

AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO UTILIZANDO MEIOS ÓPTICOS

Karin de Mello Weig

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica e de Materiais, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Metalúrgica e de Materiais.

Orientador(es): Marysilvia Ferreira da Costa
Célio Albano da Costa Neto

Rio de Janeiro
Junho de 2015

AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO UTILIZANDO MEIOS
ÓPTICOS

Karin de Mello Weig

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Examinada por:

Profa. Marysilvia Ferreira da Costa, D.Sc.

Prof. Célio Albano da Costa Neto, Ph.D.

Prof. Luiz Carlos Pereira, D.Sc.

Profa. Bluma Guenther Soares, D.Sc.

Profa. Kátia Regina Hostilio Cervantes Dias, D.Sc.

Prof. Rodrigo Tiozzi, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JUNHO DE 2015



Weig, Karin de Mello

Avaliação da contração de polimerização utilizando meios ópticos / Karin de Mello Weig. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2015.

XV, 123 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marysilvia Ferreira da Costa;

Célio Albano da Costa Neto

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2015.

Referências Bibliográficas: p. 71-87.

1. Contração de polimerização. 2. Dureza Instrumentada. 3. Compósito odontológico. I. Costa, Marysilvia Ferreira da *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais. III. Título.

DEDICATÓRIA:

A minha mãe professora Carmen Weig pessoa doce mas que possui uma fibra e uma força incalculáveis. O seu exemplo e com certeza suas orações me ajudaram a chegar até aqui. Obrigada por tudo mãe!!!

Ao meu marido prof. Thales Ribeiro de Magalhães Filho companheiro de quase 30 anos, desde os bancos da graduação. Desenvolvemos o amor pela odontologia, pelo magistério e pela pesquisa juntos. Obrigada pelo amor, força, estímulo, ajuda em todas as horas e de todas as formas. Se estamos aqui hoje é por que conseguimos juntos! Que Deus nos ajude nos próximos desafios que com certeza enfrentaremos juntos. Obrigada por absolutamente tudo!!!!

Meu querido e amado filho. Muitos momentos deixamos de partilhar pelas horas dedicadas a essa pesquisa. Você participou estando junto, ajudando a ler e decifrar cálculos matemáticos e compreendendo sem reclamar a minha ausência. Espero que tenha ficado o ensinamento que quando queremos algo precisamos lutar e nos dedicar. Brevemente, se Deus quiser, será você que estará trilhando o caminho acadêmico na área que escolheu. Obrigado filho pela compreensão, carinho nas horas de cansaço e amor que une fortemente nossa família. Deus o abençoe!

AGRADECIMENTOS:

A Deus que sempre me protegeu, me guiou , conduziu em todos os momentos desse curso.

A professora Marysilvia Ferreira que misturou os significados da palavras Mestra e mãe sabendo ser profissional na orientação desta pesquisa, mostrando caminhos, indicando soluções e tendo paciência e carinho de perceber minhas limitações e me ajudar a superá-las. Desde o Mestrado foram vários anos de convivência quero agradecer por tudo de todo coração e desejar que venham outros projetos no futuro.

Agradecimento especial ao Professor Célio Albano da Costa Neto que sempre me levou ao mundo assustador dos números e da mecânica com uma simplicidade impressionante. O meu sincero obrigado pela paciência, carinho e dedicação em todas as vezes que foram necessárias.

Agradecimento a todos os professores do Programa que estiveram SEMPRE a disposição para ajudar em tudo que fosse necessário. Este Programa conta com um Corpo Docente preocupado realmente com o crescimento do seu aluno e o avanço da ciência. A todos o meu eterno obrigado.

A querida amiga Silvana Spyrides que esteve conosco desde o Mestrado sempre nos estimulando e ajudando em tudo que fosse possível.

A minha querida filha Camila Plover Coelho que muito me ajudou com o preparo das imagens deste trabalho.

Aos técnicos, funcionários e alunos do laboratório de polímeros (LABPOI) que fazem desse grupo uma família, onde cada qual com o seu conhecimento específico se une ao todo em prol do desenvolvimento da ciência em várias frentes. Muitos como Geovanio, Luiza e Agmar nos cederam além de conhecimento também grande parte do seu tempo. Um obrigado do fundo do coração.

Ao Francisco de Assis que sempre esteve atento a tudo que era necessário resolver na parte burocrática para que esse tempo transcorresse da forma mais tranquila possível.

A Professora Bluma Guenther Soares que nos permitiu a análise termogravimétrica em seu laboratório e nos ajudou na interpretação dos dados.

Ao Eduardo Miquez que gentilmente realizou os testes de ressonância magnética utilizados nessa Tese.

A Dentsply e 3M do Brasil por ceder os materiais compósitos.

A Gnatus pelo empréstimo dos aparelhos fotopolimerizadores.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO UTILIZANDO MEIOS ÓPTICOS

Karin de Mello Weig

Junho/2015

Orientadores: Marysilvia Ferreira da Costa

Célio Albano da Costa Neto

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

O presente estudo teve como objetivo desenvolver uma nova metodologia para avaliar a contração de polimerização monitorando a deflexão de cúspides utilizando um video extensômetro (AVE). Este equipamento mede o deslocamento entre dois pontos desenhados na parede do dente. A contração é então, monitorada pela movimentação das cúspides. Foram utilizados dentes humanos e bovinos que tiveram suas cavidades preparadas e restauradas utilizando um compósito nanohíbrido (Evolux – Dentsply) e um nanoparticulado (Z350 XT – 3M do Brasil). A polimerização foi realizada por duas fontes de luz com diferentes irradiâncias (LD Max e Max Optilight - Gnatus do Brasil) e cuja potência foi verificada por um medidor de potência ótica e um sensor calibrado ligado a um multímetro. A deflexão das cúspides foi medida durante 400 s. Análises termogravimétricas e de ressonância magnética nuclear (RMN) foram realizadas nos compósitos para avaliar sua composição. O adesivo dentinário utilizado (Adper Single Bond – 3M) foi também avaliado por TGA. As propriedades mecânicas (dureza e módulo de elasticidade) do dente (esmalte e dentina) e dos compósitos foram analisadas utilizando-se indentação instrumentada.

Após análise estatística, concluiu-se que a técnica foi capaz de avaliar a contração pela deflexão das cúspides e que o dente humano e o bovino não reagem de forma semelhante frente a contração de polimerização dos compósitos. O nanocompósito apresentou menor contração que o nanohíbrido e esta aumentou com aumento da irradiância. Os valores de dureza variaram com a profundidade e essa variação foi mais acentuada para os compósitos polimerizados em um molde elastomérico do que no dente.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

Evaluation of polymerization shrinkage of dental composites by an optical method

Karin de Mello Weig

June/2015

Advisors: Marysilvia Ferreira da Costa

Célio Albano da Costa Neto

Department: Metallurgical and Materials Engineering

This study proposes an alternative methodology for evaluating polymerization shrinkage of dental composites using an advanced video extensometer (AVE) system. This equipment measures the displacement between two dots drawn on the tooth's wall. The polymerization contraction is then monitored by cusp deflection, that was continuously measured during 400 s. The technique efficiency was evaluated in human and bovine teeth, in which the cavities were prepared and restored using a composite nanohybrid (Evolux – Dentsply) and nanocomposite (Z350 XT – 3M). Polymerization was performed with two different light polymerizing units (LD Max and Optilight Max - Gnatus do Brasil) and their power was measured by an optical power meter and calibrated sensor. Thermogravimetry (TGA) and proton nuclear magnetic resonance (H-NMR) were performed to evaluate resin composition. TGA was also employed to evaluate the adhesive (Single Bond -3M). Mechanical properties (hardness and elastic modulus) of the tooth and composites were evaluated by instrumented indentation technique (IIT).

After a statistical analysis, it was concluded that the technique was capable of evaluating polymerization shrinkage by deflection from the cusps and that the human and bovine teeth do not react similarly to composite polymerization. The nanocomposite showed less contraction than the nanohybrid and the contraction increased with increasing irradiance. The hardness values varied according to depth and this effect was more pronounced for the composite polymerized in an elastomeric mold than in the tooth.

ÍNDICE

1 – INTRODUÇÃO	1
1.1– OBJETIVO.....	3
2 - REVISÃO DE LITERATURA.....	4
2.1 - POLIMERIZAÇÃO DOS COMPÓSITOS	4
2.2 – CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO	7
2.3- MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO	30
3 – METODOLOGIA.....	35
3.1. Técnica de avaliação da contração de polimerização.....	35
3.2 Caracterização dos materiais	39
3.3 Propriedades mecânicas dos dentes	41
3.4 IRRRADIÂNCIA e Potência dos aparelhos fotopolimerizadores	42
4-RESULTADOS E DISCUSSÃO	44
4.1CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO.....	44
4.2 Propriedades mecânicas dos compósitos	58
4.3 Adesivos dentinários	64
5 CONCLUSÕES	69
6 TRABALHOS FUTUROS	70
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71
8 –ANEXO - Estatística	88

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema de iniciação da molécula de metacrilato: mostrando o radical livre e o metacrilato, a quebra da ligação dupla e o metacrilato sendo transformado em radical livre (Adaptado de ANUSAVICE, 2005).....	5
Figura 2. Moléculas dos monômeros mais utilizados na matriz dos compósitos.	9
Figura 3. Comparação entre a reação de polimerização do silorano e do metacrilato (adaptado do Perfil Técnico – 3M).....	11
Figura 4. Esquema de aplicação de carga e curvas de carregamento e descarregamento produzidas durante um ensaio de dureza. Onde h_c – profundidade de contato, h_f – profundidade final, h - profundidade elástica e h_s – profundidade residual (Adaptado de OLIVER e PHARR, 2004).....	28
Figura 5. Gráfico esquemático de Força de endentação x deslocamento do indentador (Adaptado de OLIVER e PHARR, 2004)	29
Figura 6-Esquema dos ensaios realizados nesta tese e seus principais objetivos.....	35
Figura 7. Esquema dos dentes com as cavidades preparadas e pontos marcados para medir a deflexão de cúspides. (A) dente humano e (B) dente bovino.....	36
Figura 8. Esquema dos grupos de dentes utilizados nesta tese para teste de deflexão de cúspides.....	37
Figura 9. Esquema da montagem do experimento para medição da contração: 1- vídeo extensômetro, 2 - dente, 3 - fotopolimerizador, 4 - haste de fixação, 5 – Máquina de ensaios Instron, 6 – base de resina acrílica	38
Figura 10. Aparelho fotopolimerizador ligado durante a medição da deflexão de cúspide do dente com video extensômetro.	38
Figura 11. Esquema de marcação do teste de dureza. (A) Corte transversal no corpo de prova do compósito, (B) corpo de prova do compósito, (C) corte transversal do dente restaurado com compósito	41
Figura 12. Localização das endentações feitas nos dentes. A – abaixo do limite amelo-dentinário – dentina, B- abaixo da borda do esmalte – esmalte.....	42
Figura 13. Esquema medição da potência do fotopolimerizador utilizando o sensor e o multímetro	42
Figura 14. Medidor de potência ótica Newport – modelo 2931 C. Lugares de medição da potência (a) ponta do fotopolimerizador, (b) fundo da cavidade dentária e (c) fundo do molde de elastômero.	43
Figura 15 - Curva dos valores médios de deflexão das cúspides (%) x tempo (segundos) nos dentes bovinos (a) e humanos (b).	46
Figura 16. Fotomicrografia de falha na camada híbrida	47
Figura 17. Valores médios de deflexão de cúspides dos compósitos relacionados a diferentes irradiancias (420 e 680 mW/cm ²) nos dentes humanos e bovinos.	48

Figura 18. Taxa de deformação (%S ⁻¹) x tempo (s) para compósitos e aparelhos fotopolimerizadores no dente bovino (a) e humano (b).....	51
Figura 19. Força (mN) x profundidade de indentação (nm) no esmalte e dentina dos dentes humanos e bovinos	54
Figura 20- Espectro de RMN dos materiais Evolux e Z350 XT	56
Figura 21 TGA dos compósitos Evolux e Z350 XT aquecido até 800°C, 10° C por minuto.	57
Figura 22 -Gráfico deflexão de cúspide (%) x tempo (s).....	65
Figura 23 - Fotomicrografias (a, b, c) interface adesiva rompida. Foto(d) interface adesiva íntegra com a presença da camada híbrida.	66
Figura 24 - Análise TGA 10°C/min mostrando a perda de solvente no adesivo já utilizado. ADN (adesivo novo) e ADV (adesivo já utilizado)	67
Figura 25 - Gráfico de interações Dente humano e bovino, Z350XT com LED420 e LED 680..	88
Figura 26 - Gráfico de interações dente humano e bovino, Evolux, LED 420 e LED 680.....	89
Figura 27- Intervalo de confiança das médias de deflexão de cúspides do compósito Z350 XT no dente bovino com LED 420 e 680	90
Figura 28 – Gráfico de interações do módulo de elasticidade do esmalte e dentina no dente humano e bovino.....	91
Figura 29- Intervalo de confiança módulo de elasticidade do esmalte dente humano x dente bovino	92
Figura 30- Intervalo de confiança entre as médias de módulo de elasticidade da dentina no dente humano e bovino	93
Figura 31-Gráfico de interações dureza esmalte e dentina dente humano e bovino.....	94
Figura 32- Intervalo de confiança entre as médias de dureza da dentina nos dentes humanos e bovinos	95
Figura 33 - Intervalo de confiança das médias de dureza do esmalte do dente bovino e humano	96
Figura 34 - Intervalo de confiança dos dados de deflexão de cúspides do Evolux com LED 420 e 680 no dente bovino	97
Figura 35 - Gráfico de interações dos dados– módulo de elasticidade dos compósitos x aparelhos fotopolimerizadores.....	98
Figura 36 - Intervalo de confiança dos dados de módulo de elasticidade do compósito Z350 XT e dos LEDs 420 e 680	99
Figura 37 - Intervalo de confiança dos dados do módulo de elasticidade do Evolux polimerizado com os LEDs 420 e 680	100
Figura 38- Intervalo de confiança dos dados do módulo de elasticidade dos compósitos polimerizado com LED 420.....	101

Figura 39- Intervalo de confiança dos dados do módulo de elasticidade dos compósitos polimerizados com LED 680	102
Figura 40 - Gráfico de interações dos dados da dureza dos compósitos polimerizados com LED 420 e 680	103
Figura 41- Intervalo de confiança dos dados de dureza Evolux e Z350 XT polimerizado com LED 680.....	104
Figura 42-Intervalo de confiança dos dados de dureza do Evolu e Z350 XT polimerizado com LED 420.....	105
Figura 43- Intervalo de confiança dos dados de dureza Evolux polimerizados com LEDs 420 e 680.....	106
Figura 44 - Teste tukey dureza no Z350 XT polimerizado com LED 420 e 680	107
Figura 45 - Intervalo de confiança dos dados da dureza do Evolux polimerizado com LED 420 com 0 e 3mm de profundidade (dente)	108
Figura 46- Intervalo de confiança – Evolux polimerizado com LED 680 valores de 0 e 3 mm profundidade (dente)	109
Figura 47- Intervalo de confiança dos dados de dureza do Z350 XT polimerizado com LED 420 - 0 e 3 mm de profundidade (dente).....	110
Figura 48 -Intervalo de confiança dos dados de dureza do Z350 XT polimerizado com LED 680 - 0 e 3 mm de profundidade (dente).....	111
Figura 49- Intervalo de confiança - dureza do Z350XT polimerizado com LED680 - 0 e 3mm de profundidade (compósito)	112
Figura 50-Intervalo de confiança - dureza do Z350XT polimerizado com LED 420 - 0 e 3 mm de profundidade (compósito)	113
Figura 51 - Intervalo de confiança - dureza do Evolux polimerizado com LED 680 – 0 e 3 mm (compósito)	114
Figura 52 - Intervalo de confiança dos dados de dureza do Evolux polimerizado com LED 420 – 0 e 3 mm de profundidade (compósito).....	115
Figura 53 - Gráfico de efeitos dos valores de dureza do Z350XT polimerizado com Led680 no compósito e no corte transversal (0 e 3 mm de profundidade)	116
Figura 54 - Gráfico de efeitos dos dados de dureza do Z350XT polimerizado com LED 420 no compósito e compósito corte transversal	117
Figura 55-Gráfico de efeitos dos valores de dureza do Evolux polimerizado com LED 680 com 0 e 3 mm de profundidade no compósito e compósito corte transversal.....	118
Figura 56-Gráfico de efeitos dos valores de dureza do Evolux polimerizado com LED 420 com 0 e 3 mm de profundidade no compósito e corte transversal.....	119
Figura 57 - Intervalo de confiança dos valores de dureza Evolux polimerizado com LED 680 - 0mm do dente,compósito e compósito corte transversal	120

Figura 58-Intervalo de confiança dos dados de dureza do Z350XT com LED 680 - 0mm do dente, compósito e compósito corte transversal.....	121
Figura 59-Intervalo de confiança da dureza do Evolux polimerizado com LED 420 - 0mm polimerizado no dente, compósito e compósito corte transversal	122
Figura 60 - Intervalo de confiança da dureza do Z350 XT com LED 420 - 0mm polimerizado no dente, compósito e compósito corte transversal.....	123

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Média e desvio padrão da deflexão de cúspides (%) nos dentes humanos e bovinos para as diferentes combinações de compósitos e fontes de luz (irradiância)	50
Tabela 2. Média e desvio padrão da dureza (Vickers) e módulo de elasticidade (GPa) do esmalte e dentina bovino e humano	54
Tabela 3 Média e desvio padrão dos valores de módulo de elasticidade (GPa) e dureza (HV) para os compósitos polimerizados e aparelhos fotopolimerizadores.....	59
Tabela 4. Média e desvio padrão da dureza (HV – Vickers) dos compósitos polimerizados no dente (corte transversal) com LED 420 e 680 mW/cm ²	61
Tabela 5. Média e desvio padrão da dureza (HV – Vickers) dos compósitos polimerizados no molde de elastômero	63
Tabela 6. média e desvio padrão da potência em mW medida na ponta do aparelho fotopolimerizador e no fundo das cavidades dos moldes	63
Tabela 7. Valores médios e desvio padrão de dureza (HV) dos compósitos aderidos ao dente (corte transversal da restauração) com 5 mm de profundidade	64
Tabela 8 - Tabela Anova – Deflexão de cúspides - dente humano: material (Evolux e Z350 XT) e aparelho fotopolimerizador (LED 420 e LED 680)	88
Tabela 9 - Tabela Anova – Deflexão de cúspides - dente de boi: material (Z350 XT e Evolux) e aparelho fotopolimerizador (LED 420 e LED 680)	88
Tabela 10 - Teste não paramétrico Kruskal-Wallis –deflexão de cúspides dente bovino.....	89
Tabela 11-Teste não paramétrico Kruskal-Wallis – deflexão de cúspides dente humano	90
Tabela 12 - Teste Tukey: deflexão de cúspides do compósito Z350 XT no dente bovino com LED 420 e 680	90
Tabela 13 - Tabela Anova módulo de elasticidade do esmalte e dentina do dente humano e bovino.	91
Tabela 14 - Teste não paramétrico Kruskal-Wallis – módulo esmalte e dentina bovino e humano	91
Tabela 15- Teste Tukey - módulo de elasticidade do esmalte no dente humano e bovino.....	92
Tabela 16 Tabela Tukey módulo de elasticidade da dentina no dente humano e bovino.....	93
Tabela 17- Tabela Anova Dureza esmalte e dentina dente de boi e humano	94
Tabela 18 - Teste Kruskal-Wallis não paramétrico – dureza esmalte e dentina boi e humano ..	94
Tabela 19- Tabela Tukey dureza dentina dente bovino e humano	95
Tabela 20- Teste tukey - dureza esmalte dente humano e bovino	96
Tabela 21- Teste Tukey - Deflexão de cúspides Evolux com LED 420 e 680 (bovino).....	97

Tabela 22 - Tabela Anova – módulo de elasticidade dos compósitos x aparelhos fotopolimerizadores	98
Tabela 23- Teste Tukey – módulo de elasticidade Z350 XT e LED 420 e LED 680	99
Tabela 24 - Teste Tukey – módulo de elasticidade do Evolux polimerizado com os LEDs 420 e 680.....	100
Tabela 25- Teste Tukey do módulo de elasticidade dos compósitos polimerizado com LED 420	101
Tabela 26- Teste Tukey do módulo de elasticidade dos compósitos polimerizados com LED 420	102
Tabela 27- Tabela Anova – Dureza – Compósitos polimerizados com Led 420 e 680.....	103
Tabela 28- Teste não paramétrico Kruskal-Wallis – Dureza dos compósitos polimerizados pelo LED 420 e 680	104
Tabela 29 - Teste de Tukey da dureza Evolux e Z350 XT polimerizado com LED 680	104
Tabela 30- Teste de Tukey da dureza Evolux e Z350 XT polimerizado com LED 420	105
Tabela 31 -Teste Tukey – dureza Evolux polimerizados com LEDs 420 e 680.....	106
Tabela 32- Teste tukey dureza no Z350 XT polimerizado com LED 420 e 680.....	107
Tabela 33- Teste de Tukey-Dureza Evolux polimerizado com LED 420 - 0 e 3mm de profundidade (dente)	108
Tabela 34 -Teste Tukey – Dureza Evolux polimerizado com LED 680 valores de 0 e 3 mm de profundidade (dente)	109
Tabela 35 - Teste Tukey–dureza do Z350 XT polimerizado com LED 420 - 0 e 3 mm de profundidade (dente)	110
Tabela 36 - Teste Tukey-dureza do Z350 XT polimerizado com LED 680 - 0 e 3 mm de profundidade (dente)	111
Tabela 37- Teste Tukey - dureza do Z350XT polimerizado com LED680 - 0 e 3mm de profundidade (compósito)	112
Tabela 38- Teste Tukey – dureza do Z350 XT polimerizado com LED 420 – 0 e 3 mm de profundidade (compósito)	113
Tabela 39- Teste Tukey – dureza do Evolux polimerizado com LED 680 – 0 e 3 mm (compósito)	114
Tabela 40 - Teste Tukey – dureza do Evolux polimerizado com LED 420 – 0 e 3 mm de profundidade (compósito)	115
Tabela 41 - Anova dos valores de dureza do Z50XT polimerizado com LED 680 no compósito e no compósito corte transversal (0 e 3 mm de profundidade)	116
Tabela 42 - Anova dos dados de dureza do Z350 XT polimerizado com LED 420 com 0 e 3 mm de profundidade no compósito e compósito corte transversal	117

Tabela 43 - Teste não paramétrico Kruskal-Wallis – Dureza do Z350XT polimerizado com LED 420 Compósito e compósito corte transversal (0 e 3 mm de profundidade)	117
Tabela 44 - Anova dos valores de dureza do Evolux polimerizado com LED 680 com 0 e 3 mm de profundidade no compósito e compósito corte transversal	118
Tabela 45 - Anova dos valores de dureza do Evolux polimerizado com LED 420 com 0 e 3 mm de profundidade no compósito e compósito corte transversal	119
Tabela 46 - Teste Tukey dos valores de dureza Evolux polimerizado com LED 680 – 0 mm do dente, compósito e compósito corte transversal.....	120
Tabela 47-Teste Tukey dos dados de dureza do Z350 XT polimerizado com LED 680 - 0mm do dente, compósito e compósito corte transversal.....	121
Tabela 48- Teste Tukey – dureza da Evolux com LED 420 - 0mm polimerizado no dente, compósito e compósito corte transversal	122
Tabela 49- Teste Tukey da dureza do Z350 XT com LED 420 - 0mm polimerizado no dente, compósito e compósito corte transversal	123

1 – INTRODUÇÃO

Um dos principais papéis da odontologia é recuperar estruturas dentais perdidas devolvendo função e estética. Na década de 50 surgiram os compósitos odontológicos, que são, até hoje, o material mais utilizado para confecção de restaurações dentais diretas.

