos Santos**, pelos momentos de eterna alegria.

Ao meu bisavô, **Mário Gomide Morgan** (*In Memoriam*), pela história de vida, na qual procuro me espelhar, de um grande homem e respeitado Odontólogo.

À toda minha **família**, bem maior que qualquer ser humano pode ter.

À minha vencedora afilhada amada, **Helena**.

AGRADECIMENTOS

À Deus sempre, que, sem nenhuma dúvida, está presente em minha vida.

À Universidade Federal de Minas Gerais na pessoa do Exmo. Reitor Jaime Arturu Ramírez.

Ao Centro Universitário Newton Paiva na pessoa da Exmo. Reitor Luiz Carlos de Souza Vieira.

Ao Colegiado de Pós-Graduação, na pessoa dos Profs. Drs. Saul Paiva e Maria Cássia Aguiar, pelo apoio e confiança na qualidade dos trabalhos que realizamos e em nosso caráter.

Ao Diretor da Faculdade de Odontologia da UFMG Evandro Neves Abdo.

Ao Prof. Dr. Allyson Nogueira Moreira, que me recebeu como orientando em um momento difícil e decisivo do Doutorado, pela paciência e disponibilidade de revisarmos e corrigirmos juntos cada palavra de nossos estudos. Sem o seu crédito e apoio não seria possível chegar até aqui. Tem em mim um eterno aliado.

Ao Prof. Dr. Rodrigo de Castro Albuquerque, por ter me despertado o interesse pela docência, por guiar meus passos para chegar até aqui e, principalmente, pela grande amizade mesmo em momentos difíceis da minha vida.

À Profa. Dra. Cláudia Silami, pelos ensinamentos durante o curso e precisa ajuda na conclusão de nossos trabalhos.

Aos Profs. Dr. Jadson Belchior e Júlio Conway, pelo senso de excelência em inovação e pelo trabalho em equipe, que originou o mais importante fruto de toda a Tese de Doutorado.

Ao Prof. Dr. Marcos Pinotti, por nos ensinar a desenvolver metodologias fundamentais para o sucesso de todo o estudo.

Aos Profs. Drs. Herbert Sander, Adriana Vieira Martins, Rogéli Peixoto, Tulimar Cornacchia, Hugo Alvim, Walison Vasconcellos, Rafael Teixeira, Alexandre Drummond.

Aos Profs. da Newton Paiva com quem eu partilho o prazer e orgulho de lecionar.

Ao Prof. Dr. Nelson Alves pelo apoio e por acreditar em nosso trabalho.

Aos alunos de TCC do Centro Universitário da Newton, Alexandre Neves e Fernanda Vieira, pela ajuda na realização dos testes laboratoriais de microdureza.

Aos colegas alunos e professores do Mestrado e Doutorado da FO-UFMG.

A todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram em mais esta etapa de aprendizado.

À CAPES pela bolsa de estudos concedida.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	7
LISTA DE TABELAS E FIGURAS	9
RESUMO	15
1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1 Composição e translucidez.....	21
2.2 Cores e translucidez.....	22
2.3 Espessura e translucidez.....	23
2.4 Estabilidade de cor após a queimas repetidas e translucidez.....	25
2.5 Propriedades mecânicas do cimento pós-cimentação.....	26
2.6 Redes Neurais Artificiais (RNA's).....	27
3 OBJETIVO GERAL	29
3.1 Objetivos específicos.....	29
4 JUSTIFICATIVA	30
5 HIPÓTESE NULA	31
6 MATERIAIS E MÉTODOS	32
6.1 Matriz Metálica.....	37
6.2 Avaliação quantitativa da luz transmitida (LT).....	37
6.3 Estudo piloto.....	45
6.4 Confecção dos corpos-de-prova e testes de VHN.....	47
6.5 Descrição detalhada do aparelho determinante do tempo de fotoativação.....	52
6.5.1 Obtenção dos dados para treinamento da RNA.....	56
6.6 Análise dos dados.....	56
7 RESULTADOS	57
8 DISCUSSÃO	72
9 CONCLUSÕES	80
10 REFERÊNCIAS	81
11 ANEXOS	87
12 ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O DOUTORADO	102

LISTA DE ABREVIATURAS

CAD	- conversor analógico digital
CTL	- coeficiente de transmissão luminosa
DP	- desvio-padrão
G	- grupo
LT	- luz transmitida
VHN	- microdureza vickers
min	- minuto
mm	- milímetro
mN	- milinewton
NA	- não se aplica
LE	- luz emitida
LED	- Light emitting diode
LT%	- porcentagem de transmissão de luz
P	- potência
RNA	- rede neural artificial
nm	- nanômetro
CPU	- central processing unit
mJ/cm ²	- milijoule por centímetro quadrado
mW/cm ²	- miliwatt por centímetro quadrado
s	- segundos
IL	- intensidade luminosa
SiO ₂	- dióxido de silício
Al ₂ O ₃	- trióxido de alumínio
ZnO ₂	- dióxido de zinco
Na ₂ O	- óxido de sódio
K ₂ O	- óxido de potássio
ZrO ₂	- dióxido de zircônio
CaO	- óxido de cálcio
P ₂ O ₅	- pentóxido de fósforo
F	- flúor

YO₂ - óxido de ítrio
Li₂O - óxido de lítio
MgO - óxido de magnésio
UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais

LISTA DE TABELAS, FIGURAS E GRÁFICOS

Tabela 1: Descrição dos materiais utilizados.....	32
Tabela 2: Descrição dos grupos teste e controle.....	36
Tabela 3: Dados de intensidade luminosa transmitida através de diferentes tipos, cores e espessuras de cerâmicas obtidas por meio de dados publicados na literatura, utilizados para o treinamento da RNA.....	87
Tabela 4: Média da intensidade luminosa emitida somente pelo aparelho fotoativador.....	57
Tabela 5: Padrão da intensidade de luz emitida somente pelo aparelho (Radii SDI) em função do tempo, em três das 10 medidas.....	58
Tabela 6: Luz transmitida em mW/cm^2 e desvio-padrão (DP) através da cerâmica à base de leucita na cor A1 com 2 mm de espessura. Média e desvio-padrão das 10 medidas de cada um dos três discos.....	59
Tabela 7: Luz transmitida em mW/cm^2 e DP (Desvio padrão). Teste estatístico de ANOVA e pós-teste de Tukey ($p < 0.05$).....	61
Tabela 8: Luz transmitida, porcentagem de luz transmitida e coeficiente de transmissão luminosa.....	63
Tabela 9: Exemplos do tempo necessário de fotoativação para 3 potências (P) distintas, simulando diferentes aparelhos.....	64
Tabela 10: Luz transmitida, luz emitida pelo aparelho fotoativador porcentagem de luz transmitida e a previsão do tempo em segundos de fotoativação.....	64

Tabela 11: Médias de microdureza Vickers (VHN) e DP (Desvio padrão)...	67
Tabela 12: Erro relativo entre dados reais (literatura) e dados previstos pela RNA executada no equipamento desenvolvido.....	68
Figura 1: Discos de cerâmica nas cores A2 e A4.....	34
Figura 2: Discos de cerâmica nas espessuras de 5 e 2 mm.....	34
Figura 3a e 3b: Espessura da face oclusal de uma restauração indireta posterior.....	34
Figura 3c e 3d: Espessura da face proximal de uma restauração indireta posterior.....	34
Figura 3e: Discos com espessuras de 2,0 mm e 5,0 mm, e diâmetro de 10 mm que foram constituídos pelas diversas cerâmicas conforme o grupo experimental.....	35
Figura 4: Discos de cerâmica associando dois tipos quanto à composição e cores diferentes.....	35
Figura 5: Parte superior (c). Vista superior.....	40
Figura 6: Parte superior (c). Vista inferior. Notar o aro interno para a adaptação.....	40
Figura 7: Parte intermediária (b) de 5 mm. Vista superior. Notar o aro interno para a adaptação.....	40

Figura 8: Parte intermediária (b) de 5 mm. Vista inferior. Notar o aro interno para a adaptação.....	40
Figura 9: Parte intermediária (b) de 2 mm. Vista inferior. Notar o aro interno para a adaptação.....	40
Figura 10: Parte intermediária (b) de 2 mm. Vista superior. Notar o aro interno para a adaptação.....	40
Figura 11: Parte inferior (a). Vista superior. Notar o orifício central para colocação do disco de cerâmica.....	41
Figura 12: Parte inferior (a). Vista inferior. Notar a canaleta para a inserção da base de apoio para o cimento (VHN) e o orifício central para inserção do sensor medidor de potência (LT).....	41
Figura 13: Base de inserção do cimento (e). Notar o orifício para colocação do cimento resinoso.....	41
Figura 14: Base de inserção do cimento (e). Notar o fato de ser uma peça bipartida.....	41
Figura 15: Matriz montada para os testes com a parte intermediária (b) de 5 mm.....	41
Figura 16: Matriz montada para os testes com a parte intermediária (b) de 2 mm.....	41
Figura 17: Parte intermediária (b) de 2 e 5 mm.....	42
Figura 18: Matriz para análise da LT: (a) parte inferior, (b) parte intermediária, (c) parte superior, (d) ponta do aparelho fotoativador e (e)	

base de inserção do cimento para análise de VHN.....	42
Figura 19: Projeto da matriz metálica utilizada para testes de LT e VHN....	43
Figura 20: Projeto da matriz metálica (Base usada para VHN, “e”).....	44
Figura 21: Medidor de potência digital.....	46
Figura 22: Sensor do medidor de potência digital.....	46
Figura 23: Forma dos corpos-de-prova obtidos para análise de VHN com dimensões de 3,0 mm de diâmetro e 2 mm de espessura.....	47
Figura 24: Detalhe de um disco de cerâmica posicionado internamente à matriz metálica.....	49
Figura 25: Base para inserção do cimento (e) para os testes de VHN.....	49
Figura 26: A base para inserção do cimento (e) foi lubrificada e bipartida para facilitar a remoção dos corpos-de-prova.....	49
Figura 27: Detalhe do orifício que recebe o cimento.....	49
Figura 28: Cimento resinoso (Rely-X U200 Automix) utilizado para os testes de VHN.....	49
Figura 29: Cimento inserido no orifício da base da matriz levemente comprimido por uma tira de poliéster.....	49
Figura 30: Base posicionada pronta para ser inserida em seu espaço correspondente na parte inferior (a) da matriz.....	50

Figura 31: Base inserida.....	50
Figura 32: Inserção do aparelho fotoativador em seu orifício correspondente na parte superior (c).....	50
Figura 33: Aspecto do corpo-de-prova ainda posicionado na base para cimento resinoso (e).....	50
Figura 34: Abertura da base da matriz para a remoção do corpo-de-prova.	81
Figura 35: Corpo-de-prova em maior aumento.....	50
Figura 36: Corpo-de-prova reposicionado na base da matriz para a realização dos testes de VHN.....	51
Figura 37: Base para cimento (e) contendo o corpo-de-prova posicionado para a realização das penetrações.....	51
Figura 38: Microdurômetro utilizado.....	51
Figura 39: Equipamento para a determinação, “in loco” e em tempo real, do tempo de exposição para restaurações indiretas via RNA.....	53
Gráfico 1: Luz transmitida (LT) para os 16 grupos teste e o aparelho fotoativador utilizado.....	61
Gráfico 2: Microdureza Vickers para os 16 grupos teste e o grupo controle	67

Gráfico 3: Resultados experimentais da potência luminosa (porcentagem de luz transmitida) em (mW/cm^2) e o tempo necessário de fotoativação de uma amostra de cerâmica de leucita, em segundos.....69

Gráfico 4: Resultado da técnica de interpolação cúbica (Cerâmica de leucita: potência X tempo) aplicada aos dados experimentais constantes da Tabela 5.....70

Gráfico 5: Comparação entre os resultados reais (experimentais) e os previstos pela RNA, para a amostra de cerâmica de leucita e cerâmica feldspática.....71

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a quantidade de luz transmitida (LT) em cerâmicas (com diferentes composições e associações, espessuras e cores), a microdureza Vickers (VHN) de um cimento de dupla polimerização e desenvolver um equipamento para determinação da intensidade luminosa e do tempo para a fotoativação de cimentos de restaurações odontológicas indiretas. Foram utilizados discos de cerâmica reforçadas com leucita, dissilicato de lítio, à base de zircônia e feldspáticas, com dimensões de 10 mm de diâmetro e espessuras de 2 e 5 mm nas cores A2 e A4. Associações entre os quatro tipos, duas cores e duas espessuras dessas cerâmicas totalizaram dezesseis grupos teste para LT e dezesseis grupos teste e um controle para VHN. O medidor de potência utilizado para as leituras de LT foi o Thorlabs PM 30 (Thorlabs GmbH, Alemanha). O aparelho fotoativador utilizado foi um Radium-Cal (SDI). A análise quantitativa de LT foi realizada por fotoativação durante um minuto, com repetição de dez vezes em cada disco de cerâmica, para estabelecimento de médias e desvio padrão. Para as análises de VHN do cimento resinoso, foi utilizado quarenta segundos de fotoativação. Para isso os mesmos dezesseis grupos teste foram utilizados (n=3), um grupo como controle negativo, utilizando cerâmica feldspática A2 com 2mm sem fotoativação. O teste estatístico de ANOVA e pós-teste de Tukey em um nível de significância de 95% ($P < 0,05$) foram aplicados para LT e VHN. Em LT, As análises das variáveis cor e espessura mostraram diferenças estatisticamente significativas entre elas, ou seja, os grupos que possuem a cor A2 transmitiram quantidades maiores de luz quando comparados aos de cor A4 e os grupos com espessura de 2 mm transmitem mais luz que os grupos com espessura de 5 mm. As comparações, considerando apenas os quatro tipos de cerâmica (ou associações) mostram que a cerâmica, à base de leucita, transmite quantidade de luz semelhante às cerâmicas feldspáticas, assim como a associação de dissilicato de lítio com leucita é semelhante à zircônia em associação à leucita. A comparação entre todos os grupos apresentaram

diferenças estatisticamente significativas. Para VHN, as análises das variáveis cor e espessura mostram diferenças estatisticamente significativas entre elas. Os grupos que possuem a cor A2 apresentam maiores valores quando comparados aos de cor A4 ($p=0.02$) e os grupos com espessura de 2 mm apresentam maiores valores de VHN que os grupos com espessura de 5 mm ($p=0.00$). As comparações, considerando apenas os 4 tipos de cerâmica (ou suas associações), mostram que não há diferenças estatisticamente significativas entre elas ($p=0.12$). A comparação entre todos os grupos apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Os dados de LT foram usados, ainda, para treinar uma Rede Neural Artificial e desenvolver um equipamento que fornece ao cirurgião-dentista o tempo adequado de fotoativação para cada restauração indireta de modo individual. A partir dos resultados desse estudo podemos concluir que os diferentes tipos, cores e espessuras de cerâmicas transmitem diferentes quantidades de LT. As diferentes espessuras e cores foram os fatores determinantes nos resultados de VHN. Os dados de LT obtidos, somados os advindos da literatura, foram suficientes para treinar uma RNA e desenvolver um equipamento e processo de determinação do tempo de fotoativação.

Palavras-chave: luzes de cura dentária, cerâmica dentária, cerâmicas, testes de dureza, e cimentos de resina.

Keywords: dental light curing, dental porcelain, ceramic, hardness tests and resin cements.

1 INTRODUÇÃO

A restauração da função e estética de dentes extensamente destruídos, geralmente, exige o uso de restaurações indiretas. O sucesso destes procedimentos restauradores está associado a fatores como bom planejamento, preparo cavitário com características ideais, restauração provisória adequada, um molde de qualidade, um bom técnico para a etapa laboratorial e, por fim, uma cimentação correta.

Um dos fatores determinantes no desempenho clínico de restaurações indiretas é a sua retenção ao preparo cavitário (ZOHAIKY *et al.*, 2003; ADDISON e FLEMING 2004; PEKKAN e HEKIMOGLU 2009, SMITH *et al.*, 2011). Os mecanismos que determinam a força de união dessas restaurações estão relacionados à retenção mecânica/friccional, promovida pelas características do preparo cavitário, adesão química e micromecânica, dependendo das características do substrato e do cimento (PEGORARO *et al.*, 2007).

Para a cimentação dessas restaurações, uma grande variedade de materiais está disponível. Cimentos resinosos têm sido utilizados devido às suas melhores propriedades físico-químicas em relação aos cimentos convencionais, ou seja, o fosfato de zinco e o cimento de ionômero de vidro.. Esta escolha é fundamentada, especialmente, no fato de que os cimentos resinosos oferecem adesão à dentina e são insolúveis no meio bucal (EISENBURGER *et al.*, 2003), além de preencher a interface entre as restaurações indiretas e a estrutura dental remanescente, favorecendo a retenção friccional.

Três tipos de cimentos resinosos, classificados quanto à reação química, estão disponíveis para cimentação de restaurações indiretas de cerâmica: auto-polimerizáveis, fotopolimerizáveis e de dupla polimerização (Dual). O uso dos cimentos autopolimerizáveis possui limitações quanto ao tempo de trabalho e à estabilidade de cor. Baseado nas limitações descritas, a escolha recairia sobre os cimentos fotopolimerizáveis. Entretanto, a transmissão de luz através das cerâmicas é limitada e varia de acordo com

espessura e cor (RASETTO *et al.*, 2004, PEIXOTO *et al.*, 2007, BALDISSARA *et al.*, 2010, DURAN e GULER 2012), podendo ser insuficiente, portanto ineficiente, na maioria das situações para o tempo clínico de fotoativação recomendado pelos fabricantes. Como alternativa, cimentos de dupla polimerização são indicados por possuírem algumas características semelhantes aos dois outros tipos, ou seja, maior tempo de trabalho, estabilidade de cor e menor dependência da energia luminosa (CARDASH *et al.*, 1993). No entanto, esses cimentos de polimerização dual também dependem de quantidades adequadas de luz para sua satisfatória reação de polimerização (TANGO *et al.*, 2007, MENG *et al.*, 2008, ARRAIS *et al.*, 2008 e 2009). Mecanicamente, a insuficiente polimerização desses cimentos pode resultar em baixos valores de união (MENG *et al.*, 2006) e aí, também, pode-se incluir fragilidade da linha de cimentação. Biologicamente, a inadequada conversão de monômeros em polímeros tem uma influência negativa sobre a resposta pulpar especialmente em preparos mais próximos a polpa dental (PASHLEY *et al.*, 2002).