Esses compósitos são constituídos por uma matriz polimérica, cargas inorgânicas e um silano que une a carga à matriz (MENEGAZZO, 2007; FERRACANE, 2008). Devido a sua facilidade de uso e bom resultado estético várias pesquisas foram realizadas e são responsáveis pela melhoria em algumas propriedades como: coeficiente de expansão térmica, desgaste, resistência à compressão, descoloração e sorção de água. Porém, a contração decorrente da aproximação dos monômeros durante a polimerização continua sendo um fator de falha na restauração. Durante a realização da restauração o compósito se encontra aderido às paredes da cavidade e quando é polimerizado, a contração produz uma tensão interna que pode levar à ruptura da união compósito-dente, microinfiltração, sensibilidade pós-operatória ou fratura da estrutura dental (DALLI'MAGRO *et al.*, 2008; CHOI, CONDON e FERRACANE, 2000; KLEVERLAAN, FIELZER, 2005).

Vários fatores podem interferir nesta contração e consequentemente na tensão. Dentre estes podem ser citados a composição do material, potência do fotopolimerizador, temperatura, tempo de exposição, quantidade de material utilizado, tipo de adesivo dentinário, forma da cavidade dental e propriedades do material e da estrutura dental (VERLUIJS, 2011; LEE *et al.*, 2007).

Estudos recentes vêm sendo desenvolvidos para atuar nesses fatores e assim, minimizar os problemas associados à contração. Por exemplo, algumas alterações na matriz do compósito já estão sendo feitas para diminuir a contração. Alguns monômeros a base de ácidos dímero (Dimetacrilato dímero dicarbamato) ou a base de dimetacrilato uretano associado a outro monômero, DX 511 já estão sendo comercializados (YAMASAKI, 2013; SAKAGUCHI e POWERS, 2012). Um novo monômero a base de quaternário de amônio com anion iodo, chamado IPhene, está sendo testado por ter menor contração e ação antibacteriana (HE *et al.*, 2015). A 3M desenvolveu um compósito, com uma matriz diferenciada a base de silorano que, segundo o fabricante, produz uma contração menor (Perfil técnico 3M, 2011; YAMASAKI *et al.*, 2013).

De acordo com FRANCO e LOPES (2003) quanto mais alta a potência do aparelho fotopolimerizador, mais completa é a polimerização e maior a contração.

Aparelhos fotopolimerizadores estão sendo fabricados hoje com irradiância de até 3000 mW/cm², bem superior aos 400mW/cm² exigidos nos antigos aparelhos, e com várias possibilidades de se alterar o tempo e irradiância de aplicação da luz (RUEGGERBERG, 2011). De acordo com EI-KORASHI (2010) quando a polimerização começa com uma irradiância mais baixa e depois aumenta (método *soft-start*) a tensão de contração é menor. Outra inovação é um fotopolimerizador com mais de um LED (do inglês *light emitting diode*) com comprimentos de onda diferentes para polimerizar monômeros diferentes (MICHAUD *et al.*, 2014).

VERLUIS *et al.* (2011) verificaram que quando o compósito está imerso em saliva sofre uma expansão higroscópica que pode compensar a contração. Este fato é importante, já que o compósito após restaurar o dente, permanece o tempo inteiro submerso em saliva.

Vários pesquisadores têm estudado estas variáveis e resultados contraditórios quanto aos benefícios de algumas destas alterações existem na literatura. A maioria desses estudos é realizada com o material fora da cavidade dental. Como este material é inserido em uma cavidade preenchida com adesivo dentinário, o estudo do sistema dente-adesivo-compósito é fundamental para se avaliar como a contração ocorre nesta situação e quais fatores vão realmente influenciar nesta contração.

Além disto, tem-se o fato de que, tanto as propriedades do compósito quanto da estrutura dental, podem interferir no sucesso da união compósito – dente (DONASSOLO *et al.*, 2007). Dentre essas propriedades, o módulo de elasticidade tem relação direta com a deflexão das cúspides (LEE *et al.*, 2007a) o que torna ainda mais importante o estudo da contração do material aderido ao dente.

De acordo com a ADA (*American Dental Association*) em sua especificação n^o 27, vários testes são propostos para avaliar a contração, como por exemplo dilatômetro de mercúrio, picnômetro, *strain gauge*, LVDT, e estudo por elementos finitos. A própria ADA propõe o dilatômetro de mercúrio que consiste em um ensaio onde a amostra é colocada em um béquer contendo água destilada, ao qual existe acoplado um recipiente calibrado preenchido com mercúrio. Qualquer alteração de volume do material é medida através da movimentação do mercúrio. Porém, este teste tem como desvantagem o fato de necessitar de um controle extremo da temperatura ambiente e da água de imersão, além de ser feito somente na resina. COOK *et al.* (1999) utilizaram um picnômetro onde a amostra deve ser inserida antes de polimerizada, depois é removida, polimerizada e colocada no picnômetro novamente. A desvantagem dessa metodologia está no fato de ser muito difícil remover a amostra do picnômetro para polimerizar sem danificar a mesma. WEIG (2004) utilizou um LVDT para medir a contração *in situ*. Esta metodologia permite uma avaliação da

variação linear da contração TIBA *et al.* (2005) utilizaram um equipamento para captura de imagem (Accuvol) que possui um espaço muito pequeno para colocação da amostra o que dificulta o ensaio. LI *et al.* (2013) cita exemplo de técnicas sem contato com o material: como o scanner de raio laser, vídeo imagem e microtomografia 3D, porém ressaltou que o tempo de aquisição das imagens é muito longo, fazendo com que as medidas sejam obtidas no final do processo, não levando em conta a cinética de polimerização.

A medida da contração de polimerização pode ser feita avaliando somente o compósito, sem levar em consideração a relação que ele possui com o adesivo dentinário e as paredes do dente, quando é utilizado durante as restaurações odontológicas, como no caso do dilatômetro e picnômetro ou analisando a contração do mesmo associado ao dente como *strain gage*, LVDT, vídeo imagem, micrometro digital, porém, alguns desses testes só fazem a medida final da deflexão e outros podem fornecer valores errôneos devido ao local onde os medidores são ligados ao dente (PALIN *et al.*, 2005).

Como a contração de polimerização pode levar a falha da restauração torna-se imprescindível uma metodologia que possa avaliar como esse processo ocorre relacionado ao dente que será restaurado. Este conhecimento ajudará no desenvolvimento de compósitos ou técnicas restauradoras que diminuam esta contração ou minimizem seus efeitos.

1.1– OBJETIVO

Esta Tese tem como objetivo desenvolver uma metodologia para avaliação da contração de polimerização do compósito associado ao dente utilizando um vídeo extensômetro, sem que seja necessário contato físico entre o medidor e o sistema a ser analisado. Devido à dificuldade em se obter dentes humanos para testes laboratoriais, esta Tese também verificará se o dente bovino reage da mesma forma que o humano frente à contração de polimerização, possibilitando assim, realização de estudos utilizando dente bovino em substituição aos dentes humanos nesta análise *in vitro*.

2 - REVISÃO DE LITERATURA

2.1 - POLIMERIZAÇÃO DOS COMPÓSITOS

Para confecção das restaurações os compósitos odontológicos são inseridos na cavidade dental, esculpidos e só depois, por meio do processo de polimerização, se tornam rígidos e conseguem resistir aos esforços mastigatórios.

O primeiro compósito odontológico estético para restauração direta começou a ser comercializado na década de 40, sendo sua composição à base de resina acrílica. O material era bi-componente e sua polimerização iniciada pela mistura do peróxido de benzoíla, contido na fase sólida em pó, com a amina terciária da fase líquida (RUEGGERBERG, 2011). Este material ficou conhecido como compósito autopolimerizável, auto-ativado ou polimerizado a frio, já que a amina terciária, quando reage com o peróxido de benzoíla, reduz a energia térmica necessária para dividi-lo em radicais livres, fazendo com que isso ocorra à temperatura ambiente. O peróxido possui uma ligação entre dois átomos de oxigênio que é quebrada durante a ativação, formando dois radicais livres (ANUSAVICE, 2005). Estes radicais livres vão se aproximar do metacrilato de metila presente na resina acrílica. O elétron livre do radical se liga a um dos elétrons da ligação dupla de carbono do metacrilato formando uma nova ligação covalente e transferindo o radical livre para o metacrilato (esquema apresentado na Figura 1). O novo radical livre atacará uma nova molécula de metacrilato e a reação se propaga pelo processo conhecido como poliadicação (CRAIG e POWERS, 2004).

A resina acrílica possui como desvantagens alta contração de polimerização, alto desgaste e alto coeficiente de expansão térmica, o que pode levar a falha das restaurações em curto período de tempo.

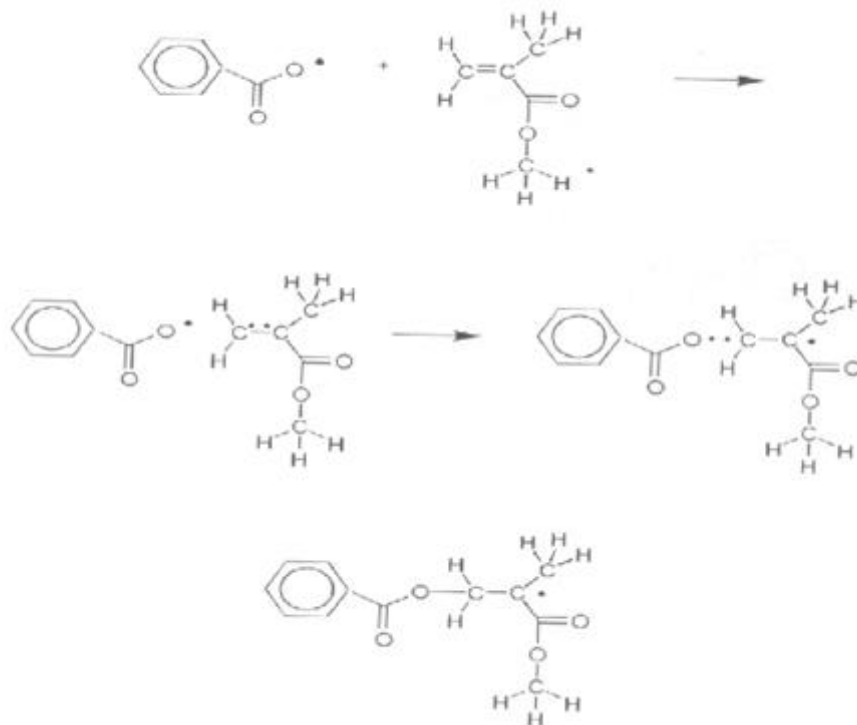


Figura 1. Esquema de iniciação da molécula de metacrilato: mostrando o radical livre e o metacrilato, a quebra da ligação dupla e o metacrilato sendo transformado em radical livre (Adaptado de ANUSAVICE, 2005)

Em 1962, Bowen desenvolveu um monômero, para ser utilizado nos compósitos odontológicos, a base de dimetacrilato de glicidila bisfenol A (Bis-GMA) que associa a resina epóxidica e o metacrilato. Esta molécula híbrida apresenta peso molecular cinco vezes maior que o metacrilato da resina acrílica o que promove menor contração e rápida reação de polimerização. O Bis-GMA foi misturado a uma carga inorgânica, utilizada como reforço, e um silano para unir a carga à matriz resinosa. Este material apresentou melhores propriedades e é utilizado até hoje, com algumas inovações, sendo conhecido como resina composta ou compósito odontológico (MENEGAZZO,2007).

A polimerização destes compósitos também ocorre por um processo de adição iniciado por radicais livres. O compósito é comercializado como uma pasta bi-componente, uma contendo o peróxido de benzoíla e outra a amina terciária. Quando as duas pastas são misturadas o processo de polimerização se desenvolve como descrito para as resinas acrílicas. Porém, alguns problemas acontecem quando da utilização deste material. Quando as pastas são misturadas, ar é incorporado à mistura formando poros que enfraquecem a estrutura e aprisionam oxigênio que, por sua vez, reage com os radicais livres inibindo a polimerização. Outro problema é que,

após a mistura dos dois componentes, a reação tem início e, para trabalhos mais demorados, o tempo não é suficiente para realização da escultura na cavidade dental (REIS E LOGUERCIO, 2007).

Para tentar resolver estes problemas, foram desenvolvidos compósitos monocomponentes que não necessitam de manipulação, evitando desse modo as porosidades e a presença de oxigênio. Sua polimerização só é iniciada na presença de luz, o que permite ao dentista esculpir o dente e só depois iniciar a polimerização (ANUSAVICE, 2005).

Estes materiais são conhecidos como fotopolimerizáveis e possuem na sua composição um fotoiniciador e um fotoativador que é uma amina (FERRACANE, 2011). O fotoiniciador mais utilizado é a canforoquinona, que tem um máximo de absorção em 470 nm, região do azul no espectro de luz visível (NOVERO, 2001). A canforoquinona é ativada através de um aparelho emissor de luz que transfere energia para a mesma. Esta reage com a amina abstraindo prótons e formando os radicais livres necessários para iniciar a polimerização (NEUMANN *et al.*, 2005; NEUMANN *et al.*, 2006).

A reação se propaga como nos compósitos autopolimerizáveis onde os radicais livres promovem a quebra da ligação dupla de carbono formando um complexo radical-monômero que irá fazer mais ligações com outros monômeros. Este processo é contínuo e, quanto maior a quantidade de fótons liberados pelo aparelho fotopolimerizador para ativar a canforoquinona, maior será a formação de radicais livres e mais completa a polimerização (FRANCO e LOPES, 2003).

As fontes de luz existentes para polimerização de compósitos odontológicos são os aparelhos com luz halógena, os LED, o laser de argônio e o arco de plasma (RUEGGERBERG, 2011). As diferenças entre os aparelhos serão apresentadas no item 2.2.4.

Um novo compósito com matriz a base de silorano com uma diferença na reação de polimerização foi desenvolvido pela 3M – ESPE e lançado, inicialmente nos mercados americano e europeu, no final de 2007 com nome comercial de Filtek P90. Esse compósito é também fotopolimerizável, mas, a iniciação da sua reação ocorre através da canforoquinona, do sal de iodônio e de um doador de elétrons (WEINMANN, 2005). A reação do doador de elétrons através de um processo de oxiredução decompõe o sal de iodônio em um cátion ácido que provoca abertura do anel catiônico para iniciar a polimerização (PALIN *et al.*, 2009).

A terminação da reação de polimerização dos compósitos pode acontecer de duas diferentes maneiras: as extremidades de duas cadeias podem reagir entre si e formar uma molécula não mais reativa; ou a extremidade reativa da cadeia reage com

um iniciador ou outra espécie química que possui uma única ligação ativa encerrando também o crescimento da cadeia (REIS e LOGUERCIO, 2007).

Os monômeros formam redes moleculares de ligações cruzadas que restringem a mobilidade molecular e, assim, diminuem a reação de polimerização, aumentam a resistência à deformação e reduzem a capacidade de escoamento do material. Devido a esta redução de mobilidade, nem todos os monômeros são convertidos em polímeros durante a reação de polimerização e sempre existem monômeros residuais. O grau de conversão dos compósitos é utilizado para medir a quantidade de monômeros que se converteram em polímeros. Quanto maior o grau de conversão, menor o número de monômeros residuais, maiores são as propriedades mecânicas, resistência ao desgaste, biocompatibilidade e menor a contração de polimerização (ANUSAVICE, 2005; CALHEIROS *et al.*, 2006; LI *et al.*, 2009).

2.2 – CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

Além dos monômeros residuais, outro problema que existe decorrente da reação de polimerização é a contração do compósito. Esta contração acontece devido à aproximação das cadeias e formação de ligações intercadeias durante a polimerização (REIS e LOGUERCIO, 2007). As ligações entre os monômeros não reagidos ocorrem por força de van der Waals. Com a reação de polimerização estas ligações são substituídas, e os monômeros se unem por ligações covalentes, ocorrendo uma diminuição do espaço entre eles (BRAGA e FERRACANE, 2004; LEE *et al.*, 2012). A distância entre as moléculas passa de 3-4 nm para 1,5 nm (PEUTZFELT, 1997) e os compósitos contraem em torno de 1,5 a 5 % (FERRACANE, 2005).

Como o compósito se encontra aderido ao dente devido a presença do adesivo dentinário, esta contração leva a formação de uma tensão nas paredes do dente que pode chegar a 13 MPa, levando a deflexão das paredes da cavidade e podendo causar a ruptura da adesão e até fratura da estrutura dental levando, em ambos os casos, à falha da restauração (CRAIG e POWERS, 2004).

A contração de polimerização pode ter três principais origens: química, térmica e pós-polimerização (PEUTZFELDT, 1997). A contração química é relativa à diminuição do espaçamento intermolecular durante a reação. A contração térmica ocorre quando o material esfria até a temperatura ambiente, já que a reação de polimerização é exotérmica levando a um aumento da temperatura interna. A contração pós-polimerização ocorre devido a reação de ligações duplas de carbono

que ficam aprisionadas no compósito podendo reagir posteriormente (MORAES, 2009).

Segundo FERRACANE (2005) a contração de polimerização pode ser influenciada por vários fatores que ele divide em fatores relacionados ao material e fatores relacionados ao processo de polimerização e que serão descritos a seguir.

2.2.1 - COMPOSIÇÃO DO MATERIAL

Os compósitos odontológicos possuem basicamente uma matriz orgânica, carga inorgânica e um silano para unir carga à matriz (ANUSAVICE *et al.*, 2013) e variações nesta composição podem afetar a contração de polimerização.

A matriz é formada principalmente por Bis-GMA, uma molécula longa que possui duplas ligações de carbono reativas nas extremidades, e uma estrutura aromática no centro, que confere rigidez. Esta estrutura do Bis-GMA leva à menor contração de polimerização quando comparada a outros monômeros, mas a alta viscosidade dificulta a sua manipulação (PEUTZFELDT, 1997). Para minimizar esse problema, recorre-se à adição de plastificantes, sendo o TEGDMA (dimetacrilato de trietilenoglicol) o mais utilizado. Sua molécula possui menor peso molecular que a do Bis-GMA, maior flexibilidade e maior mobilidade, favorecendo a reação de polimerização e, conseqüentemente, a contração (RUYTER, 1985; SIDERIDOU *et al.*, 2008). Outros monômeros como UDMA (dimetacrilato de uretano) e Bis-EMA (dimetacrilato etoxilato bisfenol A) também são utilizados. O UDMA apresenta alto peso molecular, baixa viscosidade e alta flexibilidade (GAJEWSKI *et al.*, 2012). Assim facilita a inserção de maior quantidade de carga, possui maior tenacidade e um maior grau de conversão que o Bis-GMA (KERBY *et al.*, 2009). O Bis-EMA derivado do Bis-GMA (terminações hidroxilas do Bis-GMA são substituídas por hidrogênio) possuem menor interação com as moléculas adjacentes devido a ausência da hidroxila o que reduz a viscosidade e permite maior grau de conversão (OGLIARI *et al.*, 2008). As estruturas químicas dos monômeros mais utilizados (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA e Bis-EMA) são apresentadas na Figura 2. Variações no tipo, quantidade, grau de conversão, e peso molecular dos monômeros afetam a contração de polimerização (COBB, 2000).

LORETTO *et al.* (2010) avaliaram a contração para vários tipos de compósitos. Verificaram que, os compósitos que continham na composição de sua matriz maior quantidade de Bis-GMA, possuíam menor contração. Relacionaram isto ao fato do Bis-GMA possuir menor concentração de grupamentos reativos, mais rigidez, alta

viscosidade e menor mobilidade, quando comparado a outros monômeros, o que leva a diminuição do grau de conversão e da contração.

WEIG (2004) avaliou a contração de polimerização de dois compósitos: um híbrido e um ormocer. Encontrou valores de contração semelhante para os dois, apesar do fabricante do ormocer informar que parte da matriz já estaria pré-polimerizada e desta forma, haveria menor número de ligações químicas disponíveis levando a menor contração. Concluiu que o que levou ao mesmo valor de contração foi o fato de o ormocer possuir seis vezes mais TEGDMA que o compósito híbrido e, como este monômero tem maior mobilidade e favorece a formação de ligações intercadeias, pode levar a uma contração maior, reforçando a influência do tipo de monômero na contração.

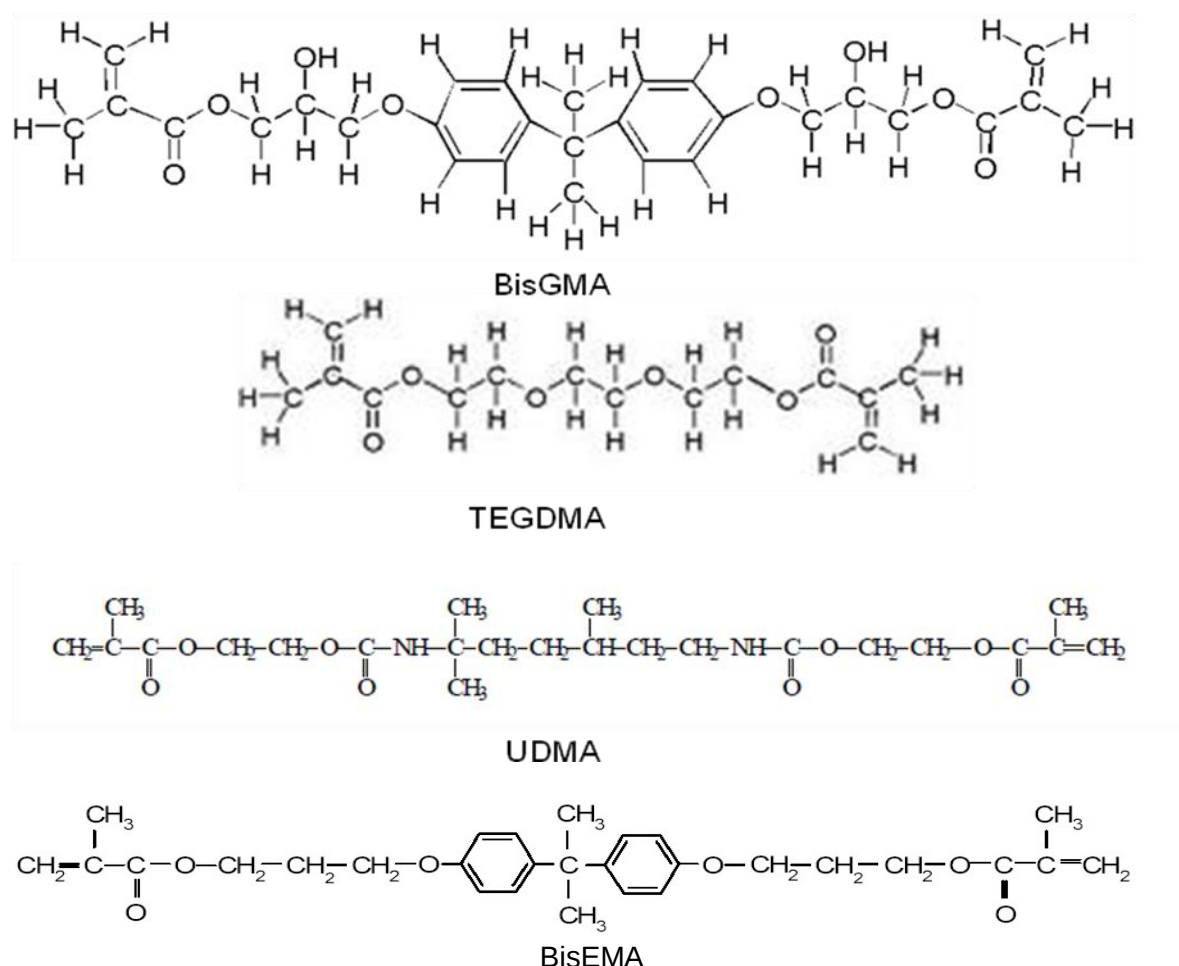


Figura 2. Moléculas dos monômeros mais utilizados na matriz dos compósitos.

Alguns monômeros de metacrilato foram formulados para diminuir a contração. Na maior parte das vezes, as alterações nestes monômeros estão relacionadas a um

aumento da distância entre os grupos metacrilatos, diminuindo a densidade de ligações cruzada aumentando a rigidez. Alguns monômeros são a base de ácidos dímero (dimetacrilato dímero dicarbamato) como utilizado no compósito N'Durance (Septodont), ou a base de uretano dimetacrilato associado a outro monômero, DX 511, encontrado no compósito Kalore (GC America Inc) (YAMASAKI, 2013; SAKAGUCHI e POWERS, 2012).

Um novo compósito surgiu no mercado com uma matriz polimérica sem Bis-GMA, os siloranos. Estes compósitos possuem um núcleo de siloxano associado ao oxirano com quatro anéis. A polimerização ocorre através da abertura desses anéis o que leva a uma expansão inicial, compensando a contração (Esquema da Figura 3) (FERRACANE, 2008). Desta forma, ficam com um valor de contração final menor, em torno de 1%, comparado com os compósitos de Bis-GMA, que contraem em torno de 2-3,5% (BOARO *et al*, 2010). YAMASAKI *et al.*,(2013) compararam a contração do silorano com um compósito a base de metacrilato e verificaram menor contração, menor tensão de contração e menor grau de conversão.

O IPhene (monômero de amônio quartenário com anion de iodo) foi associadoo ao Bis-GMA e TEGDMA e quando comparado a um compósito somente com Bis-GMA e TEGDMA possuiu menor grau de conversão, menor contração e menor resistência a flexão e módulo de elasticidade (HE *et al.*, 2015). A maioria desses monômeros possui a diminuição da contração relacionada à menor grau de conversão. Sendo assim a diminuição da contração está associado a diminuição de suas propriedades mecânicas.

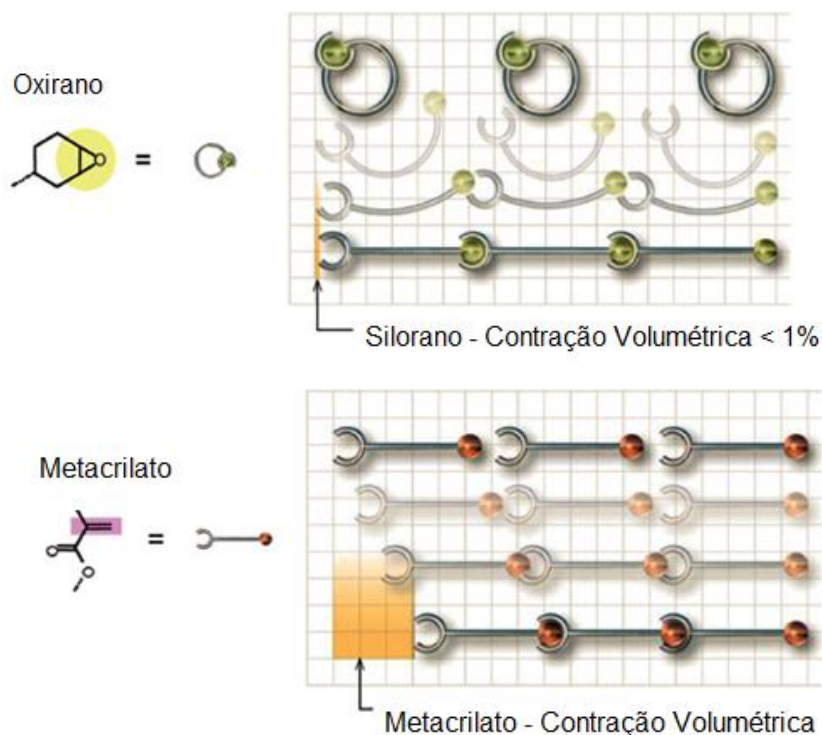


Figura 3. Comparação entre a reação de polimerização do silorano e do metacrilato (adaptado do Perfil Técnico – 3M).

Outro fato associado a composição que altera a contração é o tipo e a quantidade de carga. Quanto maior a quantidade de carga, menor a contração e maior o módulo de elasticidade do material (SOUZA *et al.*, 2009). Isto acontece visto que o que contrai é a matriz e não a carga. Então quanto mais carga, menos o volume relativo a matriz e menos contração volumétrica. Quanto maior a quantidade, mais rugosas e maiores forem as cargas, maior será a dificuldade de elas deslizarem entre si, diminuindo o escoamento e aumentando o módulo de elasticidade (FREEDMAN, 1999). Quanto maior a quantidade de carga, maior a dificuldade do monômero também se movimentar, assim acontece uma diminuição do grau de conversão e consequente diminuição da contração (KARABELA e SIDERIDOU, 2011).

WEIG (2004) também encontrou em seu trabalho valores menores de contração para compósitos com maior quantidade de carga. Porém, com maior quantidade de carga o material fica mais viscoso dificultando sua manipulação e assim é necessária a adição de monômeros de menor peso molecular que diminuem a viscosidade, mas aumentam o grau de conversão e, por conseguinte a contração.

Não só a quantidade de carga deve ser levada em consideração quando se avalia a contração e tensão de contração. Concordando com o descrito acima SATTERTHWAITE *et al.* (2010) relataram que partículas irregulares quando

comparadas a partículas esféricas e partículas com menor tamanho, mantendo o mesmo volume total de carga, levam a menor tensão de contração, provavelmente por possuírem maior área de superfície e, desta forma, restringirem o movimento da matriz.

O silano que une a carga a matriz pode interferir na contração. A redução do número de partículas silanizadas, aumenta o grau de conversão (FERRACANE *et al.*, 1998). Quando se utilizam partículas não silanizadas formam-se sítios de alívio de tensão em volta destas partículas, na interface carga matriz. Desta forma, é diminuída a tensão formada nas paredes da cavidade durante a contração de polimerização (CONDON e FERRACANE, 2002). Porém, é sabido que a utilização do silano é importante para que a matriz polimérica, que é mais flexível, possa transferir tensões para carga mais rígida (ANUSAVICE *et al.*, 2013).

Inibidores utilizados na formulação dos compósitos também podem diminuir a tensão de contração à medida que reduzem a velocidade inicial da reação, ainda na fase pré-gel, possibilitando o material escoar e diminuir assim a tensão de contração (BRAGA e FERRACANE, 2002).

Materiais com diferentes monômeros, fotoiniciadores e sistemas de partículas estão sendo desenvolvidos. Mas apesar dos avanços, a contração de polimerização, inerente a esse material, continua sendo um grande desafio e, por enquanto, impossível de ser evitada (BEATRICE, 2009).

2.2.2. ADESIVO DENTINÁRIO

Os compósitos odontológicos são unidos ao dente pelos adesivos dentinários. Essas substâncias não interferem diretamente na contração de polimerização, mas são responsáveis por manter o selamento marginal da cavidade suportando a tensão de contração que ocorre durante a polimerização dos compósitos e, evitando desse modo, que a restauração venha a falhar.

Os adesivos podem estar unidos ao esmalte e/ou à dentina. Como são tecidos diferentes, a adesão ocorre de forma diferenciada em cada um. O adesivo dentinário possui resistência adesiva maior ao esmalte que a dentina. Desta forma, falhas na adesão, resultando em microinfiltração, por exemplo, são mais comuns na dentina que no esmalte (RODRIGUES JUNIOR *et al.*, 2010).

Os adesivos são compostos basicamente por um ácido, monômeros resinosos, solventes orgânicos, iniciadores e inibidores, e às vezes, partículas de carga. (VAN LANDUYT, 2007).

Os sistemas adesivos são divididos em condicionador, *primer* e adesivo. Os condicionadores são substâncias ácidas. Os *primers* são soluções que contêm monômeros hidrofílicos (hidroxiethyl metacrilato – HEMA na maioria das vezes) dissolvidas em um solvente, que tratam a superfície dentinária atacada pelo ácido. Os adesivos (resinas fluidas) são monômeros que vão promover a retenção do sistema pela formação da camada híbrida (fibra colágena e monômero) e TAGs, que são prolongamentos de resina dentro dos túbulos dentinários (ANUSAVICE *et al.*, 2013).

O principal condicionador é o ácido fosfórico a 37%, mas podem ser utilizados também os ácidos maleico, nítrico ou cítrico. A função desses ácidos é limpar a superfície dentinária, removendo a camada de esfregaço e desmineralizando esta dentina superficialmente. Desta forma, são expostas as fibras colágenas e os túbulos dentinários, que tem no seu interior 70% de água. Criam, também pequenas descalcificações no esmalte deixando a superfície porosa (PASHELEY, 1997).

Após esse condicionamento ácido deve-se lavar a superfície condicionada para remover os resíduos resultantes deste ataque e, desta forma, facilitar o contato do monômero adesivo com as fibras colágenas (EICK *et al.*, 1997). Uma secagem ligeira deve ser feita na superfície condicionada e esta etapa, depende do solvente utilizado. Por exemplo, acetona que tem alta pressão de vapor não deve ser aplicada em dentina seca desmineralizada (EKAMBARAM *et al.*, 2015)

Essa superfície dentinária condicionada é impregnada pelos monômeros do *primer* diluídos em um solvente que pode ser água, álcool ou acetona, ou ainda uma combinação desses (GARCIA, 2010)

Os solventes possuem papel importante no sucesso da interface adesiva, pois transportam os monômeros para dentro da rede de fibras colágenas e dos túbulos dentinários (EICK, 1997; GARCIA 2010), penetram entre as fibras colágenas secas após o condicionamento, mantendo seu arcabouço (ABATE *et al.*, 2000) e, por serem voláteis, auxiliam na evaporação da água existente nas fibras colágenas e no interior dos túbulos (PERDIGÃO, 2001), água essa que pode ser prejudicial à adesão, (WANG *et al.*, 2007). A concentração do solvente também é necessária para manter a estabilidade e viscosidade da solução adesiva dentro do recipiente (YEVENES *et al.*, 2008; EMAMIEH *et al.*; 2014).

Os solventes são substâncias voláteis e dessa forma podem ter sua concentração alterada quando expostos ao meio ambiente (PERDIGÃO, 1999) ou ainda, devido a separação de fases dentro do recipiente durante a estocagem, já que os monômeros e os solventes possuem densidades diferentes e pode ocorrer deposição de uma das fases no fundo do recipiente (WANG *et al.* 2007). Desta forma, cada vez que o dentista utiliza o adesivo deve ter cuidado de fechar o recipiente

rapidamente. Porém, sabe-se que existe um tempo em que este recipiente permanece aberto favorecendo a evaporação. Para LIBORIO-LAGO e BEZERRA (2004) o tempo de abertura do recipiente em cada aplicação é de 15 segundos. Nos adesivos 80% da composição podem ser de solventes (EKAMBARAM *et al.*, 2015). Alterações na quantidade de solvente podem atrapalhar a penetração do adesivo e prejudicar a eficiência adesiva. (WANG *et al.* 2007).

O monômero mais utilizado no *primer* é o HEMA ele possui uma terminação hidrofílica com afinidade pela superfície dentinária e outra hidrofóbica com afinidade pelo monômero do adesivo (GORDAN *et al.*, 1997).

No adesivo ou resina fluida o monômero geralmente utilizado é o Bis-GMA, TEGDMA e UDMA (ANUSAVICE *et al.*, 2013) O adesivo penetra entre as fibras colágenas da dentina reage com o *primer* (HEMA) e cria uma camada híbrida (fibras colágenas associadas ao monômero) ou zona de interdifusão. Os monômeros penetram também nos túbulos formando os TAGS de resina. Desta forma, a camada híbrida junto com os TAGS são responsáveis pela retenção micromecânica do adesivo que se unirá ao compósito promovendo a retenção da restauração (VAN MEERBEEK, 2003; PEUMANS, 2005). Como esses monômeros a base de metacrilatos são sujeitos a absorção de água e posterior hidrólise devido ao seu grupamento éster, adesivos com metacrilamidas estão sendo desenvolvidos para substituir os metacrilatos por possuírem grupos amidas mais resistentes a água (VAN LINDUYT *et al.*, 2007).

O sucesso desta camada híbrida, e consequentemente da adesão, depende de vários fatores como tamanho da área condicionada, umidade da superfície da dentina, composição do adesivo e a penetração dos monômeros entre as fibras colágenas (EICK *et al.*, 1997).

Os adesivos podem ser divididos em convencionais e autocondicionantes.

Nos adesivos convencionais o ácido é aplicado, ocorre à lavagem, secagem e depois a aplicação do sistema adesivo com monômero. Nesse caso, o sistema adesivo pode ser dois passos (primeiro ácido e depois *primer* associado ao adesivo) ou três passos (ácido, depois o *primer* e a seguir adesivo – monômero). Já no autocondicionante o ácido (monômeros ácidos) se encontra associado ao sistema adesivo, os componentes são aplicados juntamente, não sendo necessário lavar, nem secar, diminuindo os erros que podem acontecer nessas etapas (TAY e PASHLEY, 2001). Os autocondicionantes podem ser em um passo (ácido, *primer* e adesivo juntamente em um único recipiente) ou dois passos (ácido mais *primer* e depois o adesivo) (VAN LADUYT *et al.*, 2007; EKAMBARAM *et al.*, 2015).

2.2.3 - FORMA DA CAVIDADE

Como o compósito será aderido ao dente, o formato da cavidade influi não diretamente na contração, mas na tensão produzida pela contração. De um modo geral, quanto menor for a área de superfície livre, não aderida, numa cavidade, menor será a capacidade do material liberar esta tensão e ela irá se concentrar nas superfícies aderidas, podendo promover a ruptura da união dente - compósito (BEATRICE, 2009; CARVALHO *et al.*, 1996)

Para avaliar este fenômeno FEILZER, DE GEE E DAVIDSON (1987), definiram o fator de configuração (fator C) como sendo a razão entre as superfícies aderidas e as superfícies livres. Quanto maior o fator C, maior o número de superfícies aderidas, maior a tensão e maior a probabilidade de falha da restauração sendo então ideal que as cavidades possuam um baixo fator C, que daria ao compósito maior possibilidade de aliviar as tensões de contração promovendo um bom selamento marginal.

Porém, nem só o fator C deve ser avaliado, mas o tamanho, formato e rigidez das paredes do dente após preparo também devem ser levados em consideração. As cúspides após preparo funcionam como vigas que se deformariam sob forças oclusais e sob a tensão da contração. O fundo da cavidade serve como apoio para parede do dente movimentar e a deflexão será proporcional ao comprimento da cúspide e inversamente à sua espessura (HOOD, 1991). CHUANG *et al.* (2011) verificaram, em seu trabalho, que a geometria da cúspide influenciou mais na deflexão da mesma, após a restauração com compósito, do que o fator C, e que a profundidade da cavidade influenciou mais do que a largura na deflexão das cúspides, concordando com os resultados de HOOD (1991). Quanto maior o tamanho da cavidade menor a influência da tensão na interface dente/restauração e quanto menor a estrutura dental hígida remanescente maior é o efeito da tensão sobre as paredes do dente (VERLUIJS *et al.*, 2004). LEE *et al.* (2007) avaliou a deflexão de cúspides em cavidades de tamanhos diferentes e concluiu que a deflexão de cúspides aumenta com o tamanho da cavidade e o fator C.

2. 2.4 - PROFUNDIDADE DE POLIMERIZAÇÃO

O ideal é que a polimerização aconteça de forma homogênea por todo o volume do material. Mas a potência de luz é gradativamente reduzida e espalhada à medida que penetra no compósito, diminuindo a quantidade de fótons que atinge as camadas mais profundas (EMAMI *et al.*, 2005), diminuindo assim a efetividade de polimerização entre a superfície e a base (TORRES *et al.*, 2008). Quanto maior a

profundidade, menor a polimerização, menores os valores das propriedades mecânicas e menor a quantidade de contração.

Algumas características dos compósitos afetam a transmissão da luz dificultando a formação de radicais livres e posterior polimerização. As diferenças entre o índice de refração dos monômeros da matriz e das partículas de carga inorgânica podem dificultar a transmissão da luz. Se essa diferença for grande dificulta a transmissão de luz, diminuindo a profundidade de polimerização (ANUSAVICE *et al.*, 2013). Partículas com tamanho metade do comprimento de onda da luz fotopolimerizadora promovem maior espalhamento da luz (FERRACANE *et al.*, 1986). Compósitos com maior fração volumétrica de carga possuem maior espalhamento de luz (EMAMI *et al.*, 2005) e compósitos de tonalidade mais escura e opaca aumentam o problema de reflexão e dispersão. Em ambos os casos deve-se reduzir a profundidade do compósito para uma adequada polimerização (NOORT, 2004).