O tempo clínico de fotoativação para cimentos fotopolimerizáveis ou dual ainda não está bem estabelecido, especialmente quando a espessura da cerâmica for superior a 2 mm (AKGUNGOR *et al.*, 2005, MENG *et al.*, 2006, LEE *et al.*, 2008, KERMANS SHAH *et al.*, 2011). Além da espessura, outras variáveis como cor (PASSOS *et al.*, 2013), tipo da cerâmica quanto à composição (HEFFERNAN *et al.*, 2002, CAROSSA *et al.*, 2001) e número de queimas (SAHIN *et al.*, 2010) podem influenciar a translucidez, logo, na quantidade de luz transmitida. Considerando todas essas variáveis que influenciam a translucidez, e, portanto, têm reflexo direto na qualidade de polimerização de cimentos resinosos, há infinitas possibilidades quanto ao nível de translucidez de uma restauração indireta de cerâmica. Diante disso, é plausível concordar que protocolos padrão para o tempo de fotoativação dos cimentos resinosos através de restaurações indiretas são equivocadamente recomendados pelos fabricantes de cimentos resinosos (www.3mespe.com, www.ivoclarvivadent.com). Dessa forma, fica evidente a necessidade de desenvolver um processo ou método para determinar de

modo seguro o tempo adequado de fotoativação através de restaurações indiretas para as inúmeras situações clínicas.

Uma rede neural artificial (RNA) é um modelo computacional inspirado na estrutura das redes neurais biológicas e é capaz, por exemplo, de reconhecer padrões de aprendizagem. Ou seja, é um modelo matemático com capacidade de aprendizado, em geral, baseado em padrões de entrada conhecidos. Uma RNA pode ser treinada com entrada conhecida e dados de saída, e, após o processo de treinamento/aprendizado supervisionado, o processo pode ser validado. O processo pode prever o comportamento de uma dada entrada que não foi utilizada no conjunto de treinamento (HAYKIN 2001, BARONE 2003).

RNA's têm sido utilizadas para resolver inúmeros problemas em vários campos da ciência e, em particular, na área da biomedicina. Por exemplo, RNA's foram usadas com sucesso para modelar e prever a relação entre a pressão sanguínea sistólica e glicose (CONWAY *et al.*, 2009).

A microdureza é um método simples e confiável para indicar indiretamente o grau de conversão de materiais resinosos. A microdureza é utilizada para medir a qualidade de polimerização porque há uma correlação direta com as análises por espectroscopia de infravermelho, que mensura o grau de conversão (FERRACANE. 1985).

O objetivo deste estudo foi avaliar a quantidade de luz transmitida (LT) em cerâmicas (com diferentes composições e associações, espessuras e cores), a microdureza Vickers (VHN) de um cimento de dupla polimerização e desenvolver um equipamento para medição da intensidade luminosa e do tempo para a fotoativação de cimentos de restaurações odontológicas indiretas utilizando as RNA's.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Os termos porcelana ou cerâmica são usados indistintamente para representar uma das classes das cerâmicas odontológicas. A cerâmica odontológica pode ser definida como um composto inorgânico com propriedades tipicamente não metálicas, constituído por óxidos e um ou mais elementos metálicos ou semimetálicos (por exemplo, alumínio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, silício, sódio, estanho, titânio e zircônio), utilizado para confeccionar toda ou parte da prótese cerâmica odontológica (ANUSAVICE, 2013). Já com notável história de sucesso funcional na Odontologia, graças às suas características mecânicas, são, também, hoje os materiais que mais se assemelham esteticamente às estruturas dentais.

2.1 COMPOSIÇÃO E TRANSLUCIDEZ

Conceitualmente, translucidez são os diferentes níveis de opacidade até a transparência (POWERS, 2006). A translucidez de restaurações de cerâmica tem relação direta com a sua estrutura cristalina, cor e espessura. As diferenças na translucidez entre as cerâmicas podem ser explicadas pela estrutura química, pelas diferenças na composição do material e pelos diferentes métodos de confecção e processamento da estrutura cristalina da cerâmica. Irregularidades na distribuição das fases, defeitos e “bolhas” de ar, o tamanho de partículas em relação ao comprimento de onda da luz, os diferentes índices de refração entre as partículas e a sua natureza química podem resultar na dispersão da luz através da cerâmica (HEFFERNAN *et al.*, 2002). Carossa e colaboradores, em 2001, compararam três grupos de cerâmica, IPS-Empress 2[®] pela técnica maquiada e estratificada, e In-Ceram[®], a um grupo representado por dentes naturais utilizando um espectrofotômetro. Seus resultados mostraram diferentes níveis de translucidez para diferentes cerâmicas e como o dente natural é o mais translúcido dentre os grupos avaliados. Assim, corroboram que diferentes

composições e técnicas de confecção de cerâmicas apresentam diferenças de translucidez entre elas. É esta linha que pode explicar porque, mesmo em 0,4 milímetros de espessura, cerâmicas à base zircônia apresentaram o menor valor médio de translucidez quando comparadas com cerâmica à base de dissilicato de lítio mais espessas (BALDISSARA *et al.*, 2010).

Há uma relação inversa entre opacidade e transmissão de luz através de cerâmicas com espessuras iguais. Cerâmicas mais opacas permitem menor transmissão de luz quando comparadas às mais translúcidas (KOCH *et al.*, 2007). A zircônia tem a menor translucidez entre diferentes cerâmicas e é comparada com a dos metais. Apesar de suas excelentes características mecânicas, sua opacidade representa, inclusive, um problema estético, quanto utilizada em dentes anteriores (ZHANG, 2014). Depois da zircônia, a diminuição de opacidade segue esta ordem nas cerâmicas: as de alumina; as reforçadas com leucita; as de dissilicato de lítio; as de magnésio-alumina e, as mais translúcidas, cerâmicas feldspáticas (HEFFERMAN *et al.*, 2002, BALDISSARA *et al.*, 2010). O efeito opaco do óxido de zircônio é atribuído às suas partículas dispersas de tamanho maior do que o comprimento de onda da luz incidente, logo, ocorre a incompatibilidade do índice de refração entre as partículas da matriz e o comprimento de onda incidido (VAGKOPOULOU, 2009). Estudos que se dedicam a desenvolver um guia para confeccionar a zircônia menos opaca, mas, mantendo suas características mecânicas, recomenda sua confecção por grânulos de tamanho pequeno (100 nm) modificando seu índice de reflexão (ZHANG, 2014).

2.2 CORES E TRANSLUCIDEZ

Diferentes matizes e cromas, também, apresentam diferentes níveis de translucidez quando comparados em amostras de mesma espessura e composição. Matizes com tonalidades mais escuras apresentam mudanças de índice de refração e diminuição da transmissão de luz. De modo semelhante ocorre com o croma. Quanto maior o croma, menor a

translucidez. Porém, é importante destacar que um aumento no croma é mais significativo para diminuir a transmissão de luz do que os diferentes matizes. (PEIXOTO *et al.*, 2007). Cardash e colaboradores, em 1993, também encontraram relação semelhante entre a cor da cerâmica, matiz e atenuação da luz. Estudos sobre a translucidez e o grau de conversão de cimentos resinosos, através de uma cerâmica feldspática com espessuras iguais, porém de matizes diferentes, mostram que quanto maior o croma menor a translucidez e piores são os resultados do grau de conversão. Esses resultados foram encontrados após um espectrofotômetro ter sido utilizado para mensurar a translucidez dos diferentes grupos testados. Os pigmentos de cor, presentes no material, absorvem a luz, portanto, quanto maior a quantidade do pigmento, menor será a translucidez (PASSOS *et al.*, 2013). Ilie e Stawarczyk, em 2014, após avaliarem o efeito da cor da zircônia na quantidade de luz que a atravessa, mostram que a zircônia é mais opaca nas cores A4, C4, D3. As cores A1 e B1 são as menos opacas seguidas das cores A3, A3,5, B3, B4 e C3. A partir de seus achados recomendam que, para cerâmica à base de zircônia, a partir de 1,5 em cores claras e 0,5 em cores escuras, seja utilizado um cimento resinoso de dupla polimerização com alta sensibilidade à luz (Rely-x Unicem[®], Multilink Automix[®], G-cem[®], Maxcem Elite[®], iCEM[®], Clearfil as[®], G-Cem Automix[®], SmartCEM 2[®]). Barizon e colaboradores, em 2014, em estudo com objetivos semelhantes ao anterior, porém envolvendo um maior número de cerâmicas quanto à composição (VITA VM9[®], IPS Empress Esthetic[®], VITA PM9[®], Vitablocks Mark II[®], Kavo Everst G-Blank[®], IPS Empress CAD[®], IPS e.max CAD[®], IPS e.max Press[®] e Lava Zircônia[®]) também perceberam que cores mais escuras são menos translúcidas que as mais claras.

2.3 ESPESSURA E TRANSLUCIDEZ

A intensidade da luz transmitida através das cerâmicas é fortemente influenciada pela espessura do material (RASETTO *et al.*, 2004, TANGO *et al.*, 2007). Com o aumento da espessura, há uma diminuição na translucidez

(KURKLU *et al.*, 2013). Fato este que é justificado pelos princípios de atenuação de intensidade luminosa em corpos sólidos, denominado lei de Lambert Beer. Essa lei define a relação existente entre a absorção de luz e as propriedades do material atravessado pela luz. A equação matemática que representa essa lei é: $A=\alpha/l$ onde, A é absorvância, α é a absortividade, l é a distância que a luz atravessa pelo corpo e c é a concentração de substância absorvente no meio (www.chemkeys.com).

Dentre os fatores que afetam a transmissão de luz através das cerâmicas (espessura, cor, composição e número de queimas), a espessura é o principal e mais influente entre eles (O'KEEFE, PEASE e HERRIN, 1991, PEIXOTO *et al.*, 2007). A espessura é especialmente importante na prática clínica, uma vez que restaurações indiretas podem variar desde 0.5 mm, em dentes anteriores, até 5 mm, considerando, por exemplo, a distância da crista marginal até a parede gengival no sentido ocluso-cervical em dentes posteriores. O protocolo de tempo de fotoativação dos cimentos resinosos é hoje equivocadamente generalizado para essas diversas situações (KERMANS SHAH *et al.*, 2011).

Os estudos mostram que a fotoativação é eficaz através da cerâmica para a espessura de até 2 mm. A partir dessa espessura, os estudos não fornecem subsídios seguros para o estabelecimento de protocolos confiáveis de tempo de fotoativação (MENG *et al.*, 2006, LEE *et al.*, 2008, KERMANS SHAH *et al.*, 2011). Um importante estudo para espessuras de cerâmica, com 3 mm ou mais efeitos negativos na polimerização de cimentos fotopolimerizáveis e de dupla polimerização, podem ocorrer. A fotoativação, através de cerâmicas mais espessas (> 2 mm), foi considerada crítica para transmissão de luz e não está bem estabelecida pela literatura (KERMANS SHAH *et al.*, 2011). Meng e colaboradores, em 2008, estudaram a resistência adesiva de três cimentos resinosos para diferentes espessuras de cerâmica à base de leucita. Seus resultados mostraram uma relação inversa para espessura e resistência adesiva, ou seja, quanto maior a espessura da cerâmica, menor a resistência adesiva independente do cimento resinoso utilizado.

2.4 ESTABILIDADE DE COR APÓS QUEIMAS REPETIDAS E TRANSLUCIDEZ

A cerâmica pode receber um número diferente de queimas dependendo da técnica utilizada para confecção ou para correções/reparos. O número de queimas tem o potencial de interferir na cor/opacidade da cerâmica, logo, pode interferir em sua translucidez e, conseqüentemente, na transmissão de luz. Barghi e Goldberg, em 1991, mostraram que quando a cerâmica recebe mais do que cinco queimas, uma ligeira mudança de cor pode ser detectada, e que essas alterações são dependentes do tipo de cerâmica. Da mesma forma, O'Brien, em 1991, encontrou mudanças de cores perceptíveis pelo olho humano em cerâmicas com 3 e 6 queimas.

Celik e colaboradores, em 2008, investigaram os efeitos na translucidez da cerâmica, após 3, 5, 7 e 9 queimas, por meio de espectrofotômetro e não pelo olho humano, ou seja, por percepção clínica. Portanto, de acordo com esses autores, as repetidas queimas influenciaram apenas a translucidez da cerâmica à base de zircônia estudo (DC-Zircon®). Já Sahin e colaboradores, em 2010, estudaram os efeitos das repetidas queimas em cerâmicas à base de alumina. Foram, também, avaliadas com 3, 5, 7 e 9 queimas. Os resultados seguem a mesma tendência das cerâmicas à base de zircônia, ou seja, foram encontradas apenas diferenças na translucidez do material.

Quando a cerâmica é queimada, sua translucidez pode mudar devido a mudanças em sua estrutura cristalina (CELIK *et al.*, 2008, SAHIN *et al.*, 2010). Existe relação entre o comprimento de onda e da altura/forma da microestrutura cerâmica que determinam se certo comprimento de onda, que penetra em um corpo cristalino, terá maior ou menor capacidade de atravessá-lo (HEFFERNAN *et al.*, 2002). No entanto, não existem estudos que mostram claramente os efeitos dessas mudanças (LALLEMANT *et al.*, 2014) e, portanto, seus efeitos não são conhecidos para cada tipo de cerâmica odontológica após as queimas adicionais. É consenso na literatura

que cada queima adicional promove mudança na translucidez das cerâmicas através da sua modificação da estrutura cristalina (CELIK *et al.*, 2008, SAHIN *et al.*, 2010).

2.5 PROPRIEDADES MECÂNICAS DO CIMENTO RESINOSO PÓS CIMENTAÇÃO

As propriedades mecânicas e a estrutura dos polímeros de cimentos resinosos duais são dependentes da intensidade de luz incidida sobre eles. A quantidade e a densidade de energia luminosa que incidem sobre o cimento resinoso, sob restaurações de cerâmica, afetam, portanto, a qualidade de sua polimerização (MENG, YOSHIDA e ATSUTA, 2008). Chan e Boyer, em 1998, mostraram que a dureza diminui com o aumento da espessura da cerâmica. Chamam a atenção para que, além da espessura, a dureza do cimento depende ainda da cor da cerâmica e do tempo de exposição. Quanto mais escura a cor, menor é a dureza e, quanto maior o tempo de fotoativação dentre os utilizados (20, 40, 60, 80, 100, e 120 s), maior foi a dureza do cimento resinoso.

Para o mesmo tipo de cerâmica, com mesma espessura e cor, Nalcaci e colaboradores, em 2005, encontraram valores de resistência ao cisalhamento do cimento resinoso semelhantes em amostras expostas à luz halógena ($600\text{mW}/\text{cm}^2$) continuamente por 40 segundos ou luz LED de alta potência ($1100\text{mW}/\text{cm}^2$), em modo exponencial durante 20 segundos. Outros dois modos diferentes de fotopolimerizações, pulso LED ou rápido, mostraram resistência ao cisalhamento significativamente menor do que a realizada com luz halógena ou LED exponencial. Os dados permitem concluir que menor densidade de energia e intensidade de luz resulta em menores valores de união. Akgungor e colaboradores em estudo semelhante, também em 2005, encontraram resultados que corroboram com os de Nalcaci e colaboradores. Mesmo diante do uso de uma fonte de luz de alta potência, um período mínimo de tempo de fotoativação é necessário. Assim, não há uma correlação segura entre a intensidade da luz e do tempo

de polimerização para as diferentes restaurações de cerâmica. Com base nessa variedade de situações/materiais para restauração indireta, com diferentes características de transmissão de luz, diferentes aparelhos fotoativadores, é aconselhável prolongar o tempo de exposição, para além das recomendações do fabricante, na tentativa de maximizar o grau de conversão (ILDAY *et al.*, 2012).

2.6 REDES NEURAIS ARTIFICIAIS

Uma rede neural artificial (RNA) é um modelo computacional inspirado na estrutura das redes neurais biológicas, e é capaz, por exemplo, de reconhecer padrões de aprendizagem. Ou seja, é um modelo matemático com capacidade de aprendizado, em geral baseado em padrões de entrada conhecidos. O bloco de construção básico da RNA é o neurônio artificial, um modelo matemático simples do neurônio biológico. RNA's são construídas, por exemplo, por meio de camadas de neurônios. Os neurônios, na camada de entrada, representam as entradas do problema. A camada de saída apresenta a predição da rede. A complexidade da rede é a camada intermediária, que pode efetivamente ser composta por uma única camada intermediária ou várias camadas, em que cada camada pode consistir de vários neurônios artificiais (HAYKIN 2001; BARONE 2003).

Uma RNA pode ser treinada com entrada conhecida e dados de saída, e, após o processo de treinamento/aprendizado supervisionado, o processo pode ser validado. O processo pode prever o comportamento de uma dada entrada que não foi utilizada no conjunto de treinamento. A etapa de formação/aprendizado consiste, portanto, em encontrar a configuração ideal que produz o menor erro de aprendizado que irá correlacionar, de uma forma não linear, os dados de entrada e de saída no processo de aprendizado supervisionado (HAYKIN 2001; BARONE 2003).

RNA's têm sido utilizadas para resolver inúmeros problemas em vários campos da ciência, e, em particular, na área da biomedicina. Por

exemplo, RNA's foram usadas com sucesso para modelar e prever a relação entre a pressão sanguínea sistólica e glicose (CONWAY *et al.*, 2009). Um estudo recente utilizou a abordagem RNA para estudar as forças de previsão e de corte em ajuste dental de restaurações indiretas de cerâmica (PENG *et al.*, 2011).

3 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste estudo foi avaliar a quantidade de luz transmitida (LT) em cerâmicas (com diferentes composições e associações, espessuras e cores), a microdureza Vickers (VHN) de um cimento de dupla ativação e desenvolver um equipamento para medição da intensidade luminosa e do tempo para a fotoativação de cimentos de restaurações odontológicas indiretas.

3.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1.** Desenvolver dispositivo metodológico confiável para prover dados de LT e VHN.
- 2.** Prover dados quantitativos, porcentagem e coeficiente de transmissão de luz para os 16 grupos teste de LT.
- 3.** Determinar correlação entre potência do aparelho, espessura, composição e cor da cerâmica e o tempo de fotoativação.
- 4.** Avaliar VHN de um cimento resinoso autoadesivo de dupla polimerização através dos diferentes grupos de cerâmica.
- 5.** Treinar uma RNA com dados prévios da literatura e os obtidos pelos nossos testes de LT e desenvolver um equipamento e um processo para medição da quantidade de transmissão de luz para determinar o tempo de fotoativação por meio de restaurações indiretas.