TORRES *et al.* (2008) observaram em seu estudo uma diferença entre o topo e a base dos compósitos com 2mm de espessura dentro do recomendado pela ADA (American Dental Association), mas quando aqueceram o material a 54°C antes de confeccionar o corpo de prova, a diferença entre o topo e base desaparecia, mostrando que com um aumento da temperatura de pré-polimerização pode-se aumentar a profundidade de polimerização. Entretanto, deve-se ter cuidados com essa técnica, pois a polpa do dente é sensível ao calor. Aumentos de temperatura podem causar danos irreversíveis neste tecido. Mais será citado no tópico 2.2.8 sobre temperatura.

NOORT (2004) recomenda que a profundidade de polimerização deva ser no máximo de 2 mm e que cavidades maiores devem ser preenchidas pela técnica de inserção incremental. Esta técnica, além de diminuir a espessura do material colocado na cavidade facilitando a polimerização também diminui o fator C diminuindo a tensão de contração (CARVALHO *et al.*, 1996).

2.2.5 - APARELHO FOTOPOLIMERIZADOR

Os primeiros aparelhos fotopolimerizadores comercializados possuíam fonte de luz ultravioleta e, entre outros problemas, tinham capacidade de polimerizar apenas espessuras muito finas, além de causar danos à pele e à retina. Os aparelhos à base de luz halógena surgiram como alternativa para solucionar esses problemas (BUSATO, 2007).

O aparelho de luz halógena é formado por uma lâmpada de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH), filtro óptico, sistema de refrigeração e condutor de luz (MONTENEGRO *et al.*, 2003). O filamento da lâmpada fica protegido por uma cápsula de quartzo e, quando é submetido a altas temperaturas, produz uma luz com comprimento de onda na faixa de 300 nm até 800 nm, ou seja, com grande parte da emissão dentro da faixa do infravermelho, o que gera grande quantidade de calor (FRANCO e LOPES, 2003). A faixa de comprimento de onda necessária para ativar a canforoquinona é de 400 a 500 nm (SHAWKAT *et al.*, 2009). Assim, é necessária a colocação de um filtro para que só seja liberada luz nessa faixa de comprimento de onda. Quanto mais radiação emitida fora dessa região, mais calor pode ser gerado o que pode agredir a polpa dos dentes e tecidos moles (VILLAT *et al.*, 2008). A irradiância destes aparelhos pode variar de 400 mW/cm² a 3000mW/cm² (RUEGGERBERG, 2011).

Os componentes presentes no QTH podem falhar devido à alta temperatura gerada durante o funcionamento e a potência dos aparelhos pode diminuir sem que o operador perceba, assim estes aparelhos precisam de constante manutenção (MILLS *et al.*, 2002). Os bulbos de halogênio tem uma vida útil de 100 horas (DUNN E BUSH, 2002). Falha nos filtros pode gerar problemas nos olhos do operador e nos tecidos moles da cavidade oral do paciente (MONTENEGRO *et al.*, 2003).

Os aparelhos fotopolimerizadores tipo LED são relativamente novos no mercado. De acordo com RUEGGERBERG (2011), a tecnologia dos LEDs surgiu em meados de 1990, mas o primeiro aparelho comercializado foi o LUXoMAX (Akeda Dental S / A, Lystrup, Dinamarca) no final de 2000. Eles convertem a energia elétrica diretamente em luz por eletroluminescência. O LED normalmente empregado é o azul de nitreto de gálio, capaz de emitir luz na região entre 400 e 500 nm (MILLS *et al.*, 2002). Desta forma, não necessitam de filtros, (FILIPOV e VLADIMIROV, 2006) geram menos calor que o aparelho de luz halógena e necessitam de menos energia podendo funcionar com baterias e sem fio, o que facilita seu uso (ANUSAVICE, 2005). Como não possuem filtros nem ventiladores são mais leves e silenciosos e possuem uma manutenção facilitada. Tem maior longevidade que os aparelhos de luz halógena podendo chegar a uma vida útil de cerca de 10000 horas (REIS E LOGUERCIO, 2007).

Outra diferença importante entre estes dois aparelhos está no fato de que, nos aparelhos de luz halógena mais de 80% da energia luminosa está fora do intervalo necessário à polimerização, enquanto no LED 100% da luz emitida se encontram no espectro de ativação da canforoquinona. Desta forma, o LED pode trabalhar com

menor potência e promover grau de conversão semelhante ao obtido pela luz halógena com contração de polimerização inferior (TARLE *et al.*, 2006)

O aparelho de laser de argônio produz uma luz num comprimento de onda de 488 nm. Este feixe de luz possui um padrão coerente e colimado (feixe de luz não sofre divergência). Possui irradiância acima de 1000 mW/cm² (BUSATO, 2007).

As lâmpadas de arco de plasma usam um gás xenônio e dois eletrodos. Uma alta corrente elétrica é utilizada para produzir um arco de luz entre os dois eletrodos, através do gás xenônio ionizado, e formar um plasma, que é uma atmosfera ionizada altamente energética que produz uma energia radiante, a luz branca. A luz branca de alta potência é filtrada para que não libere radiação ultravioleta e só seja liberada a luz azul com comprimento de onda entre 400 e 500 nm (RUEGGERBERG, 2011).

Tanto o laser de argônio quanto o arco de plasma são fontes de luz mais intensas, necessitando de muito mais energia e, portanto, possuem custo mais elevado. Por estes motivos são muito menos utilizadas que a halógena e o LED. Além disso, possuem alta irradiância 2400mW/cm² promovem alta contração no compósito podendo levar à sensibilidade pós-operatória, fratura da estrutura dental e ruptura da união dente-restauração (ANUSAVICE *et al.*, 2013; JORGE *et al.*, 2008).

2.2.6 - DENSIDADE DE ENERGIA

A potência de luz gerada pelos aparelhos pode interferir na polimerização dos materiais resinosos. Esta potência de luz depende da quantidade de fótons emitidos. Quanto maior a potência, maior o número de fótons e maior a possibilidade de alcançar as moléculas fotoiniciadoras (FRANCO E LOPES, 2003; MUSANJE, 2002). Desta forma, quanto maior a potência, mais moléculas ativadas, maior o grau de conversão, melhores as propriedades mecânicas, porém também são maiores a contração de polimerização e a probabilidade de ocorrer microinfiltração (SOUZA *et al.*, 2009).

Como já visto anteriormente, existe diferença de potência entre os aparelhos fotopolimerizadores. Dependendo da fonte de luz (halógena, LED, arco de plasma ou laser), do tipo de aparelho e no caso dos LEDs do tamanho e numero de diodos, podemos ter maior ou menor potência (WEIG, 2004; SCHNEIDER *et al.*, 2008)

LORETTO *et al.* (2010) estudaram a contração de vários compósitos utilizando a mesma irradiância do aparelho fotopolimerizador em corpos de prova, mas com tempos de exposição diferentes, que variou de 20 até 80 segundos, seguindo a orientação do fabricante de cada compósito testado. Obtiveram valores diferentes e

sugeriram que o grau de conversão é mais influenciado pela relação da irradiância com o tempo de aplicação, do que somente a irradiância. SALLES *et al.* (2010) encontraram o mesmo resultado em seu trabalho. Desta forma, a densidade de energia (irradiância X tempo) se torna mais importante que somente a irradiância da luz ou o tempo de exposição (SAKAGUCHI e FERRACANE, 2001).

A densidade de energia durante a polimerização é a relação entre a irradiância do aparelho e o tempo da irradiação e pode interferir no grau de polimerização e nas propriedades mecânicas dos compósitos. Baixa densidade leva a propriedades mecânicas inferiores, pois a luz não consegue atravessar de forma eficiente todo compósito (UHL *et al.*, 2003; SOUZA *et al.*, 2009). REIS e LOGUERCIO (2007) afirmam que os fabricantes dos compósitos, ao invés de informarem o tempo necessário para polimerização, deveriam informar a densidade de energia, já que cada aparelho fotopolimerizador emite luz com uma determinada irradiância.

Porém, nem sempre os compósitos seguem a Lei de Reciprocidade descrita por Bunsen & Roscoe em 1854 (FINDLAY, 1948). Esta Lei serviu de base para que pesquisadores (EMAMI e SODERHOLM, 2003; MIYAZAKI *et al.*, 1996) descrevessem que se mantendo a densidade de energia independente da relação irradiância x tempo a polimerização seria a mesma. Ou seja, se aumentar a irradiância e diminuir o tempo ou se diminuir a irradiância e aumentar o tempo às propriedades seriam as mesmas. Porém, uma irradiância alta com menor tempo pode levar a menor grau de conversão e menores propriedades mecânicas, pois durante a reação de polimerização, radicais livres ficariam mais rapidamente presos entre as cadeias já formadas diminuindo assim o grau de polimerização e conseqüentemente suas propriedades mecânicas (LEPRINCE *et al.*, 2015; WYDRA *et al.*, 2014).

A densidade de energia mínima para cada compósito fica difícil de ser determinada devido a variação na composição e emissão dos espectros de diferentes fontes de luz (MUSANJE e DARVELL, 2002).

Parece existir um máximo de densidade que atuaria de forma eficiente nos compósitos. CALHEIROS (2003) verificou em sua pesquisa que, acima de 27 J/cm², o grau de conversão dos compósitos testados não teve aumento significativo. Relacionou isto ao fato de que, acima de determinado grau de polimerização, a rigidez do compósito não permite às moléculas do monômero a mobilidade necessária para continuar a polimerização. Mas observou também que os valores de tensão de contração aumentavam mais que o grau de conversão com densidade de energia elevada. Já KORAN E KURSCHNER (1998) verificaram que o aumento da densidade levou a um aumento nos valores de dureza na ativação de luz com até 17 J/cm², após o qual não houve alteração significativa nos valores de dureza. Segundo ANUSAVICE

et al. (2013) uma densidade de 16 J/cm² é necessária para se alcançar polimerização máxima.

2.2.7 - MODULAÇÃO DA LUZ

Os aparelhos fotopolimerizadores podem vir programados para alterar a modulação da luz. Alguns têm luz pulsátil. Em outros existe a possibilidade de se controlar a irradiância da luz ou ainda de se iniciar a polimerização com menor irradiância e depois ir aumentando com tempo (*soft-start*). A grande maioria, porém, apresenta luz com irradiância constante ou modo contínuo. Essas modulações foram introduzidas na técnica de polimerização com o intuito de diminuir a tensão de contração (DALLI'MAGRO et al., 2008).

Durante a polimerização a matriz polimérica dos compósitos forma uma rede de ligações cruzadas e passa por três estágios: fase pré-gel, polimerização (ponto de gel) e pós-gel. Na fase pré-gel, forma-se um material viscoelástico com baixo módulo de elasticidade que consegue se deformar através do deslizamento das cadeias poliméricas minimizando a tensão de contração. Na fase de polimerização (ponto de gel) são formadas macromoléculas com aumento irreversível do módulo de elasticidade. Na fase pós - gel, o material está rígido, sem mobilidade, não consegue relaxar gerando uma tensão nas interfaces do material/dente que pode levar à falha da restauração (DAVIDSON et al. 1997; DALLI'MAGRO et al., 2008). LEPRINCE (2013) relata que ocorrem duas mudanças macroscópicas de estado. A primeira, gelificação, onde o material passa de um líquido viscoso para um gel elástico e, na segunda chamada de vitrificação, ocorre um aumento do módulo de elasticidade e passagem de um estado borrachoso para vítreo. Segundo BOARO et al. (2010) na fase pós-gel, onde o material está vitrificado, acontece a maior tensão de contração embora só 17-32% da contração ocorra nesta fase.

SOUZA et al. (2009) também verificaram uma tensão de contração maior aos 10 minutos após a polimerização (fase pós-gel), do que aos 40 segundos, independente da composição do material e da fonte de luz polimerizadora utilizada. SAKAGUCHI (2004) verificou que a maior taxa da tensão de contração ocorria dentro dos primeiros 10 segundos de polimerização, com rápido aumento da tensão de contração e módulo de elasticidade.

No método *soft-start* a diminuição de irradiância no início pode prolongar a fase pré-gel permitindo maior tempo para as cadeias poliméricas se reorganizarem, gerando assim uma menor tensão de contração para o mesmo grau de conversão

quando comparado ao modo contínuo (CALHEIROS *et al.*, 2006; LIN *et al.* 2002; EL KORASHI, 2010, LOPES, 2003), onde a irradiância é maior já no início do processo levando a uma polimerização mais rápida, fazendo com que o material se torne rígido mais rapidamente aumentando a tensão (DAVIDSON e De GEE, 1984). Como o grau de conversão dos dois modos é o mesmo, no modo *soft-start* existe uma redução da tensão e manutenção das propriedades mecânicas (DALLI'MAGRO *et al.*, 2008).

Diferente dos outros resultados encontrados AWLIYA (2007) verificou em sua pesquisa uma dureza inferior quando o compósito foi polimerizado pelo modo *soft-start* quando comparado a polimerização convencional com luz halógena e LED. SALGADO (2008) também encontrou propriedades mecânicas inferiores com esse método. Obteve em seu trabalho valores de resistência a flexão inferiores para o *soft-start* quando comparado ao contínuo e relacionou este resultado ao fato de que, como o modo *soft-start* possui uma baixa irradiância no início, nem todas as moléculas de fotoiniciador são ativadas e ocorre a formação de polímeros com menor grau de reticulação.

PRICE *et al.* (2000) avaliaram a contração de polimerização e o módulo de elasticidade de compósitos polimerizados com irradiância contínua e com aumento de irradiância em etapas. Observaram que os dois métodos não foram capazes de alterar a contração de polimerização nem o módulo de elasticidade.

2.2.8 – TEMPERATURA

Devido à natureza exotérmica dos radicais livres dos monômeros de metacrilato, alterações de temperatura podem levar a expansão ou contração térmica. Assim quando a contração é medida, está-se avaliando a contração de polimerização acompanhada destas alterações térmicas (MUCCI *et al.*, 2009).

Quando a temperatura do compósito aumenta, mais energia é fornecida ao sistema, acelerando o processo de formação de radicais livres e iniciando a polimerização mais rapidamente (TORRES *et al.*, 2008). Ocorre também um aumento de volume livre e da mobilidade dos radicais favorecendo a polimerização e aumentando o grau de conversão e consequentemente a contração de polimerização (JACOMASSI, 2010; EL-KORASHI, 2010; FRIEDMAN, 2003). Segundo EL-KORASHI (2010) ocorre também um aumento da tensão de polimerização devido à aceleração da reação, que rapidamente atinge o ponto de gel, não havendo tempo para relaxação do material, o que resulta em acúmulo de tensão no compósito. Porém, JACOMASSI (2010) achou em seu trabalho dados contraditórios em relação à tensão de contração.

Relatou que o aumento da temperatura antes da polimerização promove uma diminuição da viscosidade, que leva a diminuição da tensão e melhora a adesão do material à cavidade e que, com o aumento da mobilidade e do volume livre, pode aumentar a possibilidade de que os radicais livres sejam adicionados à rede polimérica antes da vitrificação. Já SALGADO (2008) não encontrou diferença no grau de conversão, nem na resistência à flexão dos compósitos pré-aquecidos, mas observou uma melhor adaptação marginal neste caso e valores inferiores de dureza.

Um equipamento (Calset) foi desenvolvido pela companhia Addent para aquecer o compósito antes da polimerização. Ele aquece o compósito a diferentes temperaturas (37°C, 54°C e 68°C). AWLIYA (2007) e TORRES *et al.* (2008) utilizaram este dispositivo e encontraram valores de dureza superiores dos compósitos polimerizados acima da temperatura ambiente, indicando um possível aumento do grau de polimerização.

TORRES *et al.* (2008) relataram ainda que a temperatura de 5°C foi a que apresentou menor dureza. Sendo assim armazenar o compósito sob refrigeração a temperatura abaixo da ambiente, como recomendado por muitos fabricantes, pode induzir ao retardamento da reação levando a uma polimerização aquém do ideal.

VILLAT *et al.* (2008), ao analisarem a curva de contração de dois compósitos polimerizados com LED e luz halógena, observaram que esta curva se divide em três fases. Encontraram um pico de dilatação com duração de cinco segundos referente a expansão devido ao aquecimento provocado pelo aparelho fotopolimerizador. Depois, até 40 segundos, uma grande queda devido ao início da contração e após 40 segundos uma contração residual com menor irradiância. Verificaram também, maior aumento de temperatura nos compósitos expostos à luz halógena do que ao LED.

Como já discutido anteriormente, o aparelho de luz halógena produz comprimento de onda na faixa de 300 - 800 nm emitindo radiação infra-vermelha que leva ao aquecimento. Filtros são adicionados para diminuir essa emissão de calor (FRANCO e LOPES, 2003). Já o LED emite comprimento de onda entre 400 – 500nm, produzindo menos calor (MILLS *et al.*, 2002). Mas SCHNEIDER *et al.* (2008) quando compararam um aparelho de luz halógena com três aparelhos a base de LED verificaram que o aparelho de LED com maior irradiância promovia um aumento maior da temperatura, assim o aumento de temperatura nos compósitos não está relacionado somente à fonte de luz do aparelho

Este aumento de temperatura pode promover uma expansão inicial do compósito que diminui a contração de polimerização. WEIG (2004) verificou uma diferença de contração promovida por um aparelho de luz halógena e LED de mesma irradiância. Relacionou que a menor contração conseguida com o aparelho de luz

halógena pode estar relacionada com esta expansão inicial do material provocado pelo aumento de temperatura devido ao aparelho polimerizador. EL-KORASHY (2010) e VILLAT *et al.* (2008) também encontraram esta expansão inicial.

Deve-se verificar se o aumento da temperatura é benéfico ou não e qual a melhor forma de se aquecer o material: antes da polimerização ou utilizando aparelhos com maior geração de calor. Porém, uma preocupação em se aquecer o compósito na cavidade dental está no fato de que altas temperaturas podem agredir a polpa dental. Segundo HANNIG e BOTT (1999) a polpa não pode ter sua temperatura elevada em mais que 5,5°C para manter sua vitalidade. FRIEDMAN (2003) afirmou que a inserção do compósito aquecido à temperatura de 54,5°C aumenta somente 1,6°C na polpa, isto se houver somente 1 mm de dentina remanescente. Assim, dentro de uma temperatura limite não haveria prejuízo à polpa em se aumentar esta temperatura no início da polimerização.

2.2.9 - SORÇÃO DE ÁGUA

A sorção de água é uma propriedade inerente aos compósitos odontológicos e pode levar a uma expansão diminuindo os problemas gerados pela contração (DAVIDSON, FEILZER; 1997). Em contrapartida, pode promover a liberação de monômeros residuais e de produtos da degradação alterando a biocompatibilidade e causando poros no material. A água pode ainda romper a ligação entre o silano e a carga inorgânica, enfraquecendo o compósito (REIS e LOGUERCIO, 2007). Como o compósito está aderido ao dente a absorção pode levar a pressões internas que levariam à formação de trincas no interior do material e até mesmo da estrutura dentária (McCABE, 2003).

A imersão do compósito em água pode compensar a contração de polimerização. Isto pode estar relacionado à falha adesiva da união dente-compósito, à natureza viscoelástica do material, à hidrólise (degradação química dos polímeros) e efeito plastificante. Porém, se a união dente – compósito não resistir à contração de polimerização inicial, ocorrerão fendas ou falhas na interface que não serão restabelecidas e mesmo que o relaxamento ocorra e as tensões sejam reduzidas poderá ocorrer falha da restauração devido a microinfiltração (VERSLUIS *et al.*, 2011).

A absorção de água por um compósito é um processo lento. NOORT (2004) relata que de acordo com o coeficiente de difusão da água, uma amostra com espessura de 2mm pode levar 166 dias para alcançar o equilíbrio e portanto, não consegue impedir a ruptura na interface devido à contração instantânea durante a

polimerização. Além disso, a absorção pode trazer problemas para estabilidade de cor e propriedades mecânicas do compósito.

A sorção de água vai ter relação direta com a composição do material. Quanto maior a quantidade de matriz polimérica, maior a sorção e a expansão (CARVALHO *et al.*, 1996). A afinidade dos monômeros à água e a quantidade de grupos hidroxila influenciam a sorção. O TEGDMA absorve maior quantidade de água que o Bis-GMA e o UDMA (SIDEROU *et al.*, 2003). Os compósitos a base de silorano possuem menor absorção de água devido ao siloxano presente na sua matriz (WEINMANN *et al.*, 2005). O tipo do silano (que une a carga a matriz) e a presença de poros também são fatores que podem interferir na sorção (McCABE e RUSBY, 2003).

Alguns autores, como SOUZA *et al.* (2009), relatam que a tensão de contração é maior após 10 minutos de polimerização do que instantaneamente. Não existe consenso na literatura se a expansão devido ao processo de absorção de água durante a polimerização é efetivo para compensar a contração, uma vez que os tempos dos fenômenos são diferentes. Além deste fato, o dente restaurado presente na cavidade oral fica em contato direto com a saliva e o efeito da absorção de longo prazo, não só na contração, mas também nas propriedades mecânicas dos compósitos, deve ser avaliado.

2.2.10 - MÓDULO DE ELASTICIDADE

Não só a contração pode ser responsável pela formação de tensões, mas o módulo de elasticidade também. O módulo de elasticidade descreve a rigidez relativa de um material. Ele é definido pela razão entre tensão e deformação. Um compósito com maior módulo, precisa de maior tensão para se deformar (ABE *et al.*, 2001). Essa deformação pode ser plástica ou elástica.

O módulo de elasticidade é uma propriedade importante para caracterizar o material, já que suas características elásticas estão relacionadas às forças interatômicas ou intermoleculares. Quanto maior as forças de atração maior o módulo de elasticidade (SAKAGUCHI e POWERS, 2012).

O módulo de elasticidade do compósito vai influir na tensão de contração. Um compósito com maior módulo limita o escoamento da matriz durante a polimerização, o que pode gerar tensões na interface. Comparando dois materiais se um material possui maior módulo e menor contração pode vir a gerar mais tensão na interface até mesmo que outro material com menor módulo e maior contração. Assim somente a contração não é responsável pela falha das restaurações, mas a sua relação com o

módulo que pode promover uma tensão maior ou menor na interface (REIS e LOGUERCIO, 2007; KLEVERLAAN e FEILZER, 2005).

Assumindo que os compósitos possuem comportamento linear na relação entre contração (deformação) e módulo de elasticidade, é possível utilizar uma analogia com a Lei de Hook onde a tensão é diretamente proporcional ao módulo de elasticidade e a deformação (contração de polimerização) (SALLES *et al.*, 2010).

A composição do material pode interferir no módulo. Quanto maior a quantidade de carga, menor a contração, maior o módulo de elasticidade, porém, maior a tensão de contração, realçando a importância do módulo de elasticidade na tensão de contração do material (LEE *et al.*, 2007). Quando a quantidade de carga é aumentada, diminui-se a mobilidade, elevando o módulo de elasticidade (CONDON e FERRACANE, 2000). O tipo de carga, a inclusão de partículas pré-polimerizadas e a composição da matriz orgânica também interferem no módulo (KLEVERLAAN, FEILZER, 2005). BOARO *et al.* (2010) verificaram que mesmo compósitos de baixa contração, como os silorano, possuíam maior módulo e maior tensão, provavelmente devido a alta reticulação da sua rede e que para reduzir a tensão seria necessário um baixo módulo do material.

Para diminuir o problema de falha adesiva referente a materiais com alta contração e alta tensão, alguns autores têm sugerido o uso de compósitos chamados “*flow*”, que são materiais a base de Bis-GMA com menor quantidade de carga e assim, maior fluidez e menor módulo. (DAVIDSON, 1998; VIDAL *et al.*, 2002). Funcionam como um amortecedor de deformação, para compósitos com maior carga e maior módulo, absorvem a tensão de contração protegendo a interface adesiva (DAVIDSON, FEILZER, 2007).

A tensão de contração gerada não depende só das propriedades do material, mas também das propriedades mecânicas das estruturas do dente (VERSLUIS *et al.*, 2011). O módulo de elasticidade do dente vai interferir nos efeitos da tensão de contração. Dependendo do módulo da estrutura dental (esmalte e dentina), a mesma pode se deformar (deflexão das cúspides) durante a tensão ou se for mais rígida, não resistir e fraturar.

O módulo de elasticidade do esmalte é três vezes maior do que o da dentina mostrando que o esmalte é um tecido mais rígido e frágil que a dentina (ANUSAVICE, 2005). A dentina possui o módulo menor devido ao arranjo de suas fibras colágenas que se movimentam sob tensão servindo de amortecedor de deformação para que o esmalte, mais rígido, consiga resistir sem fraturar (HE *et al.*, 2006).

Com o avanço da odontologia menos dentes são extraídos e conseqüentemente um menor número de dentes humanos são disponibilizados para

pesquisa. O dente bovino vem sendo o mais utilizado como substituto aos humanos em pesquisas odontológicas (SANCHES *et al.*, 2009; LAMOSA, 2001; ARENDS *et al.*, 1989; TAGAMI *et al.*, 1990; SCHILKE *et al.*, 2000; NAKAMISHI *et al.*, 1983) Segundo TERUEL *et al.* (2015) os dentes bovinos são mais semelhantes aos dentes humanos que os ovinos e suínos. Entretanto, deve-se ter certeza que o dente bovino possui as mesmas características do dente humano para que possa substituí-los em todos os testes *in vitro* com segurança nos resultados.

Os valores de módulo de elasticidade dos compósitos e estrutura dental são, em geral, obtidos de testes de resistência à tração e à compressão. Mais recentemente, ensaios de microdureza instrumentada (IIT – *instrumented indentation test*) também vêm sendo utilizados (RODRIGUES, 2008). Como o dente tem tamanho com dimensões reduzidas o teste de microidentação se torna uma importante ferramenta para avaliação do módulo de elasticidade (CHIEN *et al.*, 2012)

Porém, outro fator importante é que se obtém a relação tensão-deformação através da penetração da ponta do indentador no material, permitindo avaliar regiões da ordem de microns e possibilitando escolher a região que se quer analisar. Assim, pode-se, por exemplo, avaliar o módulo da junção amelo-dentinária, fato este impossível de ser realizado em um ensaio de tração ou compressão (SAKAGUCHI e POWERS, 2012).

O teste de dureza relaciona a resistência do material à penetração de um indentador sob uma carga específica (DIETER, 1981). Existem vários testes de dureza dependendo da ponta do indentador e da carga aplicada. O teste de dureza Vickers é muito utilizado para análise da estrutura dental e compósitos (ANUSAVICE, 2005).

Para se obter os valores de dureza, uma carga (F) é aplicada ao indentador que penetra na superfície do material analisado (DIETER, 1981). Sendo assim os valores vão depender do material ensaiado, ponta do indentador e da força aplicada. A dureza Vickers pode ser utilizada em vários materiais e em uma larga escala de forças (BRITTO JUNIOR, 2004). Estes valores podem ser obtidos pela equação:

$$H_v = \frac{F}{A_s} \quad (1)$$

Onde:

F – força aplicada (N)

As – área de impressão residual (mm²)

A área de impressão residual (A_s) pode ser calculada pela diagonal média da ponta do indentador (d) :

$$A_s = \frac{d^2}{2 \cos 22^\circ} = \frac{d^2}{2 \sin 136^\circ / 2} = \frac{d^2}{1,854368} \quad (2)$$

Um aprimoramento nos testes de dureza surgiu quando os ensaios passaram a levar em consideração a força aplicada e a reação do material durante todo o processo de indentação. Esses ensaios ficaram conhecidos como dureza instrumentada e são muito utilizados para caracterizar os tecidos biológicos, pois levam em consideração a viscoelasticidade do material testado (OLESIK *et al.*, 2010). Além deste fato, este teste possui como vantagens por poder utilizar pequenas forças de até 1Kgf; dispensar o uso de meios óticos o que elimina o erro relacionado ao operador, possuir um controle das taxas de carregamento e descarregamento, manter a carga máxima por período de tempo definido pelo operador e possibilita a realização de ensaios sequenciais definindo-se antecipadamente o número de indentações bem como a posição do indentador (FRANCO JUNIOR, 2003).

No teste de dureza instrumentada pode-se medir a dureza Martens (HM_s) e a dureza da indentação (“Indentation Hardness” – H_{IT}).

A dureza Martens é obtida pela relação

$$HM_s = \frac{F}{A_s} = \frac{F}{K h_{\max}^2} \quad (3)$$

Onde :

K = fator geométrico – Vickers = 26,43

$h_{\max}$ – profundidade máxima de indentação

E a H_{IT} é medida através da relação

$$H_{IT} = \frac{F_{\max}}{24,5 \cdot h_c^2} \quad (4)$$

h_c – profundidade de contato

A diferença entre a dureza Martens e a “*Indentation Hardness*” é que a dureza Martens relaciona a força com a profundidade máxima de indentação durante o carregamento enquanto a dureza de Indentação seria a medida da resistência à deformação permanente dada pela relação entre a força e a profundidade de contato KOCH E SEIDLER (2009).

OLIVER E PHARR (1992) propuseram um método para obtenção dos valores de dureza e módulo de elasticidade baseado na interação entre o indentador e o material ensaiado analisando as curvas de carregamento e descarregamento. Os valores são obtidos levando em consideração a carga aplicada (P) e as profundidades de contato máxima e final, como mostra a Figura 4.

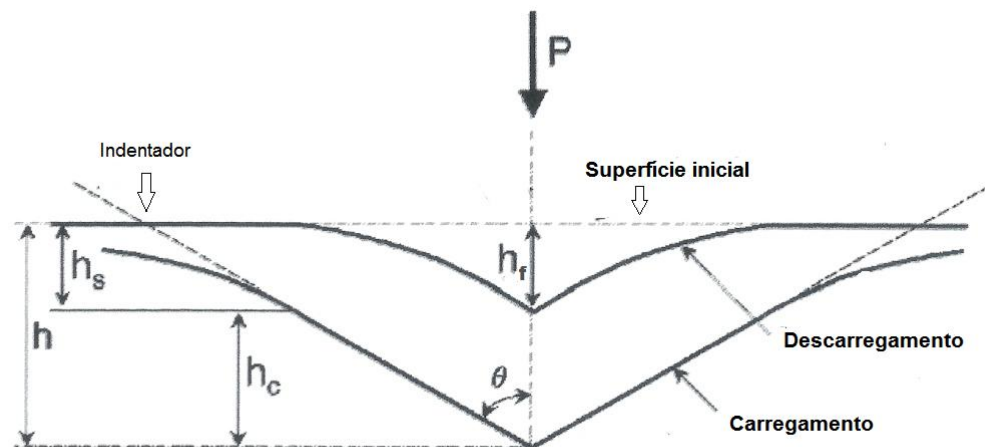


Figura 4. Esquema de aplicação de carga e curvas de carregamento e descarregamento produzidas durante um ensaio de dureza. (Adaptado de OLIVER e PHARR, 2004)

OLIVER E PHARR (2004) relataram que Doerner e Nix consideraram que a área de contato se mantém constante com a remoção do indentador e desta forma a curva de descarregamento seria linear. Experimentos têm mostrado que esta curva não é linear, mas segue uma lei de potência:

$$P = \alpha(hc)^m \quad (5)$$

Onde:

m e α são constantes

h_c = profundidade de contato

Para se obter o módulo de elasticidade neste método, as deformações sofridas pelo indentador e pelo material são levadas em consideração através do módulo de elasticidade reduzido:

$$E_r = \frac{S}{\beta \sqrt{A_p}} \quad (6)$$

Onde :

A_p = área projetada = $24,5 \cdot h_c^2$ para indentador Vickers

β = fator geométrico – 1,142 para indentador Vickers

S = rigidez de contato

O valor de S (rigidez de contato) pode ser obtido do coeficiente angular da reta de descarregamento conforme mostrado no gráfico da Figura 5 abaixo.

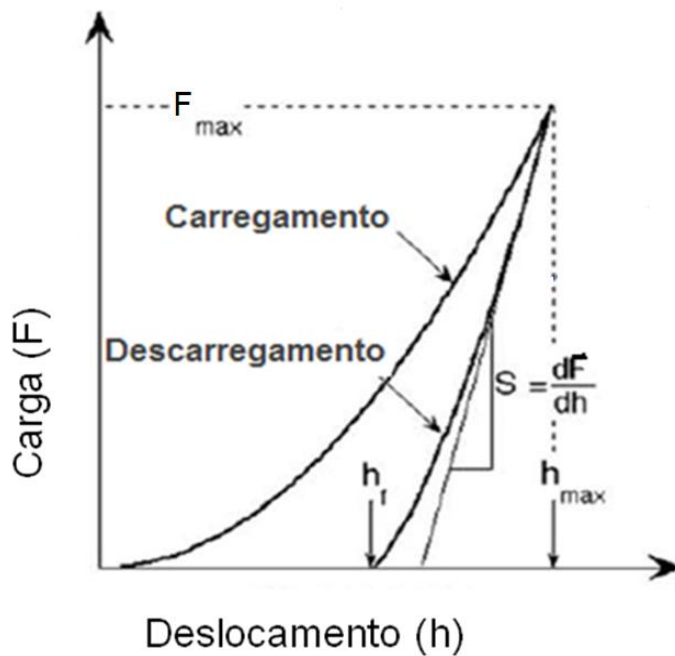


Figura 5. Gráfico esquemático de Força de endentação x deslocamento do indentador (Adaptado de OLIVER e PHARR, 2004)

Para se chegar ao módulo de elasticidade do material se utiliza a relação entre o módulo reduzido e o módulo de elasticidade que é dado por:

$$\frac{1}{E_r} = \frac{1 - \nu_i^2}{E_i} + \frac{1 - \nu^2}{E} \quad (7)$$

Onde:

E_r = módulo reduzido

E_i = módulo do penetrador (1,140 GPa)

E = módulo do material

ν_i = coeficiente de Poisson do penetrador (0,07)

ν = coeficiente de Poisson do material

Para se encontrar o valor de h_c utilizado nos cálculos de área projetada, dureza de indentação e módulo reduzido OLIVER e PHARR (2004) demonstram a seguinte equação:

$$h_c = h_{\max} - \varepsilon \frac{P_{\max}}{S} \quad \text{e ainda} \quad (8)$$

$$h_c = h_{\max} - h_s \quad \text{sendo que} \quad (9)$$

$$h_s = \varepsilon \frac{P_{\max}}{S} \quad (10)$$

A proposta de Oliver e Pharr vem sendo contestada, pois define h_c a partir da curva de descarregamento enquanto fisicamente isto é definido durante a aplicação da força. ZENG *et al.* (1996) propôs fazer o cálculo de h_c levando em consideração a profundidade máxima e de α (probabilidade ou não de formação de bordas e retração) o que levaria a dados mais realísticos. O cálculo é feito utilizando-se a seguinte equação:

$$h_c = \frac{h_{\max}}{\alpha^{1/2}} \quad (11)$$

2.3- MÉTODOS PARA AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

Vários métodos são descritos em literatura para avaliar a contração de polimerização. De acordo com MUCCI *et al.* (2009) a maioria deles pode ser dividida em dois grupos: os que quantificam a mudança de densidade e volume (dilatometria de mercúrio e picnometria) e os que fazem medidas lineares (linômetro, interferômetro, análise termomecânicas e análise ótica). Os métodos também podem ser divididos entre os que têm ou não algum contato físico com a amostra. Os métodos que entram

em contato com a amostra podem promover alguma tensão ou deformação levando a resultados errôneos (LI *et al.*, 2009). Como exemplo dos métodos que ficam em contato com o corpo de prova existe o dilatômetro, picnômetro, LVDT e *strain gage*.

A ADA propõe para análise da contração o dilatômetro de mercúrio, mesmo teste utilizado por VILLAT *et al.* (2008). Como já foi descrito, neste teste a amostra é colocada em um béquer contendo água destilada, ao qual é acoplado um recipiente capilar graduado contendo mercúrio. Qualquer alteração de volume na amostra analisada é medida através da movimentação do mercúrio. A preparação da amostra é enfadonha, compostos fluidos não podem ser medidos e existe a preocupação de contaminação ambiental devido ao uso do mercúrio (LEE *et al.* 2012). O mercurio pode também afetar a propagação de luz durante a polimerização (COOK *et al.*, 1999). REES e JACOBSEN (1989) substituíram o mercúrio do dilatômetro por água e citaram que existe a necessidade de controle rigoroso da temperatura ambiente e da água de imersão nesta técnica. Pequenas alterações de temperatura podem levar a erros significativos (LEE *et al.*, 2012).

COOK *et al.* (1999) citam ainda como desvantagem do dilatômetro o fato dos compósitos terem propensão a absorver líquidos o que poderia fornecer um resultado alterado. Propuseram como alternativa o uso de picnômetro a gás. A amostra é colocada no interior do equipamento para fazer a medição antes da polimerização, depois é removida polimerizada e colocada novamente no picnômetro para nova medida. Como a amostra precisa ser removida para ser polimerizada a grande desvantagem deste método está na dificuldade de se remover a amostra sem deformar outra fonte de erro pode ser a determinação da pressão do gás.

WEIG (2004) utilizou um LVDT (*linear variable displacement transducer*) para avaliar a contração de polimerização. O compósito foi colocado em um anel metálico sobre uma lâmina de vidro. Abaixo desta lâmina foi posicionado o aparelho fotopolimerizador e em cima do compósito foi colocada uma tira de poliéster sobre a qual ficou posicionado o LVDT, que registra os valores de contração durante a polimerização. As desvantagens deste processo é que são realizadas medidas lineares e o equipamento fica em contato com a amostra podendo deformá-la.

Extensômetros (*strain gauge*) têm sido utilizados para medir as alterações de volume dos compósitos (SAKAGUCHI *et al.*, 1997; LOPES , 2003; ROCHA, 2006). Possuem como vantagem o fato dos valores serem obtidos em tempo real possibilitando uma análise da cinética de polimerização, ser uma técnica simples e precisa, permitir a variação de formato da amostra. A desvantagem seria o fato do *strain gauge* ser sensível a alterações de temperatura do ambiente, não poder ser reaproveitado e ter que estar em contato com o material, sendo um sistema

relativamente caro (LOPES, 2003; ROCHA, 2006). LEE *et al.* (2012) relatou que a maioria dos medidores lineares de contração ficam em contato com o material afetando a geometria da amostra e alterando a direção de contração levando a resultados diferentes com uma mesma marca comercial de compósito. Relatou ainda que nos sensores de deslocamento, como é o caso do *strain gauge*, existe uma quantidade mínima de resistência mecânica que deve ser feita para deslocar o sensor, desta forma, o mesmo só consegue medir a contração pós-gel.

PABIS *et al.* (2012) desenvolveram um método para avaliar a tensão de contração onde um cilindro de compósito foi aderido a uma lamínula de vidro. A deflexão da lamínula devido à contração do compósito foi medida usando um microscópio ótico. Relataram que o método possui limitações devido ao fato da lamínula de vidro poder sofrer microtrincas (*cracks*) quando sob tensão e assim não fornecer resultados corretos quando quantidades maiores de resina forem utilizadas.

LORETTO *et al.* (2010) avaliou a contração utilizando microscópio eletrônico de varredura. Preencheu um anel metálico com 7 mm de diâmetro e 2mm de altura com compósitos. Observaram no microscópio eletrônico de varredura (MEV) as amostras após polimerização e mediu o espaço gerado entre o compósito e o anel. Esta técnica mede somente a contração final e como o compósito está em contato direto com a parede do anel metálico, a contração vai sofrer influência do atrito entre o mesmo e o anel.

Técnicas de réplica onde o corpo de prova é moldado antes e depois de polimerização, para medidas de comparação e avaliação da contração não são precisas devido a alterações dimensionais dos materiais envolvidos no processo (REES *et al.*, 2004).

Os ensaios mecânicos através da máquina de ensaios universal, também são utilizados para avaliar a contração, mas são medidas feitas indiretamente onde não se pode avaliar a tensão promovida no preparo cavitário e apresentam grandes variações o que torna difícil a comparação entre os resultados apresentados na literatura (BASEGGIO, 2011).

SAKAGUCHI e POWERS (2012) descreveram o teste MARC (Managing Accurate Resin Curing). Este teste utiliza um anel de vidro de 5 mm de diâmetro por 2mm de altura. O vidro é condicionado com ácido hidrófluorídrico, depois um primer cerâmico e por fim uma camada de resina fluida sem carga é aplicada. O anel é então preenchido pelo compósito e o mesmo polimerizado. Após o ataque ácido o anel tem seu volume e densidade medidos e após a polimerização do compósito essas medidas são refeitas. Assim a contração é medida avaliando-se a diferença entre as medidas de volume e densidade do anel vazio e preenchido com o compósito polimerizado.

MONTEIRO *et al.* (2011) avaliaram três métodos de contração de polimerização. Tomografia de Coerência Ótica (OCT) é baseado em um interferômetro de Michelson, é um método não invasivo, sem contato com a amostra que utiliza a luz para obter as imagens para medição da contração. O feixe de luz produzido é dividido em dois, um vai para a amostra e outro para o espelho de referência. A combinação dessas duas radiações forma padrões de interferência que são detectados e transformados em imagem bidimensional. É adquirida uma imagem do compósito antes de polimerizar e outra após a polimerização. Como desvantagem, utilizando OCT só é possível analisar medidas de contração linear baseado nas alterações de espessura do material. Outro método utilizado por MONTEIRO *et al.* (2011) foi o CMM (*coordinate measuring machines*), um equipamento de medição através de coordenadas. Os pontos cartesianos (x,y,z) são marcados em um material sobre uma superfície sólida. O equipamento é composto por uma mesa fixa e três partes móveis que se deslocam sobre a amostra, fornecendo as coordenadas em três planos. A relação entre os eixos permite localizar um ponto em qualquer plano. Pontos são marcados no molde onde o compósito é polimerizado e no compósito após a polimerização. Esses valores são então tratados matematicamente em um sistema informatizado para fornecer as medidas de qualquer ponto com grande precisão. A diferença entre o volume do molde e do compósito polimerizado nos fornece a porcentagem de contração. Assim, esse método só é capaz de medir a contração pós-gel através de variações na altura e largura do compósito. O princípio de Arquimedes foi mais um método utilizado pelos autores e se baseia na flutuabilidade de um corpo em um fluido, medindo a alteração de volume através das mudanças na densidade. Nesse teste falhas no interior do compósito e bolhas de ar na superfície podem atrapalhar a medição. MONTEIRO *et al.* (2011) relataram também que todos os métodos possuem suas vantagens e desvantagens e que grandes variações nos resultados foram encontrados entre os três métodos propostos.