4 JUSTIFICATIVA

As cerâmicas livres de metal são hoje largamente utilizadas sem a infraestrutura metálica na prática clínica. A adequada conversão de monômeros em polímeros proporciona um melhor desempenho de cimentos resinosos aumentando a longevidade clínica dessas restaurações. É importante prover dados que auxiliem a determinação do tempo de fotoativação para os diferentes tipos, cores e espessuras de cerâmica utilizadas auxiliando o sucesso dos procedimentos relacionados. Os trabalhos encontrados na literatura ainda são inconclusivos para diversas situações clínicas o que justifica novos estudos. A aplicação de fórmulas matemáticas, que considerem apenas o coeficiente de luz transmitida e a intensidade luminosa do aparelho fotoativador, não é capaz de mensurar o tempo de fotoativação para as variações de cor, espessura, número de queimas e para os tipos de cerâmica e suas diversas associações sem testes prévios de LT. Considerando essas possibilidades de variações e associações, torna-se fundamental o desenvolvimento de um equipamento específico para esse fim.

5 HIPÓTESE NULA

As hipóteses nulas testadas são de que: não haverá diferença, estatisticamente significativa, na quantidade de LT através das cerâmicas entre os diferentes tipos, associações, espessuras e cores; e que não haverá diferença estatisticamente significativa na VHN do cimento entre os diferentes tipos, associações, espessuras e cores entre as cerâmicas avaliadas.

6 MATERIAIS E MÉTODOS

Quatro tipos de cerâmica e um cimento resinoso foram utilizados neste estudo, conforme descrito pela tabela 1.

Tabela 1: Descrição dos materiais utilizados.

Cerâmica	Fabricante	Tipo/Cor(es)/Espessuras	Composição Química Básica
Empress E-max Ceram	Ivoclar Vivadent (Liechtenstein)	Reforçada com leucita/A2 e A4 2 e 5 mm	SiO ₂ > 60% em peso, Al ₂ O ₃ , ZnO ₂ , Na ₂ O, K ₂ O, ZrO ₂ , CaO, P ₂ O ₅ , F e pigmentos.
Empress E-max Press	Ivoclar Vivadent (Liechtenstein)	Reforçada com dissilicato de lítio/A2 e A4 2 e 5mm	SiO ₂ > 57 % em peso, Li ₂ O, K ₂ O, MgO, ZnO ₂ , Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ e outros óxidos.
Empress E-max ZirPress	Ivoclar Vivadent (Liechtenstein)	À base de zircônia/A2 e A4 2 e 5 mm	YO ₂ 3%, Al ₂ O ₃ <0,25% e ZrO ₂ > 96%.
Vita VM9	Vita Zahnfabrik/Bad Sackingen, Germany	Feldspática/A2 e A4 2 e 5 mm	Al ₂ O ₃ , K ₂ O ₂ , SiO ₂ , Na ₂ O CaO e pigmentos.
Cimento Resinoso	Fabricante	Tipo quanto a ativação/Cor	Composição Química Básica
Rely-X U200	3M ESPE(USA)	Dupla polimerização(Dual)/ Translúcido	Pasta base: metacrilato, esteres fosfóricos, trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA) Pasta catalisadora: pó de vidro silanizado, tratada com silano, pirimidina, hidróxido de cálcio e persulfato de sódio.

Foram utilizados quatro tipos de cerâmica: feldspática, feldspática reforçada com leucita, reforçada com dissilicato de lítio em associação com a feldspática reforçada com leucita, e uma à base de zircônia em associação com a feldspática reforçada com leucita, todas nas cores A2 e A4. Foram confeccionados discos em cerâmica com espessuras de 2 mm e 5 mm, e com 10 mm de diâmetro (Figs 1 e 2), o que permitiu avaliar o que ocorre em semelhança a uma face oclusal (2,0 mm) e proximal (5,0 mm) (Figs. 3a, 3b, 3c, 3d e 3e) da restauração indireta. Nos discos compostos pela associação de cerâmicas (Fig 4), as consideradas de reforço e, portanto, utilizadas com base dissilicato de lítio e zircônia, foram confeccionadas sempre com 1 mm de espessura. Associações entre os tipos de cerâmica, cores e espessuras foram utilizadas para simular as diversas opções para confecção e tipos de restaurações indiretas anteriores e posteriores. Do grupo 1 (G1) ao grupo 4 (G4), discos à base de cerâmica feldspática, do grupo 5 (G5) ao grupo 8 (G8) cerâmica reforçada com leucita, do grupo 9 (G9) ao grupo 12 (G12) cerâmica reforçada com dissilicato de lítio com cobertura de leucita, do grupo 13 (G13) ao grupo 16 (G16), cerâmica à base de zircônia com cobertura de leucita. As diferentes cores (A2 e A4) e espessuras (2 mm e 5 mm) foram organizadas, nos demais grupos, conforme tabela 2. Para VHN, um grupo controle foi utilizado, G17, que utilizou a mesma cerâmica do G1, na espessura de 2,0 mm e na cor A2, porém sem a fotoativação. Os diferentes tipos de cerâmica foram confeccionados utilizando os protocolos recomendados pelos respectivos fabricantes pelo laboratório de prótese dental COTERC (Belo Horizonte). A superfície a ser irradiada recebeu o polimento e glaze.

Tabela 2. Descrição dos grupos teste.

Grupo (G)	Material	Cor	Espessura
1	Feldspática	A2	2,0mm
2	Feldspática	A2	5,0mm
3	Feldspática	A4	2,0mm
4	Feldspática	A4	5,0mm
5	Leucita	A2	2,0mm
6	Leucita	A2	5,0mm
7	Leucita	A4	2,0mm
8	Leucita	A4	5,0mm
9	Leucita/Dissilicato de lítio	A2	2,0mm
10	Leucita/Dissilicato de lítio	A2	5,0mm
11	Leucita/Dissilicato de lítio	A4	2,0mm
12	Leucita/Dissilicato de lítio	A4	5,0mm
13	Leucita/Zircônia	A2	2,0mm
14	Leucita/Zircônia	A2	5,0mm
15	Leucita/Zircônia	A4	2,0mm
16	Leucita/Zircônia	A4	5,0mm

Para VHN foi confeccionado um grupo controle negativo. Este grupo utilizou a mesma cerâmica do G1, nas espessuras de 2,0 mm e cor A2, porém, sem a fotoativação, grupo 17 (G17).

6.1 MATRIZ METÁLICA UTILIZADA PARA OS TESTES DE LT E VHN

Para as análises da LT e confecção dos corpos-de-prova em cimento resinoso para as posteriores avaliações de VHN, foi desenvolvida, em parceria com o Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG, uma matriz metálica. Essa matriz conteve os discos de cerâmica, o sensor do medidor de potência digital, para LT, ou o cimento resinoso, para VHN, e a ponta do aparelho fotoativador simultaneamente. Composta de três partes diferentes, denominadas como (a) a parte inferior, onde os discos de cerâmica foram alojados e o sensor do medidor de potência posicionado, (b) parte intermediária que varia de acordo com a espessura do disco de cerâmica a ser avaliado, (c) a parte superior, na qual é inserida a ponta do aparelho fotoativador e (e) que é a base de inserção do cimento para os testes de VHN. Encaixes precisos entre as partes garantiram a padronização de posicionamento durante as avaliações (Figuras 5 a 17). O projeto completo da matriz metálica, confeccionado pelo Engenheiro Carlos Roberto Alves, pode ser visto nas figuras 18, 19 e 20.

A matriz metálica desenvolvida para este estudo, nos testes de LT e VHN, impediu a influência de qualquer comprimento de onda externo ao longo dos testes que não aquele, propositalmente, incidido para as avaliações. Para eliminar os problemas com a reflexão de luz, especialmente nos testes de VHN, a base de inserção do cimento foi confeccionada pelo método de eletroerosão originando uma superfície pouco reflectiva e que não influencia os testes, conforme estudo prévio (MORGAN *et al.*, 2012, BR2020120155422).

6.2 AVALIAÇÃO QUANTITATIVA DA LUZ TRANSMITIDA (LT)

A LT foi realizada utilizando um medidor de potência digital Thorlabs PM30 (Thorlabs GmbH, Alemanha) para as leituras. Esse equipamento permite ajustes de leitura quanto à potência e ao comprimento de onda. O

aparelho fotoativador utilizado emprega lâmpada LED (Light Emitting Diodes), Radii-Cal (SDI, Victória, Austrália). A intensidade luminosa do aparelho fotoativador foi aferida pelo medidor de potência digital Thorlabs. A média das leituras foi de 865,5 mW/cm², contrariando os 1100 mW/cm² prometidos pelo fabricante. A LT, através de cada disco de cerâmica, teve a duração de um minuto e foi repetida por 10 vezes. Todas as medidas de LT em mW/cm² de todos os discos de cerâmica e suas 10 repetições foram registradas de modo cronometrado, no segundo de número 6, quando o aparelho estabiliza a potência máxima emitida, e no segundo de número 59, momento imediatamente antes do aparelho desligar automaticamente, aferidas por meio de um cronômetro digital. Dessa forma, as médias e desvios-padrões foram obtidos para cada uma das medidas. Na terceira, sexta e nona medição, os valores foram registrados também a cada 10 segundos para certificar a validade dos dados como média. O tempo transcorrido foi acompanhado pelos sinais sonoros emitidos pelo aparelho fotoativador (a cada dez segundos). O tempo entre uma medida e outra foi de 1 min e 30 s, tempo para refrigeração do aparelho fotoativador. Como o Radii-Cal utiliza bateria, durante o tempo entre uma medida e outra, o aparelho era mantido em sua base, recebendo recarregamento constante. Este intervalo foi acompanhado por um cronômetro digital. A partir desses dados, o coeficiente de transmissão de luz (CTL) de cada grupo foi calculado utilizando a lei de Lambert-Beer e as porcentagens de luz transmitida (LT%) descritas e apresentadas em uma tabela. De posse dos dados de LT, pode-se calcular o tempo adequado para a fotoativação de cada uma das situações/grupos teste. Utilizando dados da diferença entre luz emitida (L1) e luz transmitida (L2) através da cerâmica/cerâmica é que os coeficientes de transmissão luminosa (CTL) podem ser obtidos. A fórmula matemática para calcular o tempo necessário considerando a variável potência (P) do aparelho fotoativador e o grupo experimental (G1 a G16) de acordo com o CTL é: $LT \text{ (Em mW/cm}^2\text{)} = P \times (CTL \times 10^2)$ (Para um dado grupo). $LT \times \text{Tempo de fotoativação em segundos} = 16000 \text{ mJ/cm}^2$. Dessa forma, foram realizados cálculos matemáticos simples considerando a média de LT para

cada grupo e a necessidade final de atingir 16000 mJ/cm^2 (ANUSAVICE, 2013) para a adequada fotoativação do cimento resinoso a fim de mensurar o tempo clínico de fotoativação necessário para as situações clínicas simuladas e para outros aparelhos fotoativadores, desde que a sua potência seja conhecida.

A matriz metálica descrita no item 6.2 foi utilizada para os testes de LT.

6.3 ESTUDO PILOTO PARA LT

O aparelho fotoativador, utilizado para as avaliações, foi o Radii-Cal (SDI, Victória, Austrália). A intensidade luminosa (IL) deste aparelho com lâmpada LED foi avaliada quanto a sua uniformidade em função da temperatura e tempo. A IL emitida foi monitorada pelo medidor de potência digital ThorLabs PM 30 (Figuras 21 e 22) e , que foi ajustado para o comprimento de onda específico para o LED utilizado, 470 nm, e para a faixa da ordem de grandeza da potência recebida. A calibração do aparelho fotoativador foi feita de acordo com o item 6.1.

Durante a terceira, sexta e nona das dez medidas da aferição do aparelho fotoativador, os valores foram registrados detalhadamente, certificando a validade dos valores obtidos e registrados como média. O tempo transcorrido foi acompanhado pelos sinais sonoros emitidos pelo aparelho fotoativador (a cada dez segundos) e por um cronômetro digital. Durante o tempo entre uma medida e outra, o aparelho era mantido em sua base, recebendo recarregamento constante. Todo esse processo de calibração é independente do tipo de cerâmica.

Após a confecção da matriz metálica e a calibração do aparelho fotoativador, foram confeccionados, primeiramente, apenas três discos idênticos de cerâmica à base de leucita na cor A1 com 2 mm de espessura. Essas primeiras amostras foram submetidas à análise quantitativa de LT, seguindo a metodologia acima descrita. Dessa forma, foi possível analisar o comportamento da LT dos diferentes discos de um mesmo grupo. O objetivo desse estudo piloto foi identificar ou descartar a necessidade de utilizar mais de um disco de cerâmica para cada grupo experimental.

6.4 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA E TESTES DE DUREZA VICKERS

A medição de dureza vickers foi realizada utilizando um microdurômetro Panantec ATMI (São Paulo, SP, Brasil) presente no laboratório de ensaios mecânicos da Faculdade de Engenharia do Centro Universitário Newton Paiva. Para cada grupo foram confeccionados três discos do cimento resinoso utilizado (n=3).

Para a análise da VHN, a matriz metálica foi a mesma utilizada para a análise de LT. No local onde foi inserido o sensor medidor de potência para a análise de LT, foi inserida uma parte que contém um espaço circular com dimensões de 3 mm de largura e 2 mm de profundidade para receber o cimento resinoso (Figura 18, representada por “e”). Essa parte é bipartida de modo que, após cada avaliação, possa ser desmontada, permitindo que o cimento resinoso seja removido sem que sofra danos. Essa base de inserção do cimento foi acoplada na parte inferior (Figura 18, representada por “a”), conteve o corpo da matriz por meio de encaixe preciso e garantiu a padronização de posicionamento das outras partes e das dimensões dos corpos-de-prova de cimentos resinosos (Figura 23). Esse conjunto não permitiu a influência de outras fontes luminosas que não a propositalmente incidida durante os experimentos.



Figura 23: Forma dos corpos-de-prova obtidos para análise de VHN. Com 3 mm de diâmetro e 2 mm de espessura.

Para a confecção dos corpos-de-prova de cimento resinoso, os mesmos foram obtidos pelo sistema de auto-mistura (Automix, 3M ESPE) e colocados nos espaços correspondentes na base de inserção (Figura 24)

previamente lubrificada com vaselina sólida. Após a inserção do cimento em sua base, uma tira de poliéster foi colocada sobre ele. Em seguida, um disco representando um grupo de cerâmica foi posicionado em seu espaço, justaposto à matriz e ao cimento resinoso (Figuras 24 a 29).

O conjunto constituído por aparelho de fotoativação, matriz, disco de cerâmica e o cimento resinoso permaneceu imóvel durante as medições. O tempo de fotoativação para todos os grupos teste foi de 40 s. Todos os discos de cimento resinoso permaneceram por 15 minutos no nicho da matriz, independentemente da cerâmica/grupo, teste antes de serem removidos da base (Figuras 30 a 35). Tempo este que tornou possível a remoção dos corpos-de-prova do nicho da matriz do grupo que não recebeu a fotoativação, sem danificá-lo. Os 40 s de fotoativação nos grupos teste estão incluídos no tempo de permanência do cimento no nicho da matriz.

Os corpos-de-prova foram confeccionados e armazenados a seco e fora do alcance da luz por sete dias. A superfície a ser analisada, ou seja, a face voltada para o disco de cerâmica durante as avaliações, não necessitou de polimento uma vez que a tira de poliéster proporcionou superfícies lisas (Figuras 32 a 34). Foi confeccionado um grupo controle cuja diferença dos demais foi a ausência de fotoativação. Este grupo utilizou a mesma cerâmica do G1, nas espessuras de 2,0 mm e cor A2, porém sem a fotoativação.

Os corpos-de-prova foram reposicionados na base onde foram confeccionados para a realização do teste. A VHN foi realizada por uma carga estática de 50 g por 10 s (Figuras 36 a 38) assim como Ilday e colaboradores, em 2013. Sequencialmente, foram realizadas três penetrações equidistantes em forma triangular em cada disco de cimento resinoso de cada grupo. Os valores foram obtidos a partir da leitura da média de três penetrações orientadas pelo eixo do diâmetro do disco, com espaços distribuídos de maneira uniforme entre cada uma delas.

6.5 DESCRIÇÃO DETALHADA DA TECNOLOGIA UTILIZADA NO EQUIPAMENTO MEDIDOR DO TEMPO DE FOTOATIVAÇÃO

Trata-se de um equipamento e processo de medição associado, ilustrado de forma esquemática na Figura 39, que mede previamente a quantidade de luz a ser transmitida em materiais odontológicos translúcidos, utilizando um processo de medição baseado em sistemas inteligentes (RNAs). Esse equipamento calcula o tempo de fotoativação necessário para polimerização do cimento, ou, ainda, verifica a possibilidade de utilizar um cimento que dependa de energia luminosa para sua adequada reação química.