O método de Correlação de Imagem Digital (DIC) também tem sido utilizado para avaliação da contração. Este método capta uma imagem marcada com pontos de referência antes da deformação e outra depois de deformada usando uma ou duas câmeras. As imagens são armazenadas em um computador para comparação e análise. Este método apresenta resultados mais precisos que o LVDT e o *strain-gage*, pois estes últimos medem um ponto único enquanto o DIC faz uma análise através de várias marcações, porém é uma técnica cara e trabalhosa. Além disso, as imagens não são captadas durante a fotopolimerização, pois a luz do aparelho fotopolimerizador atrapalha as condições de iluminação necessárias ao método (MARTINSEN *et al.*, 2013; CHUANG *et al.* 2011; LI *et al.*, 2013). LAU *et al.* (2015)

associou um obturador externo a câmera, sincronizado ao obturador interno para bloquear temporariamente a luz do fotopolimerizador e permitir medidas durante a fotopolimerização.

TIBA *et al.* (2005) também utilizaram um equipamento para captura de imagem (Accuvol) que utiliza uma câmera CCD. Neste equipamento uma pequena quantidade de compósito é colocada em um pequeno pedestal de Teflon e ocorre a captura da imagem e a realização das medidas da alteração de volume do compósito através do equipamento durante o processo de polimerização. Como desvantagem deste processo está o fato do equipamento ser muito caro e a quantidade de material utilizado (aproximadamente 10 μ l) ser muito pequena o que dificulta o processo.

O método de elementos finitos é um método numérico que tem sido muito utilizado em odontologia. O material (dente/compósito) é dividido em áreas que são interligados por pontos ou nós e esse método permite avaliar a tensão e deformação em cada nó, mostrando o comportamento mecânico do dente/ compósito em detalhe (AUSIELLO *et al.*, 2002).O método permite que a amostra analisada tenha qualquer forma geométrica, carregamento e condições de contorno (BORGES, 2005) Este método deve ter seu modelo numérico validado por testes físicos ou outros métodos, deve-se entender do material analisado e dos conceitos utilizados e muito cuidado deve se ter na avaliação dos dados da simulação para não se levar a resultados errôneos. Além disso, as propriedades do material como módulo de elasticidade e coeficiente de poisson são fornecidos ao sistema, às vezes hipoteticamente, o que leva a grande variação de resultados entre os estudos (KINOMOTO e TORII,1998; SAKAGUCHI e POWERS, 2012).

CAMPOS *et al.* (2014) avaliaram a contração através da deformação dos dentes restaurados utilizando ESPI (Interferometria Eletrônica Speckle) e HD (Holografia Digital). Ambos os métodos fazem a análise sem contato o ESPI registra a deformação superficial de um objeto e o HD reconstrói numericamente essa deformação.

Alguns métodos para avaliação da contração avaliam o compósito sem levar em consideração sua relação com o dente, como exemplo temos picnômetro, dilatômetro, Accuvol. O LVDT e os sensores como strain gage já foram utilizados tanto para avaliar a contração de um corpo de prova feito somente de compósito e também da sua relação com o dente através da análise da deflexão de cúspides. Alguns métodos óticos, ESPI e HD, elementos finitos também foram utilizados para avaliar a deflexão de cúspides. Vários outros métodos são propostos em literatura todos com suas vantagens e desvantagens.

3 – METODOLOGIA

3.1. TÉCNICA DE AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

A metodologia desse trabalho foi desenvolvida para se avaliar a contração de polimerização de dois compósitos poliméricos comerciais aderidos ao dente, medindo-se a deflexão de cúspides, utilizando-se um vídeo extensômetro (AVE do inglês *Advanced Video Extensometer* - Instron). Para se completar a análise testes foram realizados nos dentes (propriedades mecânicas), compósitos (propriedades mecânicas, TGA, ressonância magnética nuclear), adesivos (TGA) e aparelhos fotopolimerizadores (medida de potência e irradiância) (Figura 6).

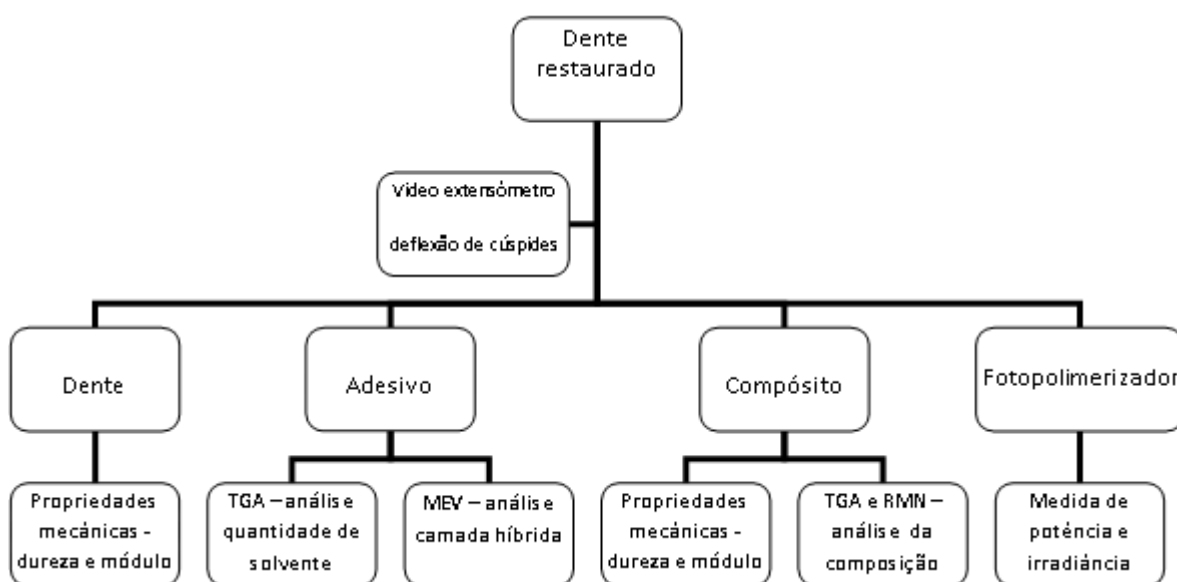


Figura 6-Esquema dos ensaios realizados nesta tese e seus principais objetivos

Nesta pesquisa foram utilizados 40 pré-molares humanos cedidos pelo Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Fluminense, autorizado pelo comitê de ética da Universidade Federal do Rio de Janeiro (processo nº 27/2011) e 40 dentes bovinos. Todos os dentes foram limpos, esterilizados em autoclave (HUMEL (2007); DeWALD, 1997; CASTANHO (2010), ANVISA, 2006) e foram mantidos imersos em água destilada, sob refrigeração, até o momento do uso. Nenhuma substância conservante foi utilizada para evitar interferência no conteúdo de proteína da dentina e, conseqüentemente, no processo de adesão (REES, 2004).

Os dentes humanos tiveram suas raízes diminuídas até o tamanho de aproximadamente 10 mm. A face mesial do dente foi planificada, para que toda a superfície do corpo de prova ficasse plana e perpendicular ao feixe de luz proveniente do sistema AVE, como será explicado posteriormente.

Com o auxílio de uma broca 4103 foram realizadas cavidades mesio-ocluso-distal (MOD), medindo 4 mm de altura por 3 mm de largura por 7 mm de profundidade (Fig.7). Foram escolhidos dentes que médiam 9 mm de diâmetro, em média, no equador do dente (maior circunferência da coroa do dente), para que a quantidade de estrutura dental remanescente e de compósito fosse similar.

Foram analisados também 40 dentes bovinos. Esses dentes também foram limpos, tiveram suas raízes cortadas e cavidades foram preparadas no tamanho de 8 mm de altura por 3,5mm de largura e 3mm de profundidade (Fig. 7). Esse tamanho de cavidade foi determinado para que tanto o dente humano quanto o bovino tivessem o mesmo volume de compósito, diminuindo assim as variáveis do presente estudo.

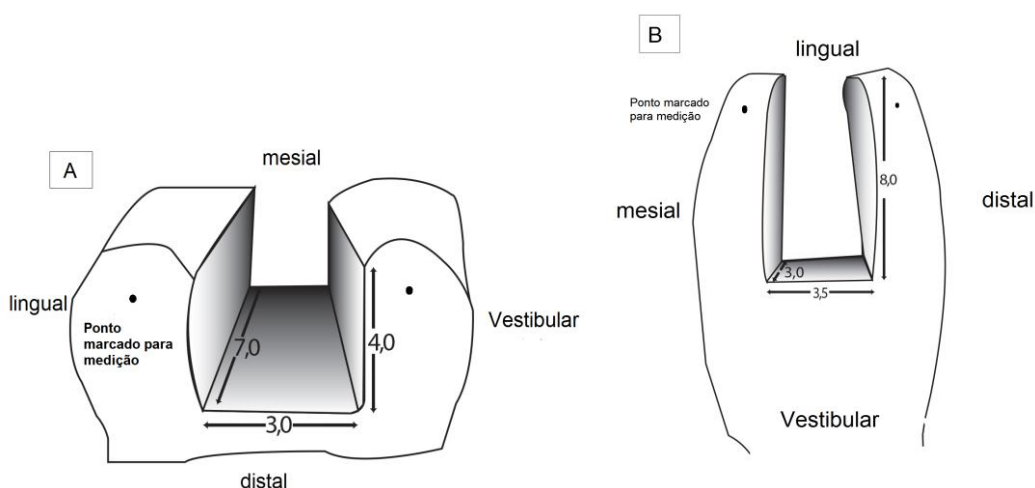


Figura 7. Esquema dos dentes com as cavidades preparadas e pontos marcados para medir a deflexão de cúspides. (A) dente humano e (B) dente bovino.

As cavidades sofreram condicionamento com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos. Depois foram lavados em água corrente por mais 20 segundos e secos com papel absorvente para que a parede dentinária não fosse ressecada. Foi então pincelado o adesivo (Single-bond, 3M do Brasil) e esperados 10 segundos, pincelado uma nova camada e depois polimerizado por 20 segundos seguindo a orientação do fabricante.

Os oitenta dentes (humanos e bovinos) utilizados, foram divididos metade restaurado com compósito nanoparticulado (Z350 XT - 3M do Brasil) e a outra metade

com nanohíbrido (Evolux – Dentsply) ambos na cor A3. Os compósitos foram polimerizados com dois aparelhos diferentes metade dos corpos de prova pelo LD Max com 420 mW/cm^2 e a outra pelo Optilight Max com 680 mW/cm^2 (Gnatus do Brasil) que passaram a ser nomeados respectivamente LED 420 e LED 680. Os corpos de prova ficaram divididos em grupos com dentes humanos ou bovinos, restaurados com compósito nanohíbrido ou nanoparticulado e fotopolimerizados com LED 420 ou 680 como mostra o esquema da Figura 8.

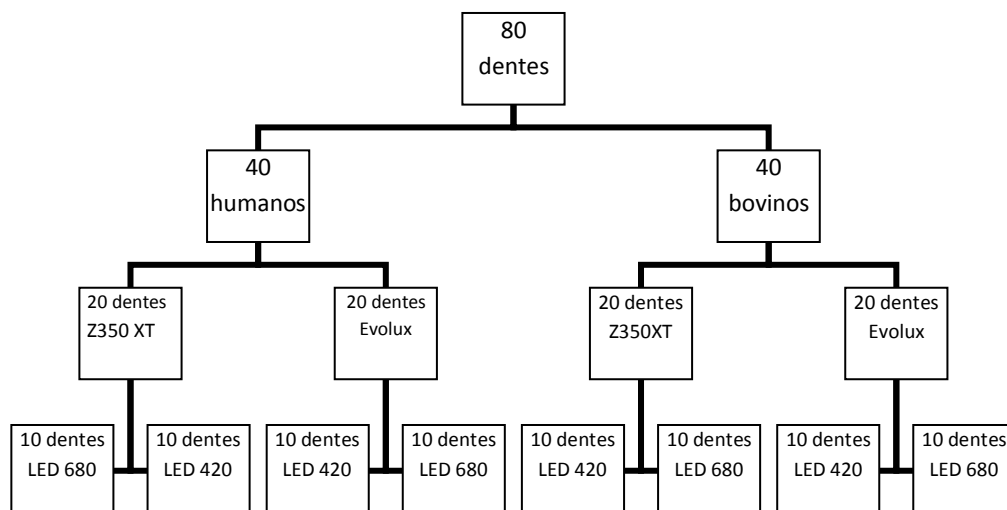


Figura 8. Esquema dos grupos de dentes utilizados nesta tese para teste de deflexão de cúspides.

Os dentes foram fixados a uma base de resina acrílica (15 mm x 15 mm) com uma haste medindo aproximadamente 30 mm x 5mm, como mostrado na Figura 9.

Para que o extensômetro (AVE) pudesse realizar as medidas de deflexão das cúspides os dentes foram marcados com um ponto, 1,5 mm abaixo de cada cúspide (Figura 7) utilizando caneta marcadora (Edding 751). Foram então presos na máquina universal de ensaios Instron modelo 5582 onde está acoplado o extensômetro. Os compósitos foram colocados na cavidade em um único incremento e polimerizados por 90 segundos. A colocação em um único incremento na cavidade foi feita para facilitar o processo e, na literatura, alguns autores como REES *et al.* (2004) e LOGUERCIO (2004), não encontraram diferença na contração quando a cavidade era restaurada pela técnica incremental ou por incremento único.

Os aparelhos fotopolimerizadores foram fixados a uma haste metálica para evitar movimentação durante a polimerização (Fig 10). O AVE mede a distância entre os centros das marcações colocadas nos dentes durante todo o processo de polimerização e o software Bluehill registra a distância entre os pontos com o tempo.

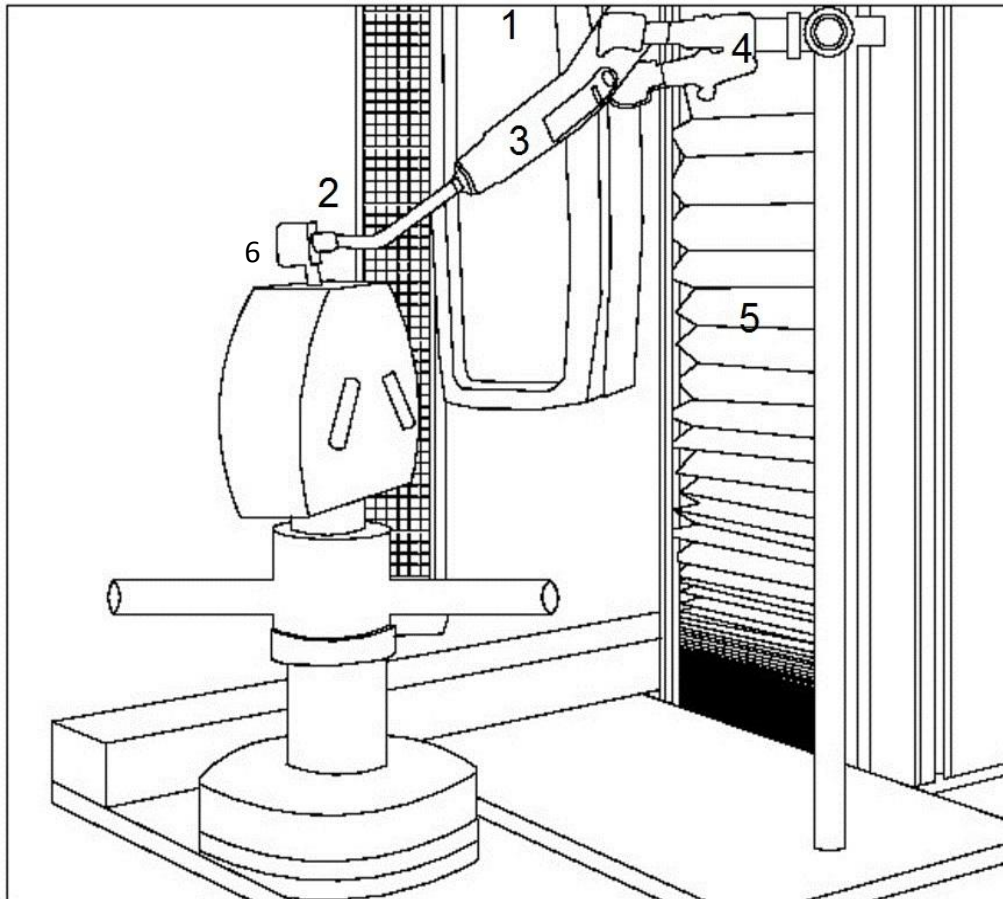


Figura 9. Esquema da montagem do experimento para medição da contração: 1- vídeo extensômetro, 2 - dente, 3 - fotopolimerizador, 4 - haste de fixação, 5 – Máquina de ensaios Instron, 6 – base de resina acrílica

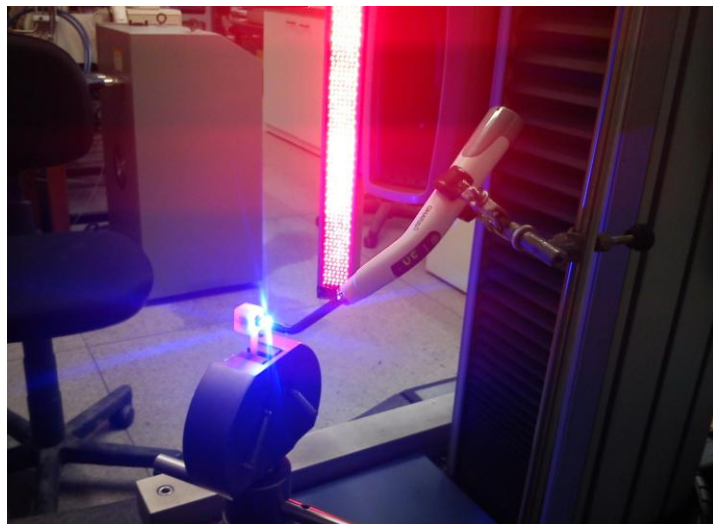


Figura 10. Aparelho fotopolimerizador ligado durante a medição da deflexão de cúspide do dente com video extensômetro.

3.2 CARACTERIZAÇÃO DOS MATERIAIS

3.2.1 ANÁLISE TERMOGRAVIMÉTRICA

Compósitos

A análise de termogravimetria (TGA) foi realizada para verificar a quantidade de carga nos compósitos (SIDEROU *et al.*, 2011). Este teste avalia a perda de massa em função do aumento da temperatura, com o aumento da temperatura ocorre a degradação térmica da matriz e pode-se observar a quantidade de carga.

Foram levados ao equipamento TA Instruments TGA Q50 V 20.10, quatro mg de cada compósito onde foram aquecidos até 800°C, sob uma razão de aquecimento de 10°C/min em atmosfera de nitrogênio (120mL.min⁻¹).

Adesivo Dentinário

Durante a realização dos testes de deflexão de cúspides foram utilizados cinco recipientes de adesivo. Para avaliar a perda de solvente no adesivo dentinário durante seu uso foi realizado TGA. Os cinco recipientes foram levados para análise termogravimétrica (TA instruments 2050), foram utilizados 4mg antes do primeiro uso e 4 mg quando o recipiente estava no final. A análise foi feita com varredura de 0 até 800°C a taxa de 10°C/ minuto em atmosfera de nitrogênio (120mL.min⁻¹).

3.2.2 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

A ressonância magnética foi realizada nos dois compósitos para avaliar a diferença entre os monômeros que constituíam cada matriz.

A análise da ressonância magnética nuclear de próton de hidrogênio foi realizada em um equipamento Varian Mercury 300. A amostra dos compósitos foi dissolvida em cloroformio deuterado a 2% e analisada a 25°C e 300MHz. O cálculo da porção orgânica de cada compósito foi estabelecido para cada monômero que constituía a sua matriz polimérica utilizando a área de pico de cada deslocamento químico selecionada e multiplicando pela sua massa molar.

3.2.3 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS COMPÓSITOS

Após a análise da deflexão de cúspides os dentes foram cortados no sentido vestibulo–lingual e incluídos em uma base circular de resina acrílica. Depois foi realizado polimento feito em uma politriz industrial Prazis APL com lixas de granulação 600, 1200 e 2400 da marca 3M e, em sequência, em pano de polimento com solução de alumina de 1 μ m.

Para analisar a dureza e o módulo de elasticidade foi realizado o teste de dureza instrumentada no equipamento Micro Hardness Tester, CSM Instruments. Foram realizadas quatro indentações em cada amostra, no topo das restaurações (superfície em contato direto com a luz) e no fundo das mesmas. Os locais determinados para cada indentação foram escolhidos utilizando-se um microscópio acoplado ao equipamento. A ponta do indentador utilizada foi a Vickers e os parâmetros foram: força de contato 10 mN; velocidade de aproximação 8000nm/min; carga máxima 500mN; taxa de carregamento 1000mN/min; tempo de penetração do indentador 35 segundos. Após os ensaios o equipamento calcula as curvas de carregamento e descarregamento e os valores de dureza e módulo de elasticidade do material através das fórmulas citadas no item 2.2.10.

Além da medida de dureza e módulo de elasticidade dos compósitos nas restaurações dentárias, corpos de prova do compósito polimerizado em um molde de elastômero foram confeccionados, para comparar a profundidade de polimerização entre o material polimerizado no dente e no molde de elastômero. Este molde mede 3 mm x 3 mm x 4 mm de profundidade. Os moldes foram preenchidos com os compósitos, que, por sua vez, foram cobertos por uma tira de poliéster transparente e polimerizados durante 90 segundos. Foram confeccionados 80 corpos de prova. Esses corpos de prova foram divididos em dois grupos de 40. Em um grupo os corpos de prova foram confeccionados com compósito nanoparticulado e outro com nanohíbrido, que foram mais uma vez divididos em grupos de 20 corpos de prova, um grupo polimerizado pelo LED 420 e outro pelo LED 680. Os corpos de prova foram incluídos em uma base circular de resina acrílica. A posição em que os corpos de prova do compósito foram incluídos na resina acrílica foi determinada de acordo com a área em que se queria fazer as marcações da dureza. Metade, dos corpos de prova, foi cortada ao meio e se deixou a mostra na superfície da resina acrílica a face do compósito que estava em contato com a luz (compósito topo) e a superfície oposta a colocação da luz (compósito fundo). Na outra metade foi feito um corte transversal no compósito e essa

face ficou exposta, nela foram realizadas medidas próximas a superfície em contato com a luz e próxima a superfície oposta (Figura 12). Depois foi realizado polimento criterioso em uma politriz industrial Prazis APL com lixas, 600, 1200 e 2400 da marca 3M em sequência e pano de polimento com solução de alumina de 1 μ m.

Os corpos de prova foram fixados ao microdurômetro para avaliação da dureza e módulo de elasticidade. Foram realizadas quatro indentações no corpo de prova topo e quatro no corpo de prova fundo, no corpo de prova que expunha a lateral do compósito foram realizadas quatro indentações nas duas regiões (próxima a que ficou em contato direto com a luz - topo e a próxima a superfície oposta - fundo) (Figura 11). Os parâmetros do teste foram os mesmos utilizados para avaliar a dureza e o módulo dos compósitos no dente.

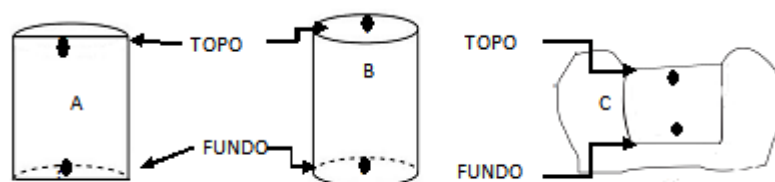


Figura 11. Esquema de marcação do teste de dureza. (A) Corte transversal no corpo de prova do compósito, (B) corpo de prova do compósito, (C) corte transversal do dente restaurado com compósito

3.3 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS DENTES

Ensaio de microdureza instrumentada também foram realizados em dez dentes para avaliação de suas propriedades mecânicas (dureza e módulo de elasticidade). Os corpos de prova utilizados nessas medidas foram os mesmos para avaliação dos compósitos. A escolha do local destas indentações (topo da cúspide no esmalte e abaixo da junção amelo-dentinária na dentina – Fig 12) foi feita utilizando-se a opção matriz visual que permite escolher e fixar o local a ser indentado previamente utilizando-se o microscópio ótico acoplado ao equipamento. Os parâmetros utilizados serão os mesmos do ensaio de microdureza para os compósitos já descritos acima.

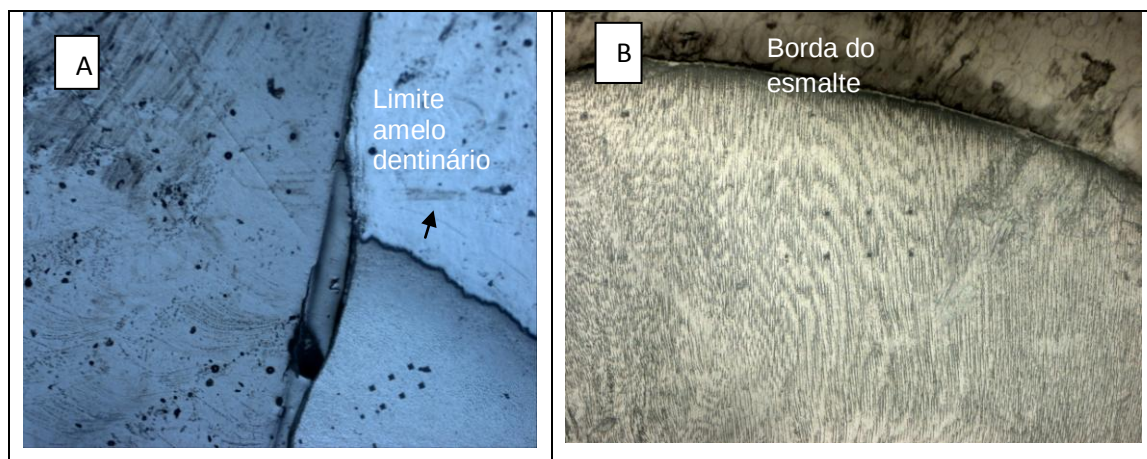


Figura 12. Localização das endentações feitas nos dentes. A – abaixo do limite amelo-dentinário – dentina, B- abaixo da borda do esmalte – esmalte.

Após esse período os dentes foram cortados, metalizados com ouro e colados a uma placa metálica com cola de prata, para estabelecer o contato elétrico e permitir a visualização das superfícies no Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV - Jeol JSM –6460LV), para observação de suas estruturas e interfaces.

3.4 IRRRADIÂNCIA E POTÊNCIA DOS APARELHOS FOTOPOLIMERIZADORES

A potência dos aparelhos foi medida com o auxílio de um sensor calibrado (Absolute Spectral Response, Standart Solar Cell Ser. No. 00086; Centralab Semiconductor) ligado a um multímetro (Tektronix DM250) que média esta potência em mA (Figura 13) que era convertido em mW através de uma curva de calibração. Depois essa potência era dividida pela área da ponta ativa do fotopolimerizador fornecendo a irradiância média.

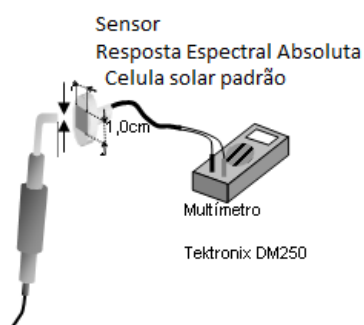


Figura 13. Esquema medição da potência do fotopolimerizador utilizando o sensor e o multímetro

Foram realizadas também medidas de potência do aparelho no fundo da cavidade preparada e no fundo do molde de elastômero para verificar se existia diferente perda de potência no fundo das cavidades preenchidas pelo compósito. Uma fibra ótica (0,9 mm de diâmetro) foi fixada no fundo das duas cavidades que posteriormente foram preenchidas pelo compósito. A fibra ótica foi colocada em contato com o medidor de potencia otica (Newport Power meter – modelo 2931 C) para realização das medidas (Figura 14).

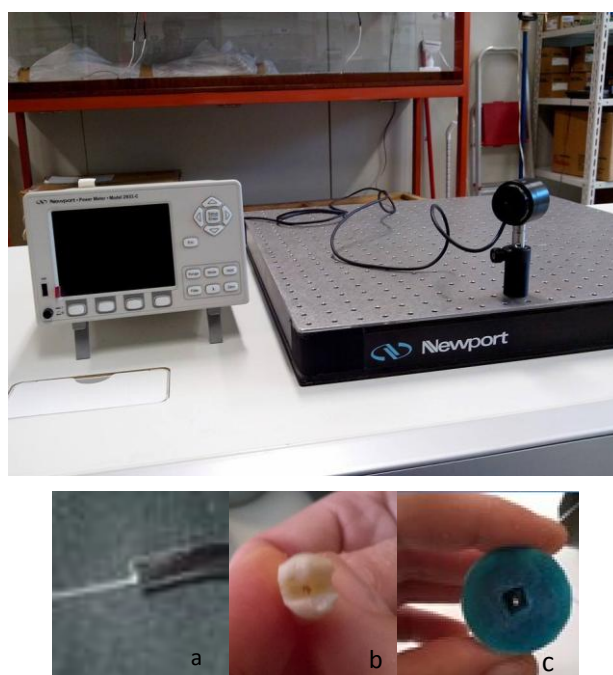


Figura 14. Medidor de potência ótica Newport – modelo 2931 C. Lugares de medição da potência (a) ponta do fotopolimerizador, (b) fundo da cavidade dentária e (c) fundo do molde de elastômero.

4-RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

O valor medido para a contração de polimerização em compósitos dentais é muito dependente da técnica experimental utilizada. A metodologia ideal deveria não interferir, de forma alguma, com o processo de polimerização e ser capaz de avaliar o mesmo desde o início, quando se liga o aparelho fotopolimerizador, até a polimerização se estabilizar. Mas, como já foi dito, as metodologias descritas em literatura possuem desvantagens tais como: não avaliar o processo de polimerização como um todo, mas apenas o estado inicial e final; medir só a fase pós-gel; ficar em contato com a amostra; sofrer influência da temperatura e do meio ambiente, interferir ou sofrer interferência da luz da fotopolimerização durante a análise, ser muito trabalhosa. A introdução de qualquer técnica que tente evitar alguns desses inconvenientes citados seria útil.

Dentre essas técnicas algumas avaliam somente o compósito, sem o efeito do dente na polimerização do mesmo e possuem como principal limitação o fato do compósito sempre ficar em contato com alguma superfície durante o teste o que pode levar a erros. Outras técnicas avaliam o conjunto dente-compósito através da deflexão das cúspides do dente, sendo uma abordagem mais realista, pois leva em consideração o efeito do adesivo dentinário e das paredes do dente.

Como a movimentação das cúspides dos dentes está diretamente relacionada à tensão promovida pela contração dos compósitos aderidos às suas paredes (LEE *et al.* 2006), vários autores (REES *et al.*, 2004; SULIMAN *et al.*, 1994;, 2011; PALIN *et al.*, 2005) utilizaram a deflexão de cúspides para avaliar a tensão e a contração de polimerização.

Neste estudo, um método alternativo foi proposto para avaliar a contração medindo-se a deflexão de cúspides, usando um sistema avançado de extensometria ótica (AVE). Esta técnica não demanda contato com a amostra e permite a aquisição contínua do deslocamento relativo entre dois pontos marcados nas paredes do dente em função do tempo. Essa avaliação pode ser feita durante todo o processo de polimerização mesmo após a luz do fotopolimerizador ter sido desligada. Os resultados mostraram que o AVE pode ser uma ferramenta poderosa para medir o perfil de contração do compósito aderido ao dente.

A técnica com video extensômetro apresenta várias vantagens quando comparada com outros métodos citados na literatura. É uma metodologia de fácil

execução, não sujeita a influência externa, tais como ruídos, vibrações e variações de temperatura do ambiente, e foi capaz de medir o deslocamento das cúspides sem contato do conjunto com qualquer dispositivo do sistema. Consequentemente, não há nenhuma interferência do sistema de medição durante o processo de polimerização. Além disso, os dados foram adquiridos a cada 0,1 segundos, o que possibilitou observar o que acontece durante todo o processo de polimerização.

A Figura 15 mostra o comportamento típico da deflexão das cúspides nos dentes bovino e humano, utilizando-se dois diferentes compósitos nas cavidades previamente preparadas e dois aparelhos fotopolimerizadores com potências distintas.

Quando se aciona a luz e o processo de polimerização se inicia ocorre um aumento da temperatura do compósito provocado pela própria reação de polimerização que é exotérmica (LAU *et al.*, 2015) e/ou pela luz do aparelho fotopolimerizador que libera calor. Esse aumento de temperatura pode promover uma expansão temporária do compósito, já evidenciado em outros trabalhos (EL-KORASHY, 2010; VILLAT *et al.*, 2008; WEIG, 2004). Neste trabalho observou-se ligeiro movimento da cúspide que poderia ser justificado por uma expansão para Z350 XT polimerizado com LED 680 no dente humano e bovino e no Evolux polimerizado com os dois LEDS somente no dente bovino. Porém, neste caso, isto também poderia estar relacionado a um ajuste inicial do video extensômetro já que o valor máximo encontrado (0,01%) e o tempo (até no máximo 0,5 segundos) são muito pequenos.

Para todas as combinações testadas, observa-se uma rápida deflexão associada ao início do processo de contração, que diminui até a deflexão cessar. A deflexão teve seu maior aumento (70-80%) em até 90 segundos, em média, enquanto o fotopolimerizador ainda estava ligado. É interessante notar que, mesmo após a luz ser desligada, a contração ainda continua para todos os sistemas, tendendo a estabilizar próximo aos 300 segundos. O mesmo foi observado por VILLAT *et al.* (2008) e MARTINSEN *et al.* (2013).

A taxa rápida no início do processo de polimerização é associada à formação da fase gel onde ocorre redução das distâncias intercadeias, antes força de Van der Waals e, depois da polimerização, ligação covalente. Ocorre inicialmente, a formação de uma cadeia linear e, com a formação das ligações cruzadas, o material vai se reticulando e contraindo. O processo de polimerização é dividido em fases: na fase pré-gel as tensões são minimizadas pelos mecanismos de relaxação do polímero, através do deslizamento das cadeias que estão em formação. Depois da vitrificação, na fase pós-gel, como o polímero se encontra reticulado, os movimentos da cadeia são restritos, o sistema torna-se rígido, o módulo de elasticidade aumenta e tensões são formadas entre o compósito e a parede do dente (DAVIDSON e FEILZER, 1997;

CHOI, CONDON e FERRACANE, 2000; BRAGA e FERRACANE, 2003; BOARO *et al.*, 2003; YAMASAKI *et al.*, 2013).

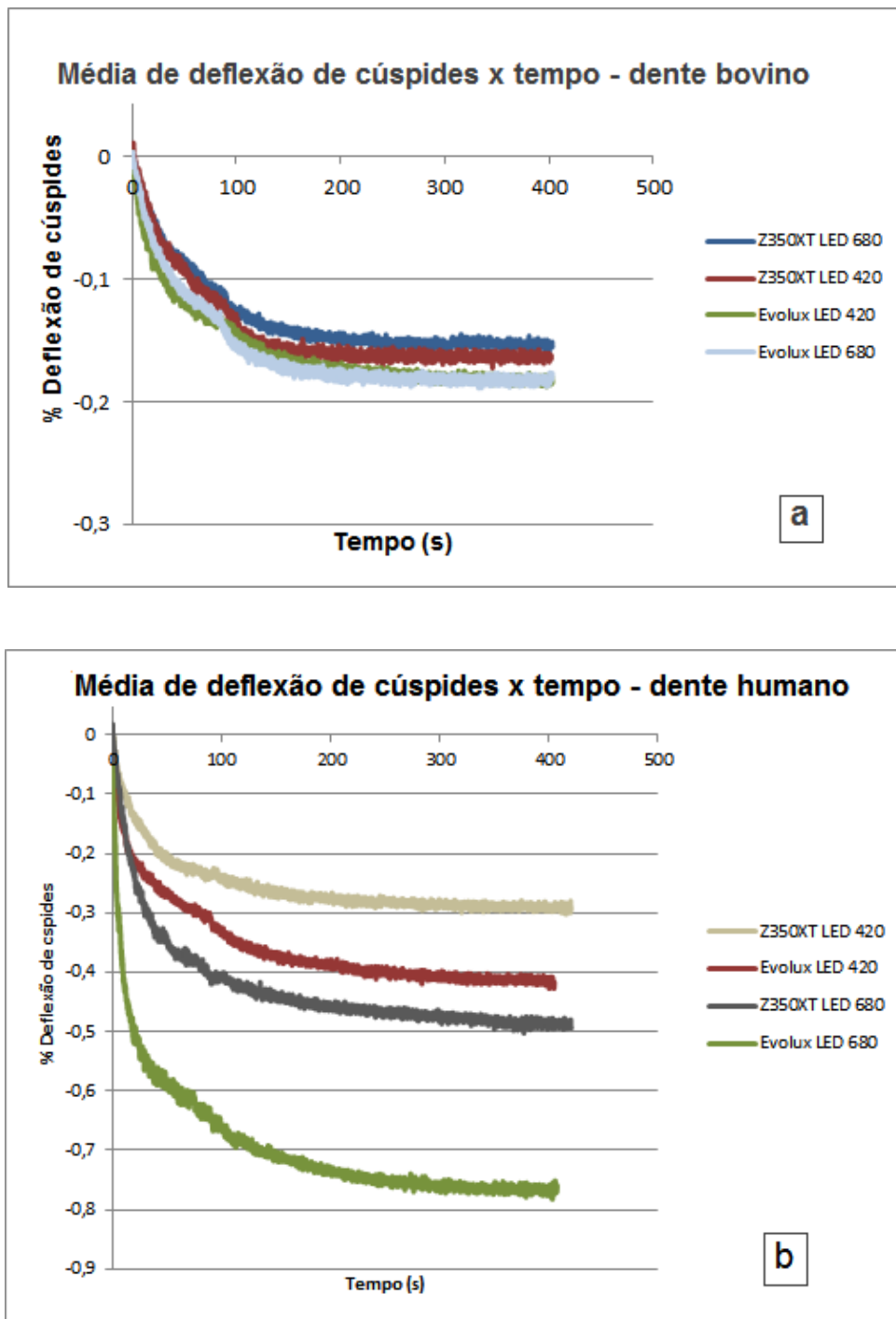


Figura 15 - Curva dos valores médios de deflexão das cúspides (%) x tempo (segundos) nos dente bovinos (a) e humanos (b).

Verifica-se no gráfico da Figura 15 que logo nos primeiros segundos a deflexão de cúspides já aconteceu, demonstrando a eficiência do adesivo em suportar a tensão gerada dentro do sistema que já foi suficiente para movimentar a parede do dente. Apesar da possível relaxação das cadeias na fase pré-gel, tensões já são formadas e conseguem promover a deflexão das cúspides.

Essa taxa de contração rápida observada no início do processo torna-se crítica, pois a competição entre a rigidez do dente e a contração do compósito aderido ao dente gera tensão em todo o sistema, especialmente na camada adesiva. Isto pode levar a danos irreversíveis na restauração, onde fendas podem ser nucleadas e crescer na estrutura dental, compósito ou na camada adesiva (CHOI, CONDON, FERRACANE, 2000; SAKAGUCHI *et al.*, 2004). Em alguns dentes estudados neste trabalho, foram observadas descontinuidades na curva de avaliação de deflexão relacionadas a falhas na camada híbrida formada pelo dente e o adesivo dentinário e se propagaram para dentro do material compósito, como mostrado na Figura 16. Essas falhas provavelmente foram resultado da tensão gerada dentro da cavidade durante o processo de polimerização. Desta forma, preocupações devem existir durante todo o processo de polimerização e não somente quando o compósito já se encontra reticulado (fase pós-gel).

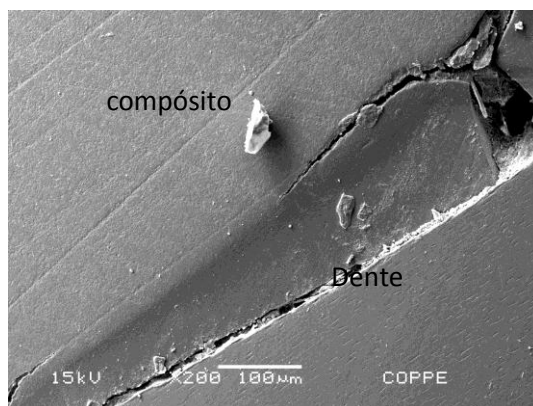


Figura 16. Fotomicrografia de falha na camada híbrida

Nas curvas da Figura 15, também pode-se identificar uma descontinuidade quando o fotopolimerizador é desligado (90 segundos). Isso pode estar relacionado ao fato de que, quando se desliga o aparelho fotopolimerizador, o mesmo deixa de fornecer calor, diminui a temperatura do compósito o que resulta em um aumento da contração e da tensão (CALHEIROS, 2003; CAVINA, 2003).

Conforme observado na Figura 17, o aumento da irradiância promoveu um aumento de deflexão de cúspides nos dois compósitos utilizados nos dentes humanos. Isso se deve ao fato de que, quanto maior a potência do aparelho, maior a quantidade de fótons emitidos, mais moléculas do iniciador são ativadas, maior a reação de polimerização e consequente contração (FRANCO e LOPES, 2003; MUSANJE e DARVEL, 2002; SOUZA *et al.*, 2009; BASEGGIO, 2011). Porém, existe um valor máximo de densidade de energia (irradiância x tempo) acima do qual a reticulação das cadeias e a rigidez do compósito não permitem que as moléculas (monômero residual) consigam se movimentar para que a reação continue (CALHEIROS *et al.*, 2006). O tempo de 90 segundos de fotopolimerização, maior do que o recomendado pelo fabricante foi escolhido no intuito de se chegar ao máximo de densidade de energia, mas nos dois compósitos existiu o aumento da contração com o aumento da irradiância e a contração continuou a aumentar mesmo após o fotopolimerizador ser desligado.

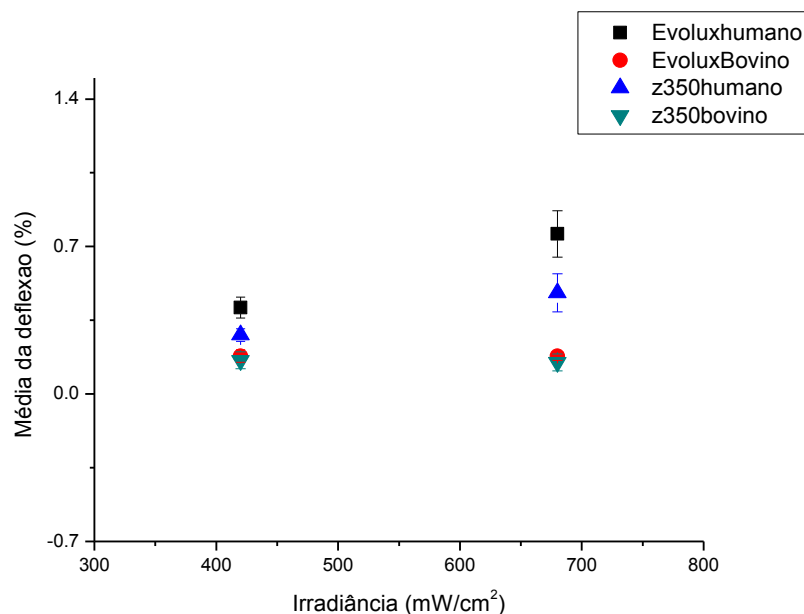


Figura 17. Valores médios de deflexão de cúspides dos compósitos relacionados a diferentes irradiâncias (420 e 680 mW/cm²) nos dentes humanos e bovinos.