A Figura 39 mostra o fluxograma representativo do equipamento, onde estão descritos todos os seus blocos e sub-blocos e no qual se pode visualizar o fluxo da informação, desde sua entrada no bloco (1), até a exibição do resultado no bloco (5). A seguir são detalhados os blocos que constituem o equipamento:

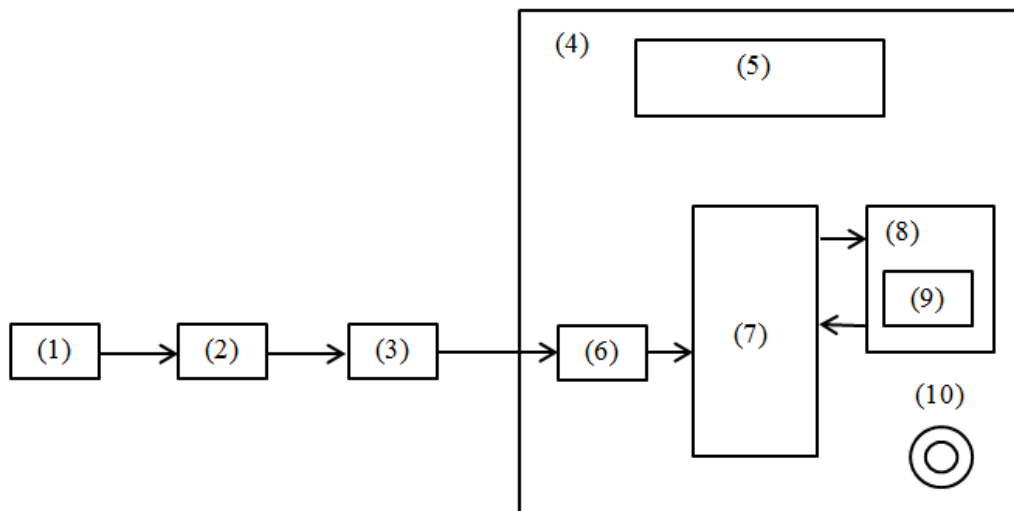


Figura 39

Figura 39: Diagrama de blocos do equipamento para a determinação do tempo de fotoativação através de restaurações indiretas (cerâmicas ou cerômeros), via RNA;

- bloco (1): aparelho fotoativador;
- bloco (2): receptáculo da peça ou da restauração indireta;
- bloco (3): fotodetector;
- bloco (4): placa controladora, onde estão acoplados os blocos (5), (6), (7), (8), (9) e (10), sendo:
 - bloco (5): display alfanumérico;
 - bloco (6): conversor analógico-digital (CAD);
 - bloco (7): unidade central de processamento (CPU) da placa controladora;
 - bloco (8): memória não volátil;
 - bloco (9): conjunto de instruções operacionais programadas diretamente no hardware de um equipamento eletrônico, armazenado em (8);
 - bloco (10): botão liga e desliga.

Em (1) é representada a fonte emissora de luz. Esse bloco (1) simboliza a exposição da cerâmica odontológica à luz para calcular o tempo para que a fotoativação ocorra. Dessa forma, a luz emitida pela fonte luminosa é direcionada para o bloco (2). O bloco (2) representa o receptáculo com a restauração indireta (restauração de cerâmica ou cerômeros, ou, ainda, outro material restaurador indireto que necessite transmitir luz), e cujo tempo de fotoativação se deseja determinar com precisão. A luz emitida por (1), após passar pela restauração em (2), é captada pelo bloco (3), que se constitui de um sensor ótico do tipo fototransistor ou fotodiodo ou sensor ótico com a mesma característica de absorção de luz ou sinal luminoso. Esse sensor é usado para detectar luz ou brilho de uma maneira semelhante ao olho humano. O sensor é constituído por um filtro de epóxi ou vidro ou quartzo ou material similar que seja translúcido e melhore a sensibilidade espectral relativa para se assemelhar à sensibilidade do olho humano. O filtro, usado no exemplo da presente invenção, permite uma largura de banda entre 430 nm (nanômetros) a 610 nm (nanômetros). A resposta do sensor é uma tensão, em volts, proporcional à luz que incide sobre ele, e representa a porcentagem de luz que atravessou a restauração, sendo esta resposta enviada para o bloco (4). O bloco (4) representa a placa eletrônica controladora (hardware) do sistema, que possibilita que o valor de tensão, proveniente do sensor, seja transformado pelo comparador de tensão e no tempo em que uma restauração específica deve ser exposta à luz.

Os blocos (6), (7), (8), (9), internos ao bloco (4), constituem o microcontrolador. No microcontrolador, os principais periféricos estão embutidos em um único circuito integrado, permitindo que o equipamento tenha dimensões reduzidas. A inteligência artificial está embutida no microcontrolador. O bloco (6) é um conversor analógico-digital (CAD), que contém pelo menos um circuito comparador de tensão e pelo menos um amplificador de tensão, podendo ambos utilizar transistores ou amplificadores operacionais. O bloco (6) recebe a informação analógica do

comparador e do amplificador de tensão o sinal proveniente do sensor, cuja função é transformar a tensão (em volts) proveniente do sensor ótico, em informação digital apropriada para ser processada. Essa informação digital é enviada, então, para o bloco (7), que representa a Unidade Central de Processamento (CPU) da placa controladora (4), e é baseada em um processador específico para aplicações embutidas em equipamentos (Microcontrolador). O Microcontrolador é responsável por executar o programa que está armazenado em memória. O bloco (8) representa esta memória. O bloco (9) representa o *Firmware*, que está permanentemente armazenado na memória FLASH ou outra citada anteriormente.

De forma prévia, o equipamento precisa passar por um processo de aprendizagem (configuração e treinamento da RNA). O procedimento consiste em testar as diversas configurações possíveis. Após a escolha da configuração final da RNA, esta é armazenada, na forma de uma equação matemática (obtida pela modelagem via RNA's). Essa equação tem como parâmetro de entrada o valor digital convertido, proveniente de (6) e tem como saída, o tempo de exposição necessário para uma restauração em particular. Assim, o bloco (9) representa a inteligência artificial embutida no sistema, o que caracteriza o equipamento como sistema inteligente de previsão do tempo de exposição, *in loco*, e lhe confere um caráter inovador.

Quando o processo de determinação do tempo de exposição começa, o *Firmware* comanda o CAD para iniciar a etapa de aquisição e conversão do sinal analógico proveniente do sensor. Após um tempo predeterminado de conversão (10 microssegundos), o valor digital correspondente está disponível. A informação prevista do tempo de exposição é visualizada por meio do bloco (5), que se constitui em um *display* alfanumérico. O bloco (10) representa um botão, que ao ser pressionado, inicia o processo de determinação do tempo de exposição. Em poucos segundos, o sistema informa o tempo de exposição necessário, por meio do bloco (5).

6.5.1 OBTENÇÃO DE DADOS PARA TREINAMENTO DA RNA

Para treinar a RNA, foi necessário fornecer a essa rede inteligente um conjunto de dados ou valores de entrada, cujos valores de saída fossem conhecidos, ensinando e determinando os padrões para respostas a valores de entrada com resposta, ainda, não conhecida. Após o treinamento da RNA, foi necessário validar suas respostas. A validação consistiu em lançar um valor de entrada na RNA, não utilizado para seu treinamento, cujo valor de saída fosse conhecido. Assim, verificou-se a margem de precisão ou erro entre o valor gerado pela RNA e o gerado por testes laboratoriais de LT.

Os testes prévios de LT, publicados na literatura (tabela 3, anexo), foram utilizados. Entretanto, como os dados extraídos da literatura não foram suficientes para treinar a RNA, foram realizados novos testes laboratoriais de LT, a partir da metodologia já descrita nos capítulos anteriores, para enriquecer o treinamento das RNA's. Esses dados interpolados foram, os extraídos da literatura mais os obtidos nos testes desse estudo, usados para treinar e validar a RNA.

6.6 ANÁLISE DOS DADOS

Para os dados de LT e VHN, individualmente, o teste para análise de homogeneidade dos dados de Levene, os testes normalidade dos dados de Lilliefors e Shapiro-Wilk foram aplicados, e na sequência, o teste estatístico de ANOVA e pós-teste de Tukey a um nível de significância de 95% ($P < 0,05$).

7 RESULTADOS

7.1 ESTUDO PILOTO

Os dados que mostram a validade dos valores de emissão de energia luminosa do aparelho, obtidos e registrados como média e desvio-padrão confiáveis (Tabela 4), podem ser vistos de modo detalhado (Terceira, sexta e nona das dez medidas) na tabela 5.

Tabela 4. Média da intensidade luminosa emitida somente pelo aparelho fotoativador em mW/cm^2 .

Aparelho: Radii SDI (mW/cm^2)		
MEDIDA	Radi	
	6s	59s
1	880,0	869,0
2	874,0	867,0
3	881,0	866,0
4	879,0	868,0
5	863,0	851,0
6	877,0	866,0
7	875,0	861,0
8	874,0	842,0
9	862,0	839,0
10	864,0	852,0
MÉDIA	872,9	856,9

Tabela 5. Padrão da intensidade de luz emitida somente pelo aparelho (Radii SDI), em função do tempo, em três das 10 medidas, de modo detalhado em mW/cm² durante 60 s.

TEMPO (s)	Medidas detalhadas de três das dez medidas (mW/cm ²)		
	3 ^a	6 ^a	9 ^a
6	881,0	877,0	862,0
10	881,0	873,0	857,0
20	871,0	872,0	856,0
30	854,0	870,0	853,0
40	866,0	868,0	850,0
50	866,0	867,0	845,0
59	866,0	866,0	839,0

A utilização de mais de um disco de cerâmica foi descartada. Os valores obtidos (Tabela 6) mostraram que não seria necessário utilizar mais de um disco de cerâmica por grupo devido à uniformidade da luz transmitida, durante a realização das medidas, através de disco de um mesmo grupo, ou seja, de mesma composição, espessura e cor.

Tabela 6: Luz transmitida em mW/cm² e desvio-padrão (DP) através da cerâmica à base de Leucita, na cor A1, com 2 mm de espessura. Média e desvio-padrão das dez medidas de cada um dos três discos.

Medida/Disco	Disco 1	Disco 2	Disco 3
1	350,5	345,4	352,3
2	348,5	345,7	354,7
3	349,9	351,8	353
4	348,8	355,2	352
5	347	355,4	351,9
6	349	350	352,3
7	351,2	359,5	354,3
8	350	349,1	353,6
9	350,7	356,3	355
10	348,3	357,1	354,1
Média	349,7	351,5	352,8
DP	4,9	5,9	4,9

7.2 LUZ TRANSMITIDA (LT)

Os testes estatísticos para os dados LT foram aplicados para comparar todos os grupos (G1 ao G16) e variáveis (Cor, espessura e tipo de cerâmica). Em ordem decrescente de translucidez, nossos resultados mostram a seguinte ordem: G1 > G5 > G3=G7 > G9 > G11 > G6=G13 > G2 > G8 > G10=G4 > G15 > G14=G12 > G12=G16. A cerâmica feldspática, na cor A2, com 2 mm de espessura, foi a que registrou os maiores valores de LT. O segundo maior valor para LT foi registrado pela cerâmica à base de leucita, na cor A2 com 2 mm de espessura. Na sequência, aparecem a cerâmica feldspática, na cor A4 com 2 mm e a de leucita, na mesma cor e espessura, com valores estatisticamente semelhantes e maiores que a associação de dissilicato de lítio e leucita, na cor A2 com 2 mm de espessura. Com menores valores que a leucita A2 com 2 mm, aparece a

mesma associação e espessura de cerâmicas, porém, na cor A4. Na sequência de diminuição de translucidez, aparecem as cerâmicas de leucita, na cor A2 com 5 mm e a associação de leucita/zircônia, na cor A2 com 2 mm, com valores estatisticamente semelhantes, a feldspática, na cor A2 com 5 mm, a leucita A4 com 5 mm, feldspática, A4 5 mm e leucita/dissilicato A2, 5 mm com valores estatisticamente semelhantes, a leucita/dissilicato A4, 5 mm e a leucita/zircônia A2, 5 mm com valores estatisticamente semelhantes, e as que registraram as menores quantidades de LT leucita/dissilicato A4, 5 mm e leucita/zircônia A4, 5 mm, também com valores estatisticamente semelhantes entre si.

As análises das variáveis cor e espessura mostram diferenças estatisticamente significativas entre eles, ou seja, os grupos que possuem a cor A2 transmitem quantidades maiores de luz quando comparados aos de cor A4, e os grupos com a espessura de 2 mm transmitem mais luz que os grupos com a espessura de 5 mm. As comparações, considerando apenas os 4 tipos de cerâmica (ou associações), mostram que a cerâmica à base de Leucita transmitiu quantidades de luz semelhante às cerâmicas feldspáticas, assim como a associação de dissilicato de lítio com leucita é semelhante à zircônia também em associação à leucita. Entre as demais cerâmicas, quanto à composição ou suas associações, apresentaram diferenças estatisticamente significativas (Tabela 7 e Gráfico 1).

Tabela 7: Média de luz transmitida em mW/cm² e DP (Desvio padrão).

Tipo de cerâmica/Espessura e cor	A2 2mm	A2 5mm	A4 2mm	A4 5mm
Felspática	417,7±5,3 ^A	68,6±1,43 ^B	323,11±1,69 ^C	7,43±0,39 ^D
Leucita	349,75±3,66 ^E	76,35±2,55 ^F	320±4,60 ^C	46,4±0,49 ^G
Leucita-Dissilicato	187,3±4,82 ^H	8,9±0,2 ^D	116,2±2,6 ^I	2±0,0 ^{JK}
Leucita-Zircônia	76,8±1,75 ^F	4±0,0 ^J	22,85±1,01 ^L	0,04±0,0 ^K
Radii-Cal	865,5±11,6			

Teste estatístico de ANOVA e pós-teste de Tukey ($p < 0.05$). Letras diferentes sinalizam diferenças estatisticamente significativas. Letras iguais indicam que não houve diferenças estatisticamente significativas.

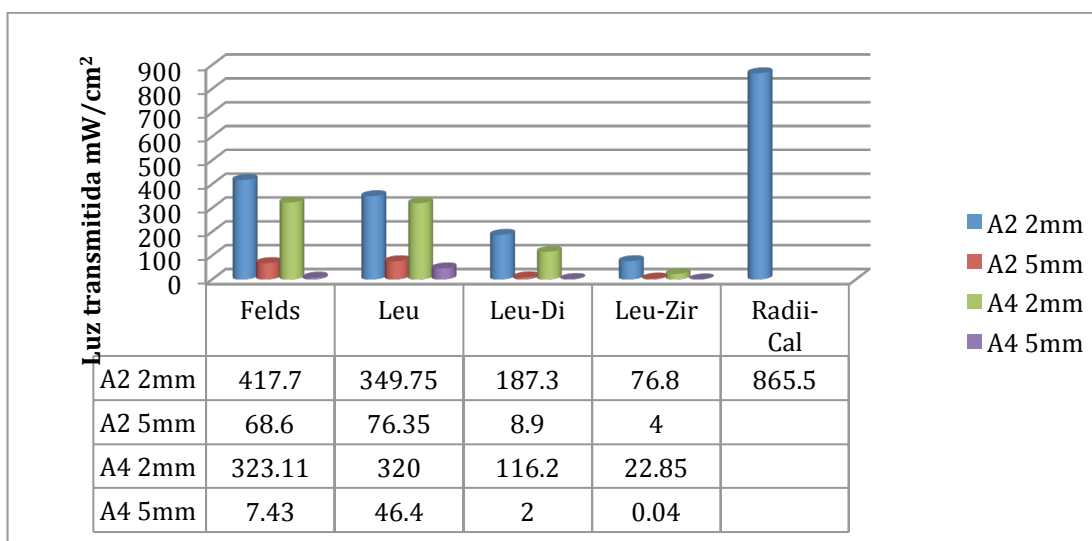


Gráfico 1: Luz transmitida (LT) para os 16 grupos teste e o aparelho fotoativador utilizado.

O coeficiente de luz transmitida (CTL), de cada grupo, foi calculado utilizando a lei de Lambert-Beer e as porcentagens de luz transmitida (LT%) descritas e apresentadas na tabela 8. $CTL = \% \text{ de luz transmitida, multiplicado por } 10^{-2}$. Para polimerizar adequadamente uma espessura de 2 mm de resina são necessários 16.000 mJ/cm² de energia (Anusavice 2013). Para um aparelho que emite 400 mW/cm² seriam necessários 40 segundos.

Para um aparelho que, por exemplo, emite 800 mW/cm^2 , 20 segundos, teoricamente, seriam suficientes. Dessa forma, foram realizados cálculos matemáticos para mensurar o tempo clínico de fotoativação necessário para as situações clínicas simuladas para aparelhos fotoativadores com potência de 400, 865,5 e 1100 mW/cm^2 (Tabela 9). O coeficiente de transmissão, a porcentagem de luz transmitida e tempo clínico recomendável para cada situação testada para diferentes potências de aparelhos fotoativadores também estão descritos (Tabelas 8 e 10).

Tabela 8: Luz transmitida, porcentagem de luz transmitida e coeficiente de transmissão luminosa.

Grupo	LT	%	Coeficiente de transmissão luminosa (CTL)
1	417.7	48.5	0.485
2	68.6	7.9	0.079
3	323.1	37.5	0.375
4	7.4	0.8	0.008
5	349.7	40.6	0.406
6	73.3	8.8	0.088
7	320	37.2	0.372
8	46.4	5.3	0.053
9	187.3	21.7	0.217
10	8.9	1	0.010
11	116.2	13.5	0.135
12	4	0.4	0.004
13	76.8	8.9	0.089
14	4	0.4	0.004
15	22.8	2.6	0.026
16	0	0	0
17	NA	NA	NA

NA= Não se aplica.

Tabela 9: Exemplos de tempo necessário para atingir 16.000 mJ/cm², em cada face de fotoativação, em segundos para 3 potências (P), simulando diferentes aparelhos.

Grupo	Potência(P) 400mW/cm ²	Potência(P) 865,5mW/cm ²	Potência(P) 1100mW/cm ²
1	82.3	38.3	29.9
2	501.3	233.2	182.3
3	694.6	323.1	252.6
4	4648.3	2.162	1690.2
5	98.4	45.8	35.8
6	450.6	209.6	163.8
7	107.5	50	39
8	741.3	344.8	269.5
9	181.6	84.5	66
10	3865	1797.7	1405.4
11	295.8	137.6	107.5
12	17200	8000	6254.5
13	447.8	208.3	162.8
14	865,50	4000	3127.2
15	1508.6	701.7	548.6
16	-	-	-
17	NA	NA	NA

NA= Não se aplica.

Tabela 10: Luz transmitida, luz emitida pelo aparelho fotoativador porcentagem de luz transmitida e a previsão do tempo em segundos de fotoativação.

Grupo/Cerâmica/cor/Espessura(mm)	Média LT(mW/cm²)	Média de LE mW/cm²	Média de LT %	Tempo em segundos
G1-Vita VM9 A2 2mm	417,7	865,5	48,5	38,3
G2-Vita VM9 A2 5mm	68,6	865,5	7,9	233,2
G3-Vita VM9 A4 2mm	323,1	865,5	37,5	49
G4-Vita VM9 A4 5mm	7,4	865,5	0,8	2162
Estudo Piloto-IPS Empress e-max ceramA1 2mm	352,2	865,5	40,9	45,4
G5-IPS Empress e-max ceram A2 2mm	349,7	865,5	40,6	45,8
G6-IPS Empress e-max ceram A2 5mm	76,3	865,5	8,8	209,6
G7-IPS Empress e-max ceram A4 2mm	320	865,5	37,2	50
G8-IPS Empress e-max ceram A4 5mm	46,4	865,5	5,3	344,8
G9-IPS Empress e-max ceram/press A2 2mm	187,3	865,5	21,7	85,4
G10-IPS Empress e-max ceram/press A2 5mm	8,9	865,5	1	1797,7
G11-IPS Empress e-max ceram/press A4 2mm	116,2	865,5	13,5	137,6
G12-IPS Empress e-max ceram/press A4 5mm	4	865,5	0,4	8000
G13-IPS Empress e-max ceram/zircad A2 2mm	76,8	865,5	8,9	208,3
G14-IPS Empress e-max ceram/zircad A2 5mm	4	865,5	0,4	4000
G15-IPS Empress e-max ceram/zircad A4 2mm	22,8	865,5	2,6	701,7
G16-IPS Empress e-max ceram/zircad A4 5mm	0,04	865,5	0	-

7.3 MICRODUREZA VICKERS (VHN)

Os testes estatísticos para os dados de VHN foram aplicados para comparar todos os grupos de modo simultâneo (G1 ao G17) e para comparar cada variável de modo independente (Cor, espessura e tipo de

cerâmica), assim como em LT. Em ordem decrescente de dureza, nossos resultados mostram a seguinte ordem: $G1=G5=G9>G3=G7>G13=G11>G10=G6=G2=G12>G4=G17=G15>G8=G14>G16$. A cerâmica feldspática, a cerâmica à base de leucita e a associação de leucita/dissilicato de lítio, todas na cor A2 com 2 mm de espessura, foram as que registraram os maiores valores de VHN. O segundo maior valor para VHN foi registrado pelas cerâmicas feldspática e leucita, ambas na cor A4 com 2 mm de espessura. Na sequência, aparecem as cerâmicas que associam leucita com zircônia na cor A2 com 2 mm e leucita com dissilicato de lítio na cor A4 com 2 mm de espessura. Com menores valores que os últimos, os grupos leucita/dissilicato de lítio na cor A2 e A4 com 5 mm, leucita A2 com 5mm e feldspática A2 com 5 mm apresentaram valores estatisticamente semelhantes. Ainda na de diminuição dos valores de VHN, aparecem as cerâmicas feldspáticas A4 5 mm, o controle negativo e a leucita/zircônia A4 2 mm com valores estatisticamente semelhantes e maiores que a leucita A4 com 5 mm, leucita/zircônia A2 5 mm com valores estatisticamente semelhantes. O grupo que apresentou estatisticamente os menores valores foi o leucita/zircônia A4 5 mm.

As análises das variáveis cor e espessura mostram diferenças estatisticamente significativas entre eles. Os grupos que possuem a cor A2 apresentam maiores de VHN quando comparados aos de cor A4 ($p=0,02$) e os grupos com espessura de 2 mm apresentam maiores valores de VHN que os grupos com espessura de 5 mm ($p=0,00$). As comparações, considerando apenas os 4 tipos de cerâmica (ou suas associações), mostram que não há diferenças estatisticamente significativas entre elas ($p=0,12$) (Tabela 11).

Tabela 11: Média de microdureza Vickers (VHN) e DP (Desvio padrão).

Tipo de cerâmica/Cor e espessura	A2 2mm	A2 5mm	A4 2mm	A4 5mm
Felspática	332,5±4,99 ^a	72,84±3,79 ^{def}	257,56±10,5 ^b	46,69±2,49 ^{efg}
Leucita	340,87±10,18 ^a	75,42±7 ^{de}	237,21±23,94 ^b	40,77±3,61 ^{fg}
Leucita-Dissilicato	338,2±6,06 ^a	84,08±2,17 ^d	169,52±11,69 ^c	59,86±5,55 ^{def}
Leucita-Zircônia	197,9±7,65 ^c	40,44±5,63 ^{fg}	45,36±5,95 ^{efg}	38,48±6,66 ^g
Controle	46,47±8,57 ^{efg}			

Teste estatístico de ANOVA e pós-teste de Tukey ($p < 0.05$). Letras diferentes sinalizam diferenças estatisticamente significativas. Letras iguais indicam que não houve diferenças estatisticamente significativas.

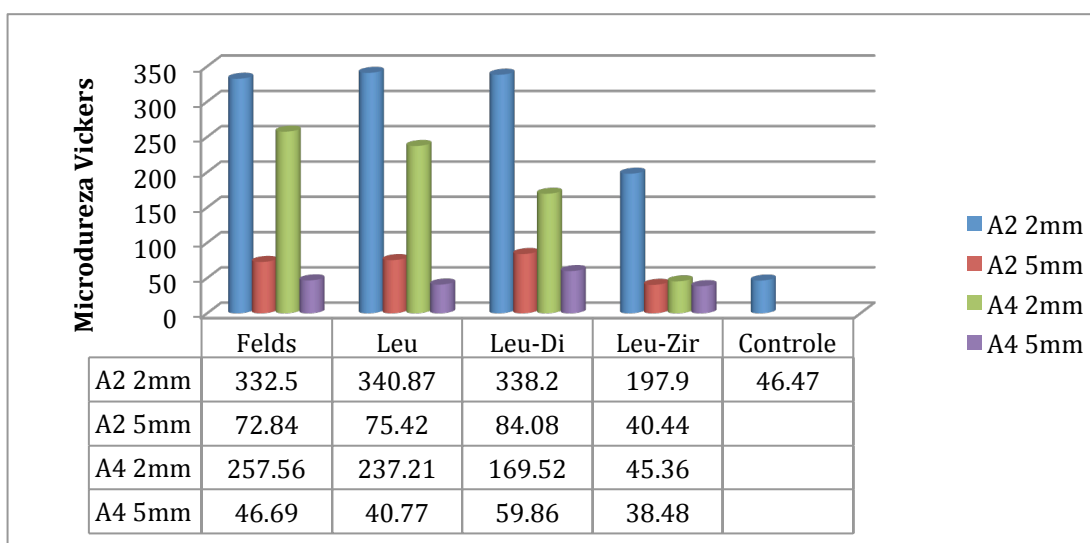


Gráfico 2: Microdureza Vickers (VHN) para os 16 grupos teste e o grupo controle.

7.4 REDES NEURAIS ARTIFICIAIS (RNA)

Os resultados gerados pelas interpolações de RNA, do equipamento desenvolvido, mostraram erro médio de previsão de 0,63% quando comparados com medidas práticas realizadas em restaurações de cerâmica em teste, ou seja, a diferença média dos valores, obtidos a partir dos dados da literatura e dos obtidos nesse experimento e o resultado da RNA para um mesmo valor de entrada, foi menos que 1%. A Tabela 12 mostra o erro de previsão médio da RNA em relação aos dados experimentais. Esta capacidade de previsão da RNA fica também evidenciada quando se observa os gráficos 3, 4 e 5. Pode ser visto na tabela 12, um erro individual de 4,02 % para 24,2 mW/cm².

Tabela 12: Erro relativo entre dados reais (literatura) e dados previstos pela RNA executada no equipamento desenvolvido.

Leitura de potência (mW/cm ²)	Tempo (seg) – dados da revisão de literatura	Tempo (seg) – obtido pelo modelo neural	Erro (%)
288,9	55,3	55,0347	0,488
183,3	87,2	87,1485	0,059
354,6	45,1	45,0251	0,160
121,1	132,1	131,7601	0,257
24,2	661,1	688,7806	4,018
347,7	46	46,1484	0,321
231,8	69	69,0296	0,042
96,8	165,2	165,6326	0,261
151,3	105,7	104,8114	0,084
Média do erro			0,63

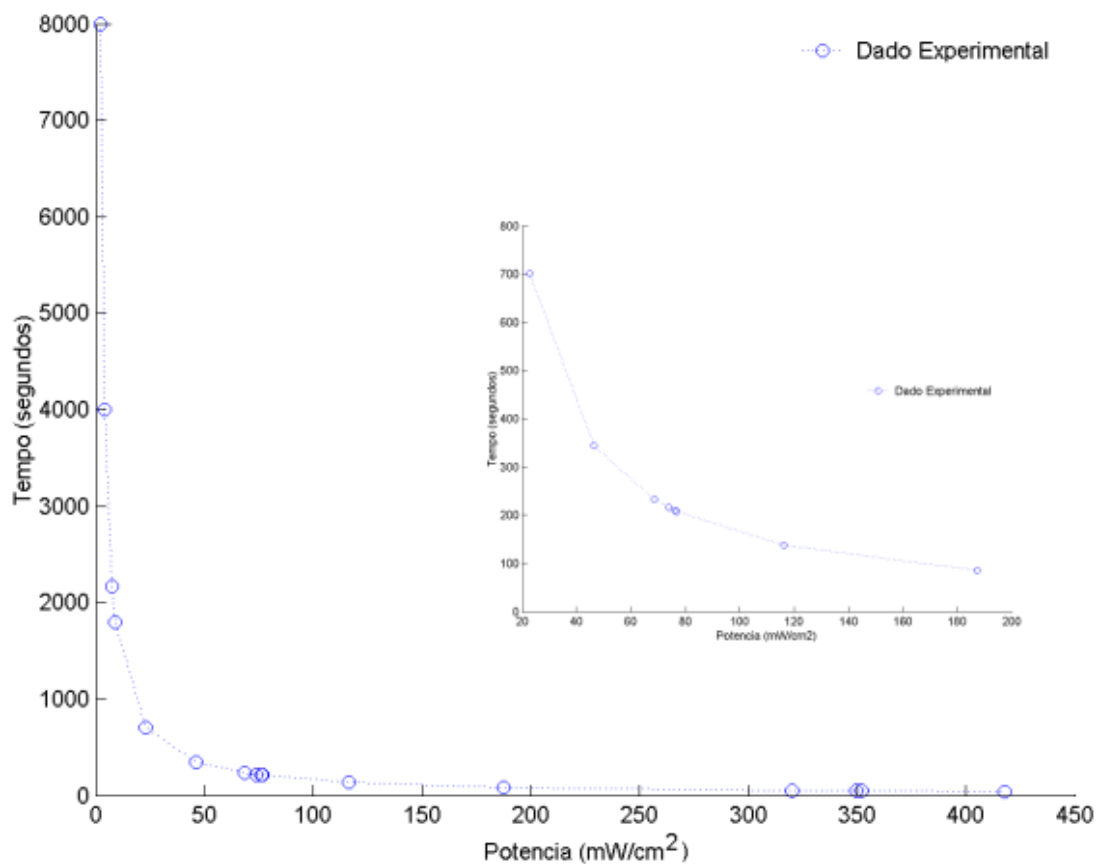


Gráfico 3: Resultados experimentais (destacados na Tabela 10) da potência luminosa (porcentagem de luz transmitida) em (mW/cm²) e o tempo necessário de fotoativação de uma amostra de cerâmica reforçada com leucita, em segundos. O gráfico menor mostra o detalhe da curva no intervalo de 20 a 200 mW/cm². Esses dados foram usados na etapa de treinamento da rede neural.

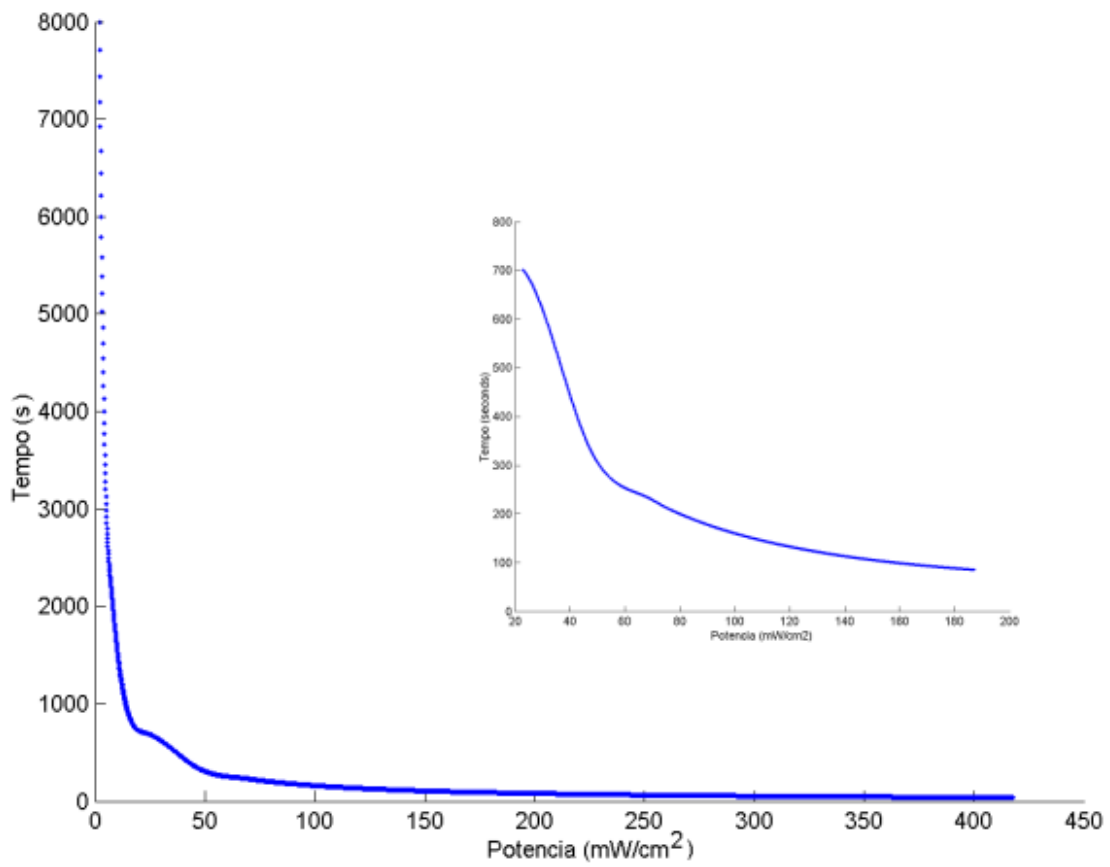


Gráfico 4: Resultado da técnica de interpolação cúbica (Cerâmica de leucita: potência X tempo) aplicada aos dados experimentais constantes da Tabela 5. O gráfico menor mostra o detalhe da curva no intervalo de 20 a 200 mW/cm².

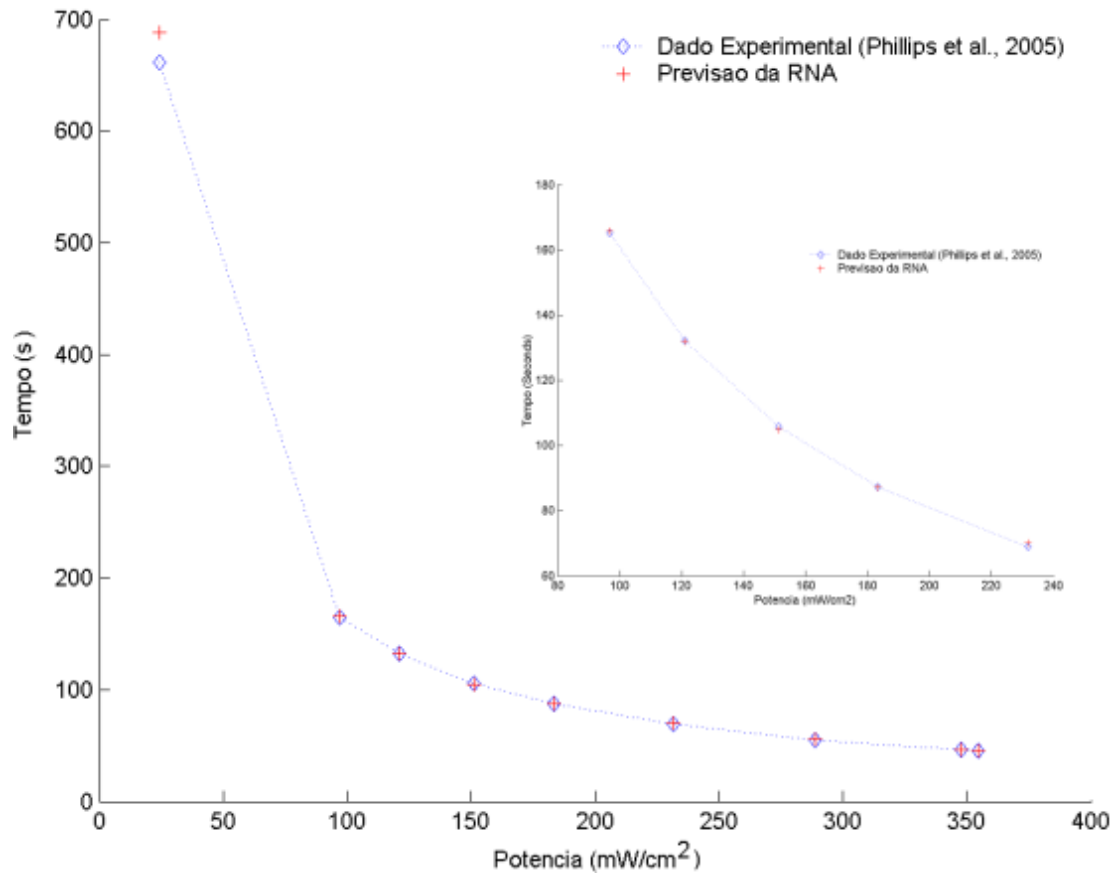


Gráfico 5: Comparação entre os resultados reais (Phillips, 2013) e os previstos pela RNA para a amostra de cerâmica de leucita e cerâmica feldspática.

8 DISCUSSÃO

A hipótese nula foi rejeitada após a análise estatística ter mostrado que a LT, através de diferentes cores, espessuras e composição de cerâmicas, apresentou diferenças estatisticamente significativas para as diferentes cores, espessuras e tipo da cerâmica quanto à composição. Esses achados estão em concordância com estudos prévios de LT através de cerâmicas (HEFFERMAN *et al.*, 2002, PEIXOTO *et al.*, 2007, WANG *et al.*, 2013, ILIE E STAWARCZYK, 2014, DELLA BONA *et al.*, 2014, BARIZON *et al.*, 2014, ILIE *et al.*, in press). Heffernan e colaboradores, em 2002, encontraram resultados semelhantes quando compararam a LT através de diferentes cerâmicas. Eles encontraram que a cerâmica mais translúcida é a feldspática, seguida pela reforçada com leucita, alumina, dissilicato de lítio e zircônia. Ao compararmos os tipos de cerâmica por eles testados com os nossos resultados, semelhantes resultados puderam ser verificados.

Quando comparamos cada uma das variáveis testadas individualmente (cor, espessura e tipo de cerâmica quanto à composição), as análises nos mostram que as cerâmicas na cor A2 são mais translúcidas que as de cor A4, as com espessura de 2 mm permitem a passagem de mais luz que as de 5 mm e que a cerâmica feldspática tem translucidez estatisticamente semelhante à reforçada com leucita, assim como a associação de dissilicato de lítio com leucita é semelhante à zircônia em associação também à leucita, resultados esses que estão em concordância com outros autores (HEFFERMAN ET AL., 2002, PEIXOTO *et al.*, 2007, WANG *et al.*, 2013; LLIE e STAWARCZYK, 2014, DELLA BONA *et al.*, 2014, BARIZON *et al.*, 2014, LLIE *et al.*, in press). Apesar das diferenças metodológicas, ou seja, grupos teste com cerâmicas de composições, espessuras e cores diferentes, estes outros trabalhos (HEFFERMAN ET AL., 2002, PEIXOTO *et al.*, 2007, WANG *et al.*, 2013; LLIE E STAWARCZYK, 2014, DELLA BONA *et al.*, 2014, BARIZON *et al.*, 2014, LLIE *et al.*, in press). avaliaram a translucidez das cerâmicas (quantidade de luz transmitida,

translucidez propriamente dita ou suas propriedades ópticas) com resultados semelhantes.

As hipóteses que suportam as razões dessas diferenças de LT baseam-se fundamentalmente na quantidade de pigmentos de cor presentes em um corpo, na quantidade (espessura) de matéria a ser irradiada, que atenua a intensidade luminosa, e na estrutura cristalina das diferentes cerâmicas (HEFFERNAN *et al.*, 2002). A absorção e reflexão de luz, em estruturas cristalinas, dependem diretamente do tamanho, concentração e cor do pigmento (LALLEMANT *et al.*, 2014, ANUSAVICE 2013). Consequentemente, as diferenças estruturais e composição química das cerâmicas são aspectos que podem explicar as diferenças dos valores de LT observadas entre os distintos grupos do presente estudo. A razão que pode justificar a semelhança entre a feldspática e a feldspática reforçada com leucita está baseada na semelhança de composição apenas com modificações de proporção dos componentes desses materiais. Já a razão de semelhança de resultados, entre as associações de cerâmicas aqui estudadas, parece ser devida a base, composta por dissilicato de lítio ou zircônia, ser de apenas 1 mm de espessura, tendo pouca influência na LT, especialmente nos grupos com 5 mm de espessura.

O princípio pelo qual a luz é irradiada através da cerâmica, dissipada e distribuída em diferentes direções, é chamado de absorbância e reflectância. A quantidade de luz que é absorvida, refletida e transmitida dependerá da composição/estrutura cristalina, cor e espessura de cada cerâmica. A absorção e dispersão de luz através da cerâmica reduz a densidade de energia de modo exponencial com o expoente negativo (Lei de Lambert Beer), com o aumento da profundidade/espessura (WANG *et al.*, 2013).

Os valores de LT encontrados foram utilizados para calcular o tempo estimado de fotoativação de cimentos resinosos para outras duas potências de aparelhos já que teoricamente para polimerizar adequadamente uma espessura de 2 mm de resina são necessários 16.000 mJ/cm² de energia

(ANUSAVICE 2013). Para um aparelho que emite 400 mW/cm^2 seriam necessários 40 s. Para um aparelho que, por exemplo, emite 800 mW/cm^2 , 20 segundos teoricamente seriam o suficiente. Testes utilizando aparelhos que emitem as descritas intensidades luminosas, por exemplo, nos tempos previstos por essa relação matemática, contribuiriam ao esclarecimento dessa relação, portanto, devem ser realizados em estudos futuros.

As propriedades mecânicas de qualquer material é um dos principais parâmetros para seu sucesso clínico (WANG *et al.*, 2003). As avaliações de VHN foram realizadas para testar, mecanicamente, os valores encontrados em LT, outrora utilizados para treinar a RNA. De posse dos dados de LT, o padrão de resultados de VHN esperado deve seguir a tendência dos valores de LT, ou seja, um determinado grupo de LT, que permitiu maior passagem de luz, deve apresentar, também, maiores valores de VHN quando comparado a grupos cujos valores de LT sejam menores. Como mostram os gráficos 1 e 2, houve a esperada tendência de valores. Os valores brutos e as análises estatísticas para VHN seguiram o padrão esperado a partir dos dados e análises de LT. Os achados de Ilday e colaboradores, em 2013, corroboram os nossos, apresentando valores brutos semelhantes. Eles avaliaram o efeito da transmissão de luz, na microdureza de um cimento resinoso de dupla polimerização, através de uma cerâmica feldspática com 1 mm de espessura com diferentes tempos (20 e 40 segundos) e aparelhos (LED, Lâmpada halógena e arco de plasma) de fotoativação. Concluíram, que dobrar o tempo de exposição, aumenta a microdureza do cimento, compensando a atenuação de luz através da cerâmica para os três tipos de aparelhos testados. Quanto ao tipo de aparelho utilizado, o LED obteve os melhores resultados, provavelmente, devido à alta e maior densidade de energia nos tempos de fotoativação utilizados (potência emitida em mW/cm^2 x tempo de exposição). Entretanto, esses autores utilizaram espessura de 1 mm apenas. A essa espessura, dobrar o tempo de exposição foi eficiente em compensar a atenuação de luz através da cerâmica. Porém, a partir da análise e interpretação dos resultados do presente estudo para espessuras de 5 mm, com 40 segundos de fotoativação e utilizando LED, os valores de

microdureza foram semelhantes aos do grupo controle. Há, portanto, a hipótese de que, para cerâmicas com espessuras maiores, o aumento do tempo de fotoativação seja ineficiente. Nessas situações, utilizar cimentos auto-ativáveis parece ser mais seguro. Ozturk e colaboradores, 2013, ao avaliarem a eficiência da fotoativação através de cerâmicas à base de dissilicato de lítio e leucita, não encontraram diferenças entre elas. A única espessura por eles utilizada foi a de 1 mm. O fato de que finas espessuras influenciam pouco o processo de fotoativação (KERMANS SHAH *et al.*, 2011) é uma das hipóteses que suporta o porquê desses achados quando comparamos as análises de LT, VHN do presente estudo com os resultados de Ilday e colaboradores, em 2013.

A análise estatística de VHN do cimento mostram que, assim como em LT, houve diferença quando comparamos as cores (A2 e A4) e espessuras (2 e 5 mm). Porém, diferente do que é observado em LT, para o extrato tipo de cerâmica, ou suas associações, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas, ou seja, a cor e espessura influenciaram a VHN e o tipo de cerâmica não. Os diferentes tipos de cerâmica, mesmo em espessuras maiores, com 2 e 5 mm testadas, não influenciaram a VHN. O que não foi encontrado nos estudos de Kermanshah e colaboradores, quando compararam diferentes tipos de cerâmica, não apenas entre cerâmicas finas, mas, também, as mais espessas não influenciaram os valores de VHN do cimento. Esse achado evidencia que o fator principal que influencia a VHN do cimento é a espessura, seguido pela cor. Tendência essa que fica evidente pelos resultados de LT já descritos em outros estudos (O'KEEFE, PEASE E HERIN, 1991, HEFFERMAN *et al.*, 2002, RASETTO *et al.*, 2004, PEIXOTO *et al.*, 2007, TANGO *et al.*, 2007, BARIZON *et al.*, 2014) e pelos aqui apresentados.

Os valores encontrados para testes de VHN têm grande variabilidade a partir dos diversos estudos que utilizaram esse teste (OZTURK *et al.*, 2005, KOCH *et al.*, 2007, BHAMRA *et al.*, 2010, OZTURK *et al.*, 2013). Essa variabilidade parece estar ligada à quantidade de carga e tempo da penetração utilizada nos testes. Bhamra e colaboradores, em 2010,

encontraram valores de VHN que variam de 436 a 1019 utilizando uma carga de 300 gramas durante 15 segundos por edentação. Já Ozturk e colaboradores, em 2013, encontraram valores notavelmente mais baixos, variando entre 8,9 a 16, utilizando cargas menores (30 mN por 5 segundos). Nosso estudo encontrou valores que variam de 40 a 340, a partir da utilização de 50 gramas de carga, durante 10 segundos, assim como Ilday e colaboradores, em 2013. Diante da grande amplitude de parâmetros metodológicos, os valores de VHN, obtidos nos diversos estudos que os aplicam, servem para analisar o padrão comportamental do material testado frente às variáveis de um estudo e não como medida comparativa direta entre os diferentes estudos.

A opção por utilizar apenas um grupo controle, o negativo, possibilitou comparar dados apontando os grupos cujas intensidades de luz transmitida são insuficientes para fotoativação do cimento nas condições utilizadas.

De acordo com o fabricante, o tempo da reação química inicial do cimento resinoso utilizado é de 5 min (www.3mespe.com). No entanto, o tempo de remoção dos corpos-de-prova em cimento resinoso foi de 15 min. Esse tempo de espera antes de sua remoção da matriz metálica foi fundamental para retirar os corpos-de-prova advindos dos grupos teste que utilizaram cerâmicas mais espessas e do grupo controle negativo, sem que eles sofressem fraturas ou danos. Quando o fabricante afirma que 5 min são suficientes para que sua reação de presa inicial ocorra, ele considera que a fotoativação fornecerá energia luminosa suficiente para auxiliar esse processo. Entretanto, dependendo das características como espessura, cor e tipo de cerâmica, o fornecimento de quantidades adequadas de energia luminosa, de acordo com os resultados aqui apresentados, não ocorre. Também de acordo com o fabricante, esse cimento precisa de sete dias para sua reação continuada de polimerização. Logo, os testes de VHN foram realizados após sete dias de sua confecção.

O tempo de fotoativação, encontrado pelos resultados de LT e a VHN obtidos, nos remete a discutir o aspecto de viabilidade clínica. Os cálculos que obtiveram valores de tempo de fotoativação acima de 180 segundos,

não parecem ser exequíveis na prática clínica. Esse fato é importante uma vez que esse tempo de fotoativação é recomendado em cada face da restauração indireta. Além disso, não se deve estender o tempo de fotoativação por mais de 60 segundos seguidos com o risco de provocar danos pulpares irreversíveis (RUNNACLES *et al.*, 2015). De acordo com esse estudo, utilizando o aparelho que emite 865 mW/cm^2 , os grupos que parecem ser seguros para utilizarem cimentos de dupla polimerização são: G1, G3, G5, G7, G9, G11 e G13.

O objetivo final de pesquisas científicas deve sempre, de alguma forma, contribuir com a melhoria e aumento da confiabilidade dos procedimentos clínicos relacionados. Assim, os dados quantitativos de LT obtidos, por si só, pouco contribuem para a prática clínica. Mensurar o tempo adequado de fotoativação, por meio de uma restauração indireta de cerâmica, por fórmulas matemáticas que não levam em consideração outras variáveis que influenciam a translucidez, como número de queimas, ou ainda a exata intensidade de luz emitida pelos diversos aparelhos fotoativadores, não é confiável.

Em face às variáveis que impedem uma simples mensuração do tempo de fotoativação e que evidenciam uma lacuna no conhecimento, é que desenvolver um equipamento que possa medir a translucidez de cada restauração indireta livre de metal imediatamente antes de ser cimentada em boca, que forneça o exato de tempo de fotoativação para aquele caso de modo individual, torna-se importante.

O estado da arte demonstra que não existe processo nem equipamento capaz de caracterizar quantitativamente o valor exato da intensidade da energia luminosa a ser irradiada através de uma determinada restauração indireta. Existem apenas protocolos com tempo de fotoativação padronizados pelos fabricantes que indicam valores de 10 a 20 segundos de ativação luminosa (www.3mespe.com) sem nenhuma medição e avaliação prévia para todas as variações de tipos de cerâmica, espessura e cor.

Foi desenvolvido, e protegido junto ao INPI, um aparelho que fornece o tempo de fotoativação exato para cada restauração indireta livre de metal.

O treinamento da RNA utilizada neste equipamento foi realizado a partir dos dados publicados por outros autores e os resultados quantitativos de LT obtidos neste trabalho. A escolha de nossos grupos teste, cores e espessuras basearam-se nas lacunas de dados existentes na literatura e em situações extremas, por exemplo, cerâmicas muito espessas e escuras. Todos esses dados foram utilizados para o treinamento da RNA e forneceram informações suficientes para construir a rede e, portanto, possibilitaram prever, com alto grau de confiabilidade, os valores quantitativos de outros tipos de restaurações indiretas, ainda não testadas, ou de qualquer translucidez independente de qualquer variável. O equipamento e o processo de medição permitiram, de forma técnica e quantitativa, medir a quantidade de luz necessária para cada material exposto. O equipamento permite, ainda, indicar ao usuário o tipo de cimento, quanto à reação química, indicado para uma dada restauração, ou seja, se ele pode/deve utilizar um cimento fotopolimerizável, um de dupla polimerização ou um auto-polimerizável. Isso foi possível graças à ampla e estratégica faixa de dados que simularam diversas situações clínicas em termos de espessura, materiais e cores utilizados para o treinamento da rede neural. Assim, quando o valor quantitativo de energia luminosa transmitida for menor que um valor clinicamente executável, que indique tempos de fotoativação clinicamente impraticáveis, a indicação é de se utilizar um cimento autopolimerizável. Quando os valores estiverem dentro de uma faixa, em que o tempo clínico de fotoativação for viável, pode-se utilizar um cimento de dupla polimerização. E, por fim, quando os valores forem superiores a um valor clinicamente executável, podem ser utilizados cimentos fotopolimerizáveis, autopolimerizáveis e de dupla polimerização (cerâmicas/cerâmicas ou polímeros) odontológicos.

Os resultados gerados pelas interpolações do equipamento desenvolvido mostraram erros de previsão menores do que 1% quando comparados com medidas práticas realizadas em restaurações de cerâmica testadas. O erro individual mais expressivo foi de 4,02 % para 24,2 mW/cm². Ele pode ser explicado nesta situação porque houve poucos dados

experimentais. Apesar desta pequena diferença, o erro médio foi muito baixo, mostrando a eficácia do modelo que pode ser usado para prever os tempos de exposição da luz ao cimento resinoso com alta confiabilidade.

9 CONCLUSÕES

A partir dos achados deste estudo é possível concluir que:

- 1- A metodologia desenvolvida foi eficiente para prover dados confiáveis de LT e VHN.
- 2- As diferentes composições e associações, cores e espessuras de cerâmicas apresentam diferentes níveis de LT.
- 3- As diferentes espessuras e cores foram os fatores determinantes nos resultados de VHN.
- 4- Os dados de LT obtidos, somados aos advindos da literatura, foram suficientes para treinar uma RNA e desenvolver um equipamento e processo de medição do tempo de fotoativação de modo preciso para cada restauração indireta livre de metal.

10 REFERÊNCIAS

1. Addison, O.; Fleming, G.J.P. The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. *Dent. Mater.*, v. 20, p. 286-292, 2004.
2. Akgungor, G.; Akkayan, B.; Gaucher, H. Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J. Prosthet. Dent.*, v. 94, p. 234-241, 2005.
3. Anusavice KJ. Phillips, *Materiais Dentários*. 12^a Edição. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013.
4. Arrais, C.A.G.; Giannini, M.; Rueggeberg, F.A. Effect of sodium sulfinate salts on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems exposed to attenuated light-activation. *J. Dent.*, v. 37, p. 219-227, 2009.
5. Arrais, C.A.G. *et al.* Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *J. Dent.*, v 36, p. 418-426, 2008.
6. Baldissara, P. *et al.* Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J. Prosthet. Dent.*, v. 104, p. 6-12, 2010.
7. Barghi, N.; McAlister, E.H. LED and halogen lights: Effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, v. 24, p. 497-500, 2003.
8. Barizon, K.T.L. *et al.*. Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *J. Prosthet. Dent.*, v. 112, p. 864-870, 2014.
9. Barone, D.A.C. *Sociedades Artificiais: a nova fronteira da inteligência nas máquinas*. 2003 Ed. Bookman, Porto Alegre.
10. Bhamra, G.S.; Fleming, G.J.P.; Darvell, B.W. Influence of LED irradiance on flexural properties and Vickers hardness of resin-based composite materials. *Dent. Mater.*, v. 26, p. 148-155, 2010.

11. Bona, A.D.; Nogueira, A.D.; Oscar, E. Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *Pecho. J. Dent.*, v. 42, p. 1202-1209, 2014.
12. Cardash, H.S. *et al.* The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J. Prosthet. Dent.*, v. 69, p. 620-623, 1993.
13. Carossa, S. *et al.* Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: spectrophotometric and clinical evaluation. *Int. J. Prosthodont.*, v. 14, p. 9-14, 2001.
14. Celik, G. *et al.* The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J. Prosthet. Dent.*, v. 99, p. 203-208, 2008.
15. www.chemkeys.com/en/?s=lambert+beer&x=-1094&y=-205
16. Conway, J.C.D. *et al.* Modelling of the relationship between systolic blood pressure and glucose with the magnesium ion present in the blood plasma: an approach using artificial neural networks. *Health (Irvine)*, v.1, p. 211-219, 2009.
17. Duran, I.; Guler, A.U. Light transmission of zirconia ceramics with different colors and thicknesses, *J. Dent. Scie* (2012), <http://dx.doi.org/10.1016/j.jds.2012.04.003>.
18. Eisenburger, M.; Addy, M.; Robbach, A. Acidic solubility of luting cements. *J. Dent.*, v. 31, p. 137-142, 2003.
19. Gregor, L. *et al.* Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *J. Prosthet. Dent.*, v. 112, p. 942-948, 2014.
20. Ferracane, J.L. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent. Mater.*, v. 1, p. 11-14, 1985.
21. Gregor, L. *et al.* Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *J. Prosthet. Dent.*, v. 112, p. 942-948, 2014.
22. Haykin S. *Redes Neurais: Princípios e prática*. Trad. Paulo Martins Engel. 2.ed, 2001. Bookman, Porto Alegre.

23. Heffernan, MJ. *et al.* Relative translucency of six all- ceramic systems. Part I: core materials. *J. Prosthet. Dent.*, v. 88, p. 4–9, 2002.
24. Ilday, N.O. *et al.* The effect of light curing units, curing time, and veneering materials on resin cement microhardness. *J. Dent. Scien.*, v. 8, p. 141-146, 2013.
25. Ilie, N.; Stawarczyk, B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: The effect of material shade, thickness, and curing conditions. *J. Dent.*, v. 42, p. 684-690, 2014.
26. Ilie, N.; Stawarczyk, B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *J. Prosthet. Dent.*, 2014; 'in press'.
27. Kermanshah, H.; Borougeni, A.T.; Bitaraf, T. Comparison of the microshear bond strength of feldspathic porcelain to enamel with three luting resins. *J. Prosthodontic. Res.*, v. 55, p. 110-116, 2011.
28. Koch, A. *et al.* Influence of translucency on curing efficacy of different light-curing units. *J. Adhes. Dent.*, v. 9, 449-462, 2007.
29. Kurklu, D. *et al.* Johnston Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *J. Dent.*, v. 41, p. 1043-1050, 2013.
30. Lallemand, L. *et al.* Effect of solid particle impact on light transmission of transparent ceramics: Role of the microstructure. *Opt. Mater.*, v. 37, p. 352-357. 2014.
31. Lee, I.B. *et al.* Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent. Mater.*, v. 24, p. 1141-1147, 2008.

32. Lima, I. *et al.* Caracterização de materiais cerâmicos através da microtomografia computadorizada 3D. *Rev. Bras. Arqueom. Rest. e Conserv.*, v. 1, p. 22-27, 2007.
33. Meng, X.; Yoshida, K.; Atsuta, M. Influence of ceramic thickness on mechanical proprierts and polymer structure of dual-cured resin luting agents. *Dent. Mater.*, v. 24, p. 594-599, 2008.
34. Meng, X.; Yoshida, K.; Atsuta, M. Surface hardness development of dual-cured resin luting agents through different thickness of ceramics. *Dent. Mater. J.*, v. 25, p.132-137, 2006.
35. Morgan, L.F.S.A. *et al.* Matrizes para avaliações de transmissão de luz através de pinos intrarradiculares. Depósito de pedido de patente, modelo de utilidade. BR2020120155422, 2011.
36. Nalcaci, A.; Kucukesmen, C.; Uludag, B. Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting agent to ceramic and dentin. *J. Prosthet. Dent.*, v. 94, p. 140-145, 2005.
37. Nurcan, O.I. *et al.* The effect of light curing units, curing time, and veneering materials on resin cement microhardness. *J. Dent. Sci.*, v. 8, p. 141-146, 2013.
38. Ozturk, E. *et al.* Effect of resin shades on opacity of ceramic veneers and polymerization efficiency through ceramics. *J. Dent.*, v. 41, p. 8-14, 2013.
39. Ozturk, N. *et al.* Degree of cnversion and surface hardness of resin cement cured with different curing units. *Quint. Inter.*, v. 36, p. 771-777, 2005.
40. O'Keefe, K.L.; Pease, P.L.; Herrin, H.K. Variables affecting the spectral transmission of light through porcelain veneer samples. *J. Prosthet. Dent.*, v. 66, p. 434-438, 1991.
41. Pashley, D.H. *et al.* The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent. Clin. North. Am.*, v. 46, p. 211-245, 2002.
42. Passos, S.P. *et al.* Effect of ceramic shade on the degree of conversion of a dual-cure resin cement analyzed by FTIR. *Dent. Mater.*, v. 29, p. 317-323, 2013.
43. Pegoraro, T.A.; Silva, N.R.F.A.; Carvalho, R.M. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent. Clin. N. Am.*, v. 51, p. 453-471, 2007.

44. Pekkan, G.; Hekimoglu, C. Evaluation of shear and tensile bond strength between dentin and ceramics using dual-polymerizing resin cements. *J. Prosthet. Dent.*, v. 102, p. 242-252, 2009.
45. Peixoto, R.T.R.C. *et al.* Light transmission through porcelain. *Dent. Mater.*, v. 23, p. 1363-1368, 2007.
46. Peng, J.; Song, X.; Yin, L. Forecasting of cutting forces in dental adjustment of ceramic prostheses using an artificial neural network. *Adv. Mat. Res.*, p. 152-153, 2011.
47. Powers, J.M. *Rest. Dent. Mater.* 12th ed. St. Louis: Mosby; 2006. p. 35–42.
48. Rasetto, F.H. *et al.* Light transmission through all-ceramic dental materials: A pilot study. *J. Prosthet. Dent.*, v. 91, p. 441-446, 2004.
49. Runnacles, P. *et al.* In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit. *Dent. Mater.*, v. 31, p. 505-513, 2015.
50. Sahin, V. *et al.* The effect of repeated firings on the color of an alumina ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J. Prosthet. Dent.*, v. 104, p. 372-378, 2010.
51. Smith, R.L. *et al.* Long-term microtensile bond strength of surface modified zirconia. *Dent. Mater.*, v. 27, p. 779-785, 2011.
52. Tango, R.N. *et al.* Vickers hardness of dental resin cements: Effect of veneering material and light curing methods. *Pol. Test.*, v. 26, p. 268-273, 2007.
53. Vagkopoulou, T. *et al.* Zirconia in dentistry: part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur. J. Esthet. Dent.*, v. 4, p. 130-151, 2009.
54. Zhang, Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent. Mater.*, v. 30, p. 1195-1203, 2014.
55. Zohairy, A.A.L. *et al.* Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent. Mater.*, v. 19, p. 575-583, 2003.
56. Wang, F.; Takahashi, H.; Iwasaki, N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J. Prosthet. Dent.*, v. 110, p. 14-20, 2013.

57. Wang, L. *et al.* Mechanical Properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J. Appl. Oral. Sci.*, v. 11, p. 21-32, 2003.
58. <http://www.ivoclarvivadent.com/en/all/products/all-ceramics/ips-empress-system-technicians/ips-empress-esthetic>
59. http://solutions.3m.com.br/wps/portal/3M/pt_BR/3M-ESPE/dental-professionals/?WT.mc_id=www.3mespe.com.br

11 ANEXOS

Tabela 3. Dados de intensidade luminosa transmitida através de diferentes tipos, cores e espessuras de cerâmicas obtidas por meio de dados publicados na literatura, utilizados para o treinamento da RNA.

Autor/Da ta	Aparelho fotopolimeriza- dor/LE(mW/cm²)	Espessura (mm) /Cerâmica /cor	Média de LT (mW/c m²)	Média de LE (mW/c m²)	Média de LT (%)
Rasetto et al., 2004.	3M Unitek Seefeld, Germany(HAL)/5 80-710	0,25 Procera +0,75 all ceram	-	645	0
		0,60 Procera +0,40 all ceram	-	645	0
		1,00 IPS Empress	265	645	41
		1,00 Vita Alpha	250	645	38,7
		1,00 Feldspática	230	645	35,6
	Apollo 95E, dental Medical Diagnostic Systems, Woodland Hills, California(AC)/15 50-1650	0,25 Procera +0,75 all ceram	535	1600	33,4
		0,60 Procera +0,40 all ceram	340	1600	21,2
		1,00 IPS Empress	640	1600	40
		1,00 Vita	590	1600	36,8

		Alpha			
		1,00 Feldspathic	590	1600	36,8
	Kreativ CL 2000, San Diego California(High- intensity HAL)/1050-1060	0,25 Procera +0,75 all ceram	175	1055	175
		0,60 Procera +0,40 all ceram	-	1055	-
		1,00 IPS Empress	355	1055	355
		1,00 Vita Alpha	325	1055	325
		1,00 Feldspathic	335	1055	335
Koch et al., 2007	Bluephase 16i, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein/201 0	1,00 IPS Empress II/300	214	2010	10,6
		2,00 IPS Empress II/300	42	2010	2
		1,00 ProCAD/300	805	2010	40
		2,00 ProCAD/300	470	2010	23,3
	Elipar TriLight 3M ESPE Seefeld, Germany/777	1,00 IPS Empress II/300	109	777	14
		2,00 IPS Empress II/300	22	777	2,8
		1,00 ProCAD/300	313	777	40,2
		2.00	209	777	26,8

		ProCAD/300			
Peixoto et al., 2007	Optilux 401 Demetron, Keer, Danbury, CT/Não descrito	Duceram A1:			
		1,50	-	-	8,79
		2,00	-	-	5,51
		3,00	-	-	2,90
		4,00	-	-	1,87
		Duceram A4:			
		1,50	-	-	2,52
		2,00	-	-	1,01
		3,00	-	-	0,36
		4,00	-	-	0,09
		Duceram B1:			
		1,50	-	-	7,06
		2,00	-	-	4,94
		3,00	-	-	2,59
		4,00	-	-	1,52
		Duceram B4:			
		1,50	-	-	3,52
		2,00	-	-	2,21
		3,00	-	-	0,79
		4,00	-	-	0,26
		Duceram C1:			
		1,50	-	-	7,66
		2,00	-	-	5,37
		3,00	-	-	2,62
		4,00	-	-	1,62
		Duceram C4:			

		1,50	-	-	2,34
		2,00	-	-	0,81
		3,00	-	-	0,10
		4,00	-	-	0,02
		Duceram D1:			
		1,50	-	-	8,08
		2,00	-	-	5,48
		3,00	-	-	3,32
		4,00	-	-	2,05
		Duceram D4:			
		1,50	-	-	5,65
		2,00	-	-	3,23
		3,00	-	-	1,31
		4,00	-	-	0,76
Baldissra ra et al., 2010	XENOPHOT HLX 64634, Osram GmbH, Munich, Germany/não descrito	IPS e.max Press 0,50/sem cor	-	-	17,5
		Lava 0,30/Sem cor	-	-	12,5
		Lava 0,50/sem cor	-	-	11,2
		Procera ALLZircon 0,60/Sem cor	-	-	10,1
		Digizon 0,60/Sem cor	-	-	9,5
		DC Zircon 0,50/Sem cor	-	-	9,2

		VITA YZ 0,50/Sem cor	-	-	9,1
		IPS e.max ZirCAD 0,50/Sem cor	-	-	8,9
		Cercon Base 0,40/Sem cor	-	-	7,3

11.1 DEPÓSITO DE PEDIDO DE PATENTE

O objetivo principal deste estudo foi utilizar os dados obtidos para contribuir com a melhoria da prática clínica relativa aos procedimentos de restaurações indiretas livres de metal. Dessa forma, foi desenvolvido e protegido intelectualmente (INPI) um equipamento e processo que medem previamente a quantidade de luz transmitida em materiais translúcidos, preferencialmente materiais odontológicos, utilizando sistemas inteligentes, preferencialmente RNA's (redes neurais artificiais). Neste caso, a presente invenção permite que o usuário (por exemplo, um clínico) meça, nas restaurações indiretas (confeccionadas em laboratórios de prótese dental), a quantidade de energia luminosa imediatamente antes da cimentação, de forma quantitativa, simples e rápida, *in loco*, em tempo real e de forma específica para cada restauração, mesmo sem conhecer a potência de seu aparelho fotoativador. Logo, o uso do equipamento e do processo da presente invenção permite calcular o tempo de fotoativação necessário para a restauração indireta ser cimentada, aumentando a produtividade das restaurações, ou ainda, verificar a possibilidade de utilizar um cimento, que dependa da luz para sua reação química ser processada de forma eficiente, e permite que, posteriormente, não existam infiltrações marginais ou falhas coesivas do cimento que necessite ser adequadamente fotopolimerizado, aumentando, portanto, a durabilidade do elemento restaurado.

Seguem o comprovante documento, as reivindicações e o resumo da invenção protegida junto ao INPI.



< Uso exclusivo do INPI >

Pasta 637
Via UFMG

Espaço reservado para o protocolo

Espaço reservado para a etiqueta

Espaço reservado para o código QR



INPI
INSTITUTO
NACIONAL
DA PROPRIEDADE
INDUSTRIAL

INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
Sistema de Gestão da Qualidade
Diretoria de Patentes

DIRPA

Tipo de Documento:

Formulário

DIRPA

Página:

1/3

Título do Documento:

Depósito de Pedido de Patente

Código:

FQ001

Versão:

2

Procedimento:

DIRPA-PQ006

Ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial:

O requerente solicita a concessão de um privilégio na natureza e nas condições abaixo indicadas:

1. Depositante (71):

- 1.1 Nome: Universidade Federal de Minas Gerais
- 1.2 Qualificação: Instit. de Ensino e Pesquisa
- 1.3 CNPJ/CPF: 17217985000104
- 1.4 Endereço Completo: Av. Antonio Carlos, 6627 - Pampulha, Belo Horizonte - MG, Brasil
- 1.5 CEP: 31270-901
- 1.6 Telefone: (31) 3409-4774
- 1.7 Fax: (31) 3409-6430
- 1.8 E-mail: patentes@ciit.ufmg.br

continua em folha anexa

- 2. Natureza:** Invenção Modelo de Utilidade Certificado de Adção

3. Título da Invenção ou Modelo de Utilidade (54):

"EQUIPAMENTO, PROCESSO DE MEDIÇÃO DA INTENSIDADE LUMINOSA E DO TEMPO PARA A FOTOPOLIMERIZAÇÃO DE CIMENTOS DE RESTAURAÇÕES ODONTOLÓGICAS INDIRETAS E USOS"

continua em folha anexa

- 4. Pedido de Divisão:** do pedido N° _____ Data de Depósito: _____

- 5. Prioridade:** Interna (66) Unionista (30)

O depositante reivindica a(s) seguinte(s):

País ou Organização do depósito	Número do depósito (se disponível)	Data de depósito

continua em folha anexa





INPI INSTITUTO
NACIONAL
DA PROPRIEDADE
INDUSTRIAL

INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
Sistema de Gestão da Qualidade
Diretoria de Patentes

DIRPA	Tipo de Documento: Formulário	DIRPA	Página: 2/3
Título do Documento: Depósito de Pedido de Patente		Código: FQ001	Versão: 2
		Procedimento: DIRPA-PQ006	

6. Inventor (72):

Assinale aqui se o(s) mesmo(s) requer(em) a não divulgação de seus nome(s), neste caso não preencher os campos abaixo.

6.1 Nome: JADSON CLÁUDIO BELCHIOR

6.2 Qualificação: PESQUISADOR

6.3 CPF: 463.158.706-78

6.4 Endereço Completo: PRAÇA DUQUE DE CAXIAS, 25, APTO. 101, BAIRRO SANTA TEREZA, BELO HORIZONTE, MG

6.5 CEP: 31.010-230

6.6 Telefone:

6.7 FAX:

6.8 E-mail:

continua em folha anexa

7. Declaração de divulgação anterior não prejudicial.

Artigo 12 da LPI – período de graça.

Informe no item 11.13 os documentos anexados, se houver.

8. Declaração na forma do item 3.2 da Instrução Normativa PR nº 17/2013:

Declaro que os dados fornecidos no presente formulário são idênticos ao da certidão de depósito ou documento equivalente do pedido cuja prioridade está sendo reivindicada.

9. Procurador (74):

9.1 Nome:

9.2 CNPJ/CPF:

9.3 APROAB:

9.4 Endereço Completo:

9.5 CEP:

9.6 Telefone:

9.7 FAX:

9.8 E-mail:

continua em folha anexa

10. Listagem de sequências biológicas.

Informe nos itens 11.9 ao 11.12 os documentos anexados, se houver.



INPI INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL

INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
Sistema de Gestão da Qualidade
Diretoria de Patentes

DIRPA	Tipo de Documento: Formulário	DIRPA	Página: 3/3
Título do Documento: Depósito de Pedido de Patente		Código: FQ001	Versão: 2
		Procedimento: DIRPA-PQ006	

11. Documentos Anexados:

(Assinale e indique também o número de folhas):

(Deverá ser indicado o número total de somente uma das vias de cada documento).

	Documentos Anexados	folhas
<input checked="" type="checkbox"/>	11.1 Guia de Recolhimento da União (GRU).	02
<input type="checkbox"/>	11.2 Procuração.	-
<input type="checkbox"/>	11.3 Documentos de Prioridade.	-
<input type="checkbox"/>	11.4 Documento de contrato de trabalho.	-
<input checked="" type="checkbox"/>	11.5 Relatório descritivo.	33
<input checked="" type="checkbox"/>	11.6 Reivindicações.	04
<input checked="" type="checkbox"/>	11.7 Desenho(s) (se houver). Sugestão de figura a ser publicada com o resumo: n°, _____ por melhor representar a invenção (sujeito à avaliação do INPI).	05
<input checked="" type="checkbox"/>	11.8 Resumo.	01
<input type="checkbox"/>	11.9 Listagem de seqüências em arquivo eletrônico: _____ nº de CDs ou DVDs (original e cópia).	-
<input type="checkbox"/>	11.10 Código de controle alfanumérico no formato de código de barras referente às listagem de seqüências.	-
<input type="checkbox"/>	11.11 Listagem de seqüências em formato impresso.	-
<input type="checkbox"/>	11.12 Declaração relativa à Listagem de seqüências.	-
<input checked="" type="checkbox"/>	11.13 Outros (especificar) ANEXO DE INVENTORES, PORTARIA.	02

12. Total de folhas anexadas: **47** fls.

13. Declaro, sob as penas da Lei que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.

Belo Horizonte, 11/11/2014

Local e Data

Adelina M. Reis
Assinatura e Carimbo

Profa. Adelina Martha dos Reis
Pró-Reitora de Pesquisa UFMG
Portaria nº 1.536/2014

ANEXO DE INVENTORES

Título: "EQUIPAMENTO, PROCESSO DE MEDIÇÃO DA INTENSIDADE LUMINOSA E DO TEMPO PARA A FOTOPOLIMERIZAÇÃO DE CIMENTOS DE RESTAURAÇÕES..."

Página 1

Nome: LUIS FERNANDO MORGAN DOS SANTOS

Qualificação: PESQUISADOR

CPF: 013367966

Endereço Completo: RUA BRASIL, 25, BAIRRO JARDIM AMÉRICA, NOVA LIMA, MG

CEP: 34.000-000

Telefone:

FAX:

E-mail:

Nome: RODRIGO DE CASTRO ALBUQUERQUE

Qualificação: PESQUISADOR

CPF: 617.786.806-15

Endereço Completo: RUA ULISSES MARCONDES ESCOBAR, 250, APTO. 601, BAIRRO BURITIS, BELO HORIZONTE, MG

CEP: 30.575-110

Telefone:

FAX:

E-mail:

Nome: MARIA ESPERANZA CORTES SEGURA

Qualificação: PROFESSORA

CPF: 14300432880

Endereço Completo: R. JOAO ANTONIO CARDOSO, 580, APTO. 201, BAIRRO OURO PRETO, BELO HORIZONTE, MG

CEP:

Telefone:

FAX:

E-mail:

Nome: JÚLIO CESAR DILLINGER CONWAY

Qualificação: PESQUISADOR

CPF: 184.346.401-87

Endereço Completo: RUA MINISTRO IVAN LINS, 479, APTO. 201, BAIRRO DONA CLARA, BELO HORIZONTE, MG

CEP: 31.260-020

Telefone:

FAX:

E-mail:

RESUMO

“EQUIPAMENTO, PROCESSO DE MEDIÇÃO DA INTENSIDADE LUMINOSA E DO TEMPO PARA A FOTOATIVAÇÃO DE CIMENTOS DE RESTAURAÇÕES ODONTOLÓGICAS INDIRETAS E USOS”

A presente invenção consiste de um equipamento e processo que medem previamente a quantidade de luz transmitida em materiais translúcidos, de preferência materiais odontológicos, utilizando sistemas inteligentes, preferencialmente RNA's (redes neurais artificiais). Neste caso, a presente invenção permite que o usuário (por exemplo, um clínico) meça, nas restaurações indiretas (confeccionadas em laboratórios de prótese dental), a quantidade de energia luminosa imediatamente antes da cimentação, de forma quantitativa, simples e rápida, *in loco*, em tempo real e de forma específica para cada restauração. Logo, o uso do equipamento e do processo da presente invenção permite calcular o tempo de fotoativação necessário para a restauração indireta ser cimentada, aumentando a produtividade das restaurações, ou ainda, verifica a possibilidade de utilizar um cimento que dependa da luz para sua reação química ser processada de forma eficiente e permite que, posteriormente, não existam infiltrações marginais ou falhas coesivas do cimento que necessite ser adequadamente fotopolimerizado, aumentando, portanto, a durabilidade do elemento restaurado.

REIVINDICAÇÕES

1. Equipamento, caracterizado por compreender:

- bloco (1): fototransmissor;
- bloco (2): receptáculo da peça ou da restauração indireta;
- bloco (3): fotodetector;
- bloco (4): placa controladora, onde nela estão acoplados os blocos (5), (6), (7), (8), (9) e (10), sendo:
- bloco (5): display alfanumérico;
- bloco (6): conversor analógico-digital (CAD);
- bloco (7): unidade central de processamento (CPU) da placa controladora;
- bloco (8): memória não volátil;
- bloco (9): conjunto de instruções operacionais programadas diretamente no hardware de um equipamento eletrônico, armazenado em (8);
- bloco (10): botão.

2. Equipamento, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por constituir de uma fonte emissora de luz (1), preferencialmente um fotoativador, podendo ser lâmpadas halógenas, LED, arco de plasma, laser ou outra lâmpada que emita fótons com variados valores de potência emitida, ou ainda, qualquer frequência e/ou potência do sinal luminoso do emissor que permita produzir o processo de polimerização em cimentos resinosos que direciona a luz para a restauração indireta (2) do material odontológico, sendo esse uma peça de cerâmica ou cerômeros, sendo que a dita luz transmitida que atravessa (2) deve ser captada pelo sensor ótico (3) do tipo fototransistor ou fotodiodo ou sensor ótico com a mesma característica de absorção de luz ou sinal luminoso, constituído por um filtro de epóxi ou vidro ou quartzo ou material similar que seja translúcido; estando este (3) ligado à placa eletrônica controladora (hardware) do sistema (4), sendo que a dita placa, juntamente com um display alfanumérico (5) consiste em um conversor analógico-digital (CAD) (6), este responsável por enviar

a informação digital para a Unidade Central de Processamento (CPU) (7) da placa controladora (4), esta baseada em um microcontrolador, responsável por executar o programa que está armazenado na memória (8), que pode ser do tipo ROM, FeRAM e FLASH, bem como os dispositivos de armazenamento em massa, mini, micro ou nano sd, disco rígido e *compact disc*, preferencialmente memória do tipo FLASH ou SSD, a qual é não volátil, que contém, permanentemente, um programa residente ou *Firmware* (9); e o bloco (10) representa um botão de inicialização de previsão ou processo de determinação do tempo de exposição.

3. Equipamento, de acordo com as reivindicações 1 e 2, caracterizado por compreender um sistema integrado de hardware e software, caracterizado pelo hardware ser baseado em um microcontrolador genérico, podendo ser de 8, 16, 32 ou 64 bits, e que tenha um conversor Analógico-Digital (6) de 10, 12, 16, 20 ou 24 bits; memória de programa e dados embutida ou externa, que pode ser do tipo memória RAM Estática, Dinâmica ou Cartão de Memória.

4. Equipamento, de acordo com as reivindicações 1 a 3, caracterizado por possuir, no bloco 6, pelo menos um circuito comparador de tensão e pelo menos um amplificador de tensão, podendo ambos utilizarem transistores ou amplificadores operacionais.

5. Equipamento, de acordo com as reivindicações 1 a 4, caracterizado pelo circuito ser equipado com um sensor ótico do tipo fototransistor ou fotodiodo ou sensor ótico com a mesma característica de absorção de luz ou sinal luminoso.

6. Equipamento, de acordo com as reivindicações 1 a 5, caracterizado pelo software ser um programa armazenado no microcontrolador, responsável por determinar o tempo exato que o equipamento de fotoativação deve permanecer ligado quando utiliza sistemas inteligentes tais como algoritmos genéticos, lógica fuzzy, funções de base radial ou redes de Hopfield; preferencialmente Redes Neurais Artificiais.

7. Equipamento, de acordo com as reivindicações 1 a 6, caracterizado pelo programa de controle ser armazenado internamente, ou atualizado

remotamente, com cabeamento ou não (wireless), via conexão Ethernet, PPTP, Conexão VPN, VPNs rede-rede, VPNs host-rede, ICS ou Dial-up.

8. Processo, utilizando o equipamento definido nas reivindicações 1 a 7, caracterizado por apresentar as seguintes etapas:

- a. início da operação do equipamento por meio da pressão do botão (10);
- b. emissão da luz pelo bloco (1);
- c. passagem da luz emitida em (1) pela peça contida no bloco (2);
- d. captação da luz transmitida no material em (2) pelo sensor no bloco (3);
- e. envio da resposta do sensor no bloco (3) para o bloco (4);
- f. transformação da tensão proveniente do sensor (3) em informação digital, no conversor do bloco (6);
- g. envio da informação digital transformada em (6) para o processador no bloco (7), baseado em um microcontrolador;
- h. execução do programa (9) que está armazenado na memória do bloco (8), pelo processador no bloco (7); e,
- i. leitura ou visualização do tempo de exposição no display do bloco (5).

9. Processo, de acordo com a reivindicação 8, caracterizado pela inicialização do processo de determinação do tempo de exposição pelo botão (10), o qual é ligado diretamente a um pino de entrada do microcontrolador (7), sendo que o *Firmware* comanda o CAD para converter o sinal proveniente do sensor em informação digital, implementa a RNA e mostra, em um display, o tempo previsto de exposição, quando se inicia o processo de determinação do tempo de exposição, de forma que, após um tempo predeterminado de conversão de, pelo menos, 10 microssegundos, o valor digital correspondente seja disponibilizado, antes de ser embutida em memória, e que, por demandarem grande poder de processamento e tempo, sejam feitas externamente em um computador, notebook ou preferencialmente, do tipo Desktop, que produza como resposta a configuração da RNA que apresente o menor erro de treinamento, e

que, após escolhida a configuração final da RNA, esta seja armazenada na memória FLASH na forma de uma equação matemática (obtida pela modelagem via RNA's, algoritmos genéticos, lógica fuzzy, funções de base radial, ou redes de Hopfield, após aprendizado), de forma que esta equação tenha como parâmetro de entrada o valor digital convertido, proveniente de (6) e tenha como saída o tempo de exposição necessário para uma peça em particular; que a informação prevista do tempo de exposição seja exteriorizada através do display alfanumérico (5).

10. Uso do equipamento e do processo, definidos nas reivindicações 1 a 9, caracterizado por ser na medição da intensidade luminosa através de restaurações odontológicas indiretas e do tempo de fotoativação necessário para a restauração indireta ser cimentada.

11. Uso do equipamento e do processo, de acordo com a reivindicação 10, caracterizado por determinar precisamente o tempo dos cimentos fotopolimerizáveis, autopolimerizáveis e de dupla polimerização (cerâmicas, cerâmicas ou polímeros) odontológicos ou, ainda, contraindicar um cimento que dependa da luz para fotoativação.

12 ATIVIDADES DESENVOLVIDAS DURANTE O DOUTORADO

12.1 PRÊMIOS E TÍTULOS

-Prêmio Marcelo Galante, GBPD, Martins AV, Morgan LFSA, Albuquerque RC, Alvim HH, Miranda GLP, Lanza LD. 2014.

-Menção Honrosa em Primeiro lugar, XI CIOMIG, ABO. Machado MBM, Morgan LFSA, Pinotti MB, Poletto LTA, Albuquerque RC.

-Menção Honrosa no XI Encontro Científico da Faculdade de Odontologia da UFMG. 2007.

-Menção Honrosa no X Meeting Internacional de Estética. Machado MBM, Morgan LFSA, Vasconcellos WA, Alvim HH, Albuquerque RC. ABO. 2009.

12.2 ARTIGOS COMPLETOS PUBLICADOS EM PERIÓDICOS

1 - Morato S, Morgan LFSA, Lanza C, Lobaina T, Martinez, C, Sinisterra RD, Cortes, ME. Trends in Patents of Enzymatic Biomarkers for Early Detection of Bacteria. Recent Patents on Biomarkers, v.3, p. 44-56, 2013.

2 - Abou-id LR, Morgan LFSA, Silva GAB, Poletto LTA, Lanza LD, Albuquerque RC. Ultrastructural evaluation of the hybrid layer after cementation of fiber posts using adhesive systems with different curing modes. Brazilian Dental Journal, v.23, p. 116-121, 2012.

3 - Albuquerque RC, Morgan LFSA, Cortes MIS, Bastos JV, Lanza LD, Poletto LTA. Projeto de extensão "Restauração de dentes traumatizados". Arquivos em Odontologia, v. 47, p. 97-100, 2011.

4- Morgan LFSA, Teixeira KIR, Vasconcellos WA, Albuquerque RC, Cortés ME. Correlation between the cytotoxicity of self-etching resin cements and the degree of conversion. Indian Journal of Dental Research, v.26, p. 284-288, 2015.

5- Machado MB, Morgan LFSA, Gomes GM, Vasconcellos WA, Cardoso FP, Albuquerque RC. Effects of immediate and delayed intraradicular preparation on

bond strenght of fiber post. Indian Journal of Dental Research, v.26, p. 244-247, 2015.

12.3 ARTIGOS ACEITOS PARA PUBLICAÇÃO

Morgan LFSA, Martins AV, Albuquerque RC, Silveira RR, Silva NRFA, Moreira AN. Mini fiberglass post for composite resin restorations: A clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry. Ano provável de publicação 2016.

12.4 CAPÍTULO DE LIVRO

1 - Pinos pré-fabricados e núcleos de preenchimento, capítulo 16 In:Ondontologia restauradora: fundamentos e possibilidades / Luiz Narciso Baratieri e colaboradores. 2. Ed – São Paulo: Santos, 2015.

12.3 TEXTOS EM JORNAIS OU REVISTAS

1 - Morgan LSA, Martins AV, Albuquerque RC. Laminado cerâmico minimamente invasivo: relato de caso clínico. Correio ABO, Outubro de 2014.

12.4 RESUMOS PUBLICADOS

1 - Martins AV, Albuquerque RC, Morgan LFSA, Alvim HH, Miranda GLP, Lanza LD. Abordagem Multidisciplinar do Traumatismo Dental. In: XX Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística, 2013, São Paulo. XX Encntro do GBPD, 2013. p. 14.

2 - Morgan LFSA, Martins AV, Lourenço BF, Ferreira FM, Pinotti MB, Alvim HH, Albuquerque RC. Transmissão de luz através de pinos de fibra: efeitos na

microdureza e resistência adesiva do cimento. In: XX Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística, 2013, São Paulo. XX GBPD, 2013. p. 45.

3 - Miranda GLP, Martins AV, Morgan LFSA, Machado MBM Albuquerque RC. Efeitos da Preparação intra-radicular imediata e tardia na resistência de união de pinos de fibra. In: XX Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística, 2013, São Paulo. XX GBPD, 2013. p. 61.

4 - Morgan LFSA, Gomes GM, Pinotti MB, Ferreira FM, Alvim HH, Cortes ME, Albuquerque RC. Transmissão de luz através de pinos de fibra: análise quantitativa e efeitos na microdureza e resistência adesiva do cimento. In: 30 Reunião anual da SBPqO, 2013, Águas de Lindóia. Brazilian Oral Research, 2013. v. 27. p. 37.

5 - Martins AV, Morgan LFSA, Teixeira KI ; Vasconcellos WA, Albuquerque RC, Cortes ME. Cytotoxicity and self-etching resin cements conversion on fibroblast cycle cells. In: IADR, 2012, Foz do Iguaçu. IADR.

6 - Miranda GLP, Machado MBM, Gomes GM, Morgan LFSA, Martins AV, Albuquerque RC. Effects of immediate and delayed intrarradicular preparation on bond strength of fiber post. In: 17th World Congress on Dental Traumatology, 2012, Rio de Janeiro. On-Line 17th World Congress on Dental Traumatology, 2012.

12.5 APRESENTAÇÃO DE TRABALHOS EM EVENTOS

1 - Morgan LFSA, Martins AV, Lourenço BF, Ferreira FM, Pinotti MB, Alvim HH, Albuquerque RC. Transmissão de luz através de pinos de fibra: efeitos na microdureza e resistência adesiva do cimento. In: XX Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística, 2013, São Paulo. XX GBPD, 2013. p. 45.

2 - Morgan LFSA, Gomes GM, Pinotti MB, Ferreira FM, Alvim HH, Cortes ME, Albuquerque RC. Transmissão de luz através de pinos de fibra: análise quantitativa e efeitos na microdureza e resistência adesiva do cimento. In: 30 Reunião anual da SBPqO, 2013, Águas de Lindóia. Brazilian Oral Research, 2013. v. 27. p. 37.

3 - Morgan LFSA, Lourenço BF, Albuquerque RC, Pinotti MB. Set of devices for accurate assessment of dental posts. 2012. Congresso Internacional de Inovação em Engenharia (UFMG).

12.6 PATENTES

1 - Morgan LFSA, Lourenço BF, Albuquerque RC, Pinotti MB. Matrizes para avaliação de transmissão de luz através de pinos intrarradiculares. 2012, Brasil. Patente: Modelo de Utilidade. Número do registro: BR2020120155422, data de depósito: 25/06/2012, título: "Matrizes para avaliação de transmissão de luz através de pinos intrarradiculares" , Instituição de registro: INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

2 - Morgan LFSA, Albuquerque RC, Cortes ME, Conway JCD, Cortes ME, Belchior JC. Patente: Privilégio de Inovação. Número do registro: BR1020140281711. Data de depósito: 11/11/2014, título: "Equipamento, processo de medição da intensidade luminosa e do tempo para a fotoativação de cimentos de restaurações odontológicas indiretas e usos", Instituição de registro: INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

12.7 PARTICIPAÇÃO EM BANCAS DE TRABALHO DE CONCLUSÃO

(Monografias de cursos de aperfeiçoamento/especialização)

1 - Alvim HH, Oliveira RR, MARTINS AV, MORGAN LFSA. Participação em banca de Flávia Amata Mudado. Cimentação Adesiva de Cerâmicas à Base de Zircônia. 2012. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Dentística) - Universidade Federal de Minas Gerais.

2 - Albuquerque RC. Sander HH, Morgan LFSA, Silva VA. Participação em banca de Gianfilippo Machado Cornacchia. Pinos Intradentinários: Revisão de Literatura. 2012. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Dentística) - Universidade Federal de Minas Gerais.

3 - Lanza LD; ARAUJO, P. V.; MARTINS, A. V.; MORGAN, L.F.S.A. , dos Santos Alves Morgan L.F.. Participação em banca de Marina Mendes de Moura. Soluções Estéticas para Alterações da Odontogênese. 2012. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em Especialização em Dentística) - Universidade Federal de Minas Gerais.

12.8 PARTICIPAÇÃO EM BANCAS E COMISSÕES JULGADORAS

1 - Nemésio C, Morgan LFSA. XXI Semana de Iniciação Científica. 2012. Universidade Federal de Minas Gerais.

12.9 PARTICIPAÇÃO EM CONGRESSOS

1 - 32° CIOSP. 2014. (Congresso).

2 - XII Encontro Científico da Faculdade de Odontologia da UFMG e X Encontro Mineiro das Faculdades de Odontologia. Avaliador de trabalhos. 2014. (Encontro).

3 - 3º Congresso Internacional da Revista Clínica. 2013. (Congresso).

4 - Segundo curso pré-meeting (XI Meeting Internacional de Estética. 2013. (Congresso).

- 5 - XI Meeting Internacional de Estética. 2013. (Congresso).
- 6 - 30ª Reunião Anual da SBPqO. 2013. (Congresso).
- 7 - XXXVI Jornada Odontológica. Cimentação de Pinos pré-fabricados:simplificando a técnica e maximizando resultados. 2013. (Congresso).
- 8 - Inovações Recentes e Tendências na Odontologia Restauradora: a Ciência por Detrás dos Produtos. 2013. (Simpósio).
- 9 - Primeiro curso pré-meeting (XI Meeting Internacional de Estética). 2013. (Simpósio).
- 10 - XX Encontro do Grupo Brasileiro de Professores de Dentística. 2013. (Encontro).
- Estética e tecnologia ao alcance de todos. 2013. (Outra).
- 11 - A Universidade do Futuro: Imitar, Engenhar e Criar. IEAT/UFMG. 2012. (Seminário).
- 12 - XI CIOMIG. 2011. (Congresso).
- 13 - III Jornada Acadêmica DA Magalhães Penido FO-UFMG. 2011. (Congresso).
- 14 - X Meeting Internacional de Estética. 2011. (Encontro).