Com a evolução da odontologia e a conscientização da população de que a preservação dos dentes sadios é diretamente proporcional a manutenção da saúde como um todo, menos extrações vem sendo realizadas e menos dentes humanos se encontram disponíveis para pesquisa. Sendo assim, a busca por um dente substituto ao humano vem ganhando força há algum tempo. Os dentes bovinos são os de

primeira escolha devido a características histológicas semelhantes às do dente humano e por serem mais disponíveis.

Os dentes humanos mais utilizados são os terceiros molares e os pré-molares devido à indicação de extração para realização de tratamento ortodôntico. Já nos bovinos, os mais utilizados são os incisivos. É importante perceber que diferentes espécies de dentes possuem tamanho e geometria diferentes, o que não deve levar a resultados semelhantes ou pelo menos diretamente comparáveis. TAGAMI *et al.*(1990) e NAKAMICHI *et al.*(1983) já apontaram que a preparação de dentes humanos e bovinos pode atingir frações diferentes de esmalte e dentina, ou seja, a orientação e diâmetro dos túbulos dentinários podem ser diferentes na estrutura remanescente levando, assim, à respostas diferentes.

Para todas as condições de ensaio de deflexão da cúspide dentária utilizadas, após a análise estatística utilizando-se a Tabela ANOVA, não houve diferença entre os resultados dos dentes bovinos, ao passo que existiu diferença para os dentes humanos.

Observando-se os dados da Figura 15 verifica-se que a deflexão de cúspides dos dentes humanos foi muito maior que o bovino, para todos os compósitos e irradiância de luz utilizada.

Nos dados da Tabela 1 pode-se notar que, nos dentes humanos, a diferença de irradiância mostrou influência na deflexão. Quando se aumentou em 62% a irradiância do aparelho de 420 mW/cm² para 680 mW/cm², o compósito nanoparticulado (Z350 XT) teve um aumento de deflexão de 0,28% para 0,48% respectivamente, com um aumento de deflexão da ordem de 75% e o nanohíbrido (Evolux) teve seu valores aumentados de 0,41% para 0,76%, um aumento de deflexão de 82% para o mesmo aumento de 62% na irradiância. Nos dentes bovinos esse aumento de irradiância não foi observado na mesma magnitude, o nanohíbrido não apresentou diferença com aumento da irradiância e o nanoparticulado apresentou aumento de aproximadamente 10%. Após análise estatística com a Tabela ANOVA e teste de Tukey, verificou-se não haver diferença significativa entre os valores de contração com o aumento de irradiância nos dentes bovino.

Tabela 1. Média e desvio padrão da deflexão de cúspides (%) nos dentes humanos e bovinos para as diferentes combinações de compósitos e fontes de luz (irradiância)

	HUMANO		BOI	
	LED 680	LED 420	LED 680	LED 420
Evolux	0,76%	0,41%	0,18%	0,18%
	(0,11)	(0,05)	(0,02)	(0,03)
Z350 XT	0,48%	0,28%	0,16%	0,15%
	(0,09)	(0,03)	(0,04)	(0,04)

Outra diferença entre dentes bovinos e humanos pode ser vista nos gráficos de taxa de contração da Figura 18. Observam-se três regiões, relativas ao tempo que são similares nos dois grupos de dentes. A primeira região vai até 90 s, período em que a fonte de luz está ligada. A segunda região vai de 90 s até 270 s, onde a taxa de deformação é reduzida atingindo o final do processo de polimerização. A fonte de luz está desligada, mas o calor residual é lentamente consumido na polimerização do compósito. A terceira região começa em 270 s, onde a deflexão cessa. A diferença entre os dentes bovinos e humanos pode ser percebida observando-se principalmente a primeira região dos gráficos a e b da Figura 18. Nos dentes bovinos (Fig. 18 a) a taxa de deflexão para o compósito nanoparticulado e nanohíbrido é idêntica, só sofrendo um ligeiro aumento quando se aumenta a irradiância. Nos dentes humanos (Fig. 18 b), no entanto, a taxa de deflexão é agrupada pelo material, e não pela potência da fonte de luz, como nos dentes bovinos. Apesar de existir uma pequena diferença de taxa entre as irradiâncias para um mesmo material, a variação maior da taxa se encontra entre os materiais, sendo que o nanoparticulado possui maior taxa que o nanohíbrido. Nos dois dentes, humanos e bovinos, a diferença pode ser ainda observada na região 2 embora em menor magnitude.

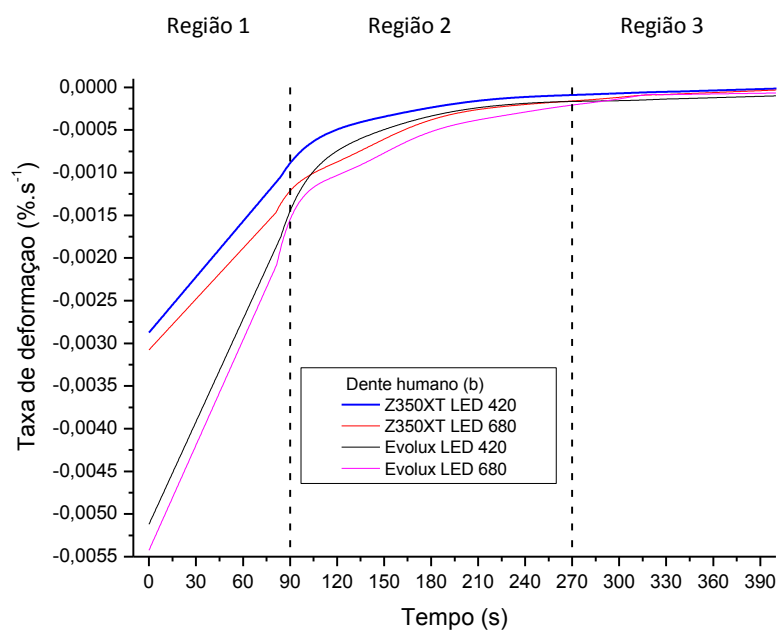
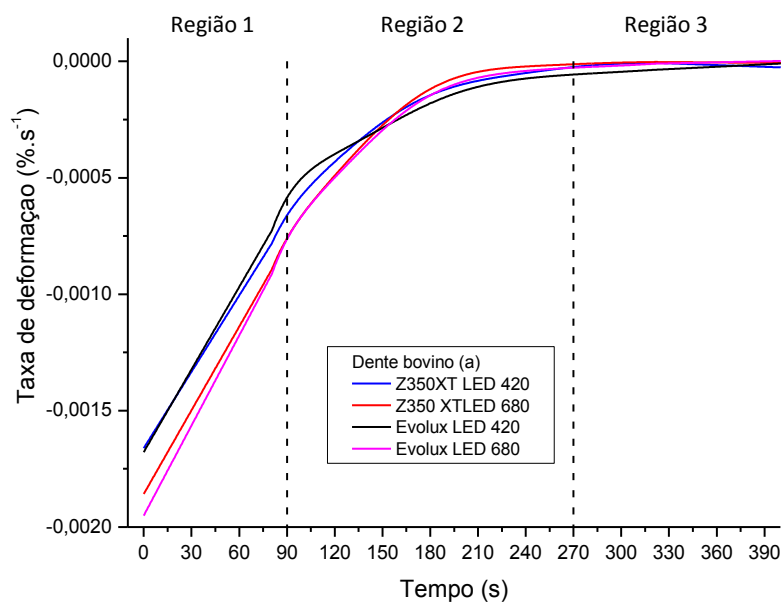


Figura 18. Taxa de deformação ($\%S^{-1}$) x tempo (s) para compósitos e aparelhos fotopolimerizadores no dente bovino (a) e humano (b)

As cavidades dos dentes bovinos e humanos foram preparadas para conter o mesmo volume de compósito. Como a anatomia dos dentes é diferente, as dimensões das cavidades preparadas e a geometria dessas cavidades também são diferentes, como já mostrados na Figura 7. A geometria e o tamanho das cavidades são importantes na determinação da tensão devido à contração de polimerização

(UNTERBRINK E LIEBENBERG ,1999). Por exemplo, se todos os outros parâmetros forem constantes, o aumento da profundidade da cavidade vai influenciar mais a deflexão da cúspide que sua largura (CHUANG, 2011). A geometria da cúspide também deve ser levada em consideração, bem como o fator C (fator de configuração). Quanto maior o fator C, maior a área de superfície de compósito aderida à parede da cavidade do dente preparado, maior a tensão formada durante a contração e maior a probabilidade de falha da restauração.

O cálculo do fator C (LEE *et al.*, 2007) leva em conta a área das superfícies mesio-distal, vestibulo-lingual e a profundidade da cavidade. Usando a mesma abordagem, o fator C calculado para o dente bovino e humano foram 0,87 e 1,71 respectivamente, o que explica a contração maior medida nos dentes humanos utilizados aqui. LEE *et al.* (2007) também verificaram que a deflexão de cúspides aumentou com o aumento do tamanho da cavidade e fator C.

Os dentes humanos e bovinos possuem diferenças biológicas e anatômicas (TURSSI *et al.*, 2010; YANSSEN *et al.*, 2011). A dentina e o esmalte são importantes no processo adesivo do compósito ao dente. Se os dentes humanos e bovinos possuem estruturas diferentes, o processo adesivo pode ficar comprometido levando a respostas diferentes quando a camada adesiva precisar reagir à tensão formada durante a contração de polimerização do compósito. Avaliando a composição química do esmalte e dentina humana e bovina, os dentes humanos possuem maior relação fósforo/cálcio, sendo mais mineralizado (TERUEL *et al.*, 2015). O esmalte bovino é mais poroso que o humano, possui cristais maiores em comprimento e espessura, e diferente orientação interprismática (WANG *et al.*, 2012). A dentina bovina é mais porosa e seus túbulos dentinários possuem maior diâmetro e menor densidade que a dentina humana (SANCHES *et al.*, 2009; LAMOSA, 2001; ARENDS *et al.*, 1989; TAGAMI *et al.*, 1990). Como a dentina bovina possui mais túbulos e de maior diâmetro a resina do adesivo vai penetrar mais nessas regiões, aumentando a adesão (LOPES *et al.*, 2003). Entretanto, resultados contraditórios ainda são reportados como o caso do trabalho desenvolvido por SCHILKE *et al.* (2000) que verificaram que o número e o diâmetro dos túbulos dentinários de incisivos bovinos e molares humanos eram estatisticamente semelhantes divergindo dos autores citados acima.

As cavidades preparadas neste trabalho atingiram diferentes espessuras de esmalte e dentina. Dependendo do corte utilizado nos dentes bovinos e humanos pode-se atingir dentina superficial e/ou profunda que possuem diferentes orientações dos túbulos dentinários podendo levar a resultados distintos (LAMOSA, 2001).

LOPES *et al.* (2003) realizaram um teste de cisalhamento para verificar a força adesiva do conjunto dente-adesivo-compósito. Utilizaram um adesivo dentinário com

ataque ácido, primer e adesivo separados e outro adesivo autocondicionante sem ataque ácido prévio e com monômeros ácidos na sua composição. Não acharam diferença estatística entre os dentes bovinos e humanos com o adesivo autocondicionante, mas encontraram maior resistência para dentina bovina com o adesivo de três passos. Assim, concluíram que os dentes bovinos nem sempre devem substituir o humano em pesquisas *in vitro*.

BORGES *et al.* (2005) analisaram utilizando o método de elementos finitos a distribuição de tensões em dentes humanos e bovinos, verificando que a resposta dos dois grupos de dentes frente à tensão é bem semelhante concluindo ser possível a substituição dos dentes humanos pelos bovinos neste tipo de análise.

Podemos perceber através do descrito que não existe consenso na literatura quanto à substituição dos dentes humanos pelos bovinos em pesquisas *in vitro*. Dessa forma, as propriedades mecânicas (dureza e módulo de elasticidade) dos dentes aqui utilizados foram analisadas para verificar se a diferente resposta dos mesmos frente a contração de polimerização estava relacionada a diferenças nessas propriedades.

Os valores de dureza e o módulo de elasticidade neste trabalho foram obtidos através do teste de dureza instrumentada. A Figura 19 mostra uma curva típica de força por profundidade de indentação obtida para a região do esmalte e da dentina de dentes humanos e bovinos utilizando a técnica IIT. Os resultados foram analisados utilizando a metodologia de OLIVER e PHARR (2004) e o resultado está na Tabela 2. Foi observado que o módulo de elasticidade da dentina do dente humano e bovino foram muito similares, 20,7 GPa e 18,3 GPa respectivamente. Os valores obtidos para o esmalte foram 83,2 GPa e 60,8 GPa para o dente humano e bovino respectivamente, um aumento aproximado de 3 a 4 vezes em relação à dentina, para cada tipo de dente. Esses resultados estão de acordo com o relatado por ANUSAVICE (2005).

Quando os resultados de dureza que constam da Tabela 2 foram analisados utilizando-se Tabela ANOVA e Tukey, pode-se perceber não haver diferença estatística entre os valores de dureza do esmalte do dente bovino e humano, já a dentina dos dentes humanos possuiu maior dureza. TURSSI *et al.* (2010) achou resultados semelhantes em seu estudo e concluiu que o esmalte bovino pode ser comparado com o humano, mas a dentina não.

Tabela 2. Média e desvio padrão da dureza (Vickers) e módulo de elasticidade (GPa) do esmalte e dentina bovino e humano

	BOVINO		HUMANO	
	Dureza (HV)	Módulo (GPa)	Dureza(HV)	Módulo (GPa)
Esmalte	347,27 (40,22)	60,81 (8,28)	378,92 (37,24)	83,18 (4,9)
Dentina	68,63 (3,42)	18,32 (1,12)	83,18 (6,59)	20,72 (1,80)

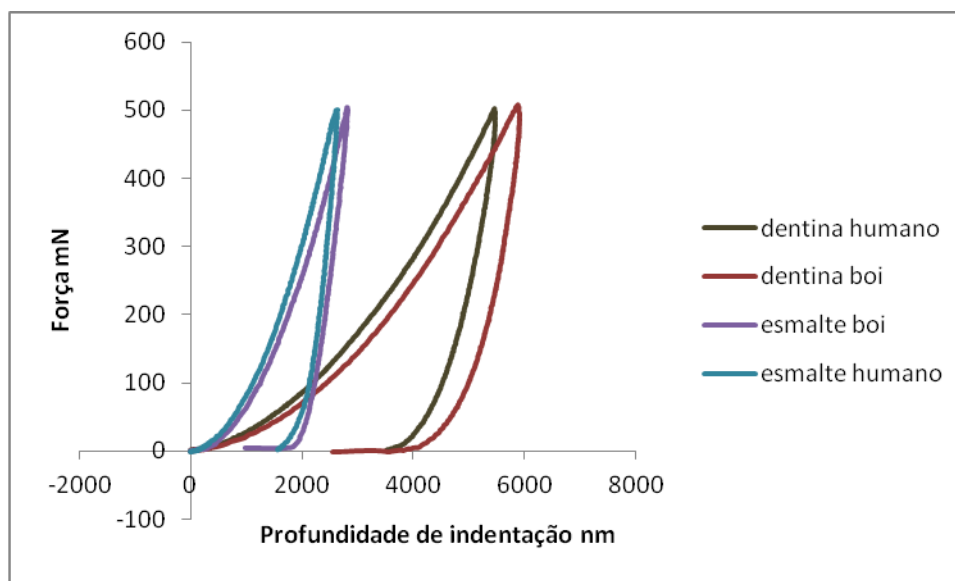


Figura 19. Força (mN) x profundidade de indentação (nm) no esmalte e dentina dos dentes humanos e bovinos

O módulo de elasticidade do esmalte do dente humano foi superior ao bovino, enquanto os módulos relativos as dentinas dos dentes humanos e bovinos foram similares, conforme pode ser observado na Tabela 2, e confirmado pela análise através da ANOVA e Tukey. O dente humano possuiu em média 1,53 mm de esmalte contra 1,41 mm do dente bovino, valores muito próximos. No entanto, após o preparo, a contribuição do esmalte no dente humano foi de 51%, enquanto no bovino foi de 35%. A rigidez do dente é composta pelas contribuições da seção resistente (momento de inércia) e o módulo de elasticidade tanto do esmalte como da dentina. Desta forma, o dente pode ser tratado como um compósito e o módulo de elasticidade médio calculado através da regra das mistura, levando em conta a parte do esmalte e da dentina. Assim, o presente preparo dos dentes humanos e bovinos resultaram em valores médios de 52 GPa e 33 GPa, respectivamente.

Se o módulo de elasticidade fosse o único parâmetro para explicação da deflexão de cúspides, a medida de deflexão no dentes humanos deveria ter sido muito

menor do que nos dentes bovinos, o que não foi observada no gráfico da Figura 15. Portanto, a análise isolada do módulo de elasticidade não explica os resultados observados neste estudo e, assim, requer a análise do momento de inércia.

O momento de inércia representa a rigidez de uma área, e quando dentes bovinos e humanos são comparados, os valores de aproximadamente 43 e 9 mm⁴, respectivamente, são calculados. Estes dados mostram que a área de secção do dente bovino é mais difícil de movimentar que o humano.

No presente estudo, o volume de compósito utilizado nas restaurações das cavidades foi praticamente igual, pois as cavidades foram preparadas para ter o mesmo volume (84 mm³). Consequentemente, as forças de contração impostas pelo processo de polimerização sobre as paredes dos dentes são os mesmos para cada sistema fonte de luz-compósito utilizado. O módulo de elasticidade do dente humano foi 60% maior do que o dente bovino, a deflexão menor medida nos dentes bovinos foi então uma consequência pronunciada do maior momento de inércia presente nele e do fator C já descrito. A análise acima é muito simplista, mas demonstra como a secção resistente influencia fortemente a deflexão do dente.

Levando-se em conta os valores de deflexão de cúspides e testes mecânicos encontrados aqui, os dentes humanos e bovinos não apresentaram comportamento semelhante e não devem substituir o humano nesse tipo de análise *in vitro*. LOPES *et al.* 2003b, SANCHES *et al.* 2009, YASSEN *et al.* 2011, TURSSI *et al.*, 2010 realizando testes diferentes daqueles apresentados nesta pesquisa também observaram que os dentes humanos e bovinos não devem ser comparados diretamente.

Avaliando-se os resultados relativos aos dentes bovinos (Figura 15) o comportamento geral mostra muito pouca influência dos compósitos e fontes de energia de luz sobre a contração de polimerização. No entanto, para os dentes humanos, um comportamento completamente diferente é observado onde a contração é muito dependente do tipo de compósito e da potência do aparelho fotopolimerizador. Conclui-se então, que a deflexão das cúspides não é somente função dos compósitos e da luz aplicada, mas outros fatores como a rigidez do dente, tamanho e forma do preparo da cavidade dental, também interferem no processo (VERLUIJS *et al.*, 2011).

A contração de polimerização do compósito está diretamente relacionada à sua composição, principalmente matriz polimérica e partículas de carga. Para os monômeros que compõem a matriz, a contração tem relação direta com a quantidade de ligações duplas que podem ser convertidas em ligações simples (YAMASAKI *et al.*, 2013).

A matriz polimérica do Z350 XT e Evolux tem como principal constituinte Bis-GMA, tendo o TEGDMA, Bis-EMA e UDMA como aditivos para auxiliar nas propriedades.

Para avaliar a quantidade desses monômeros na composição da matriz foi utilizada a técnica de RMN. Na Figura 20 encontram-se os espectros de RMN de ^1H com os deslocamentos químicos da fração orgânica dos compósitos. Comparando o deslocamento químico das amostras com os monômeros comerciais conhecidos: Bis-GMA (6,9 – 7,2), TEGDMA (3,72), UDMA (4,7 -5,2) e Bis-EMA (1,80) (MENDES *et al.*, 2005). Pode-se verificar que o compósito Z350 XT possui menor quantidade de TEGDMA e maior quantidade de Bis-GMA, UDMA e Bis-EMA que o Evolux. Este resultado está de acordo com o perfil técnico do fabricante que relata que a menor contração de polimerização da Z350 XT está relacionada à substituição de parte do TEGDMA por UDMA e Bis-EMA.

A maior quantidade de TEGDMA encontrada no Evolux pode explicar sua maior contração, pois normalmente, o menor tamanho da cadeia do TEGDMA quando comparado aos outros monômeros leva também a um aumento do grau de conversão. A sua maior mobilidade favorece a aproximação das cadeias promovendo maior polimerização e consequente contração (SIDERIDOU, 2003; YAMASAKI *et al.*, 2013). O UDMA e o Bis-EMA que substituíram parte do TEGDMA na Z350 XT, possuem maior peso molecular que o TEGDMA, dificultando a reação e diminuindo a contração quando comparado a compósitos com maior quantidade de TEGDMA.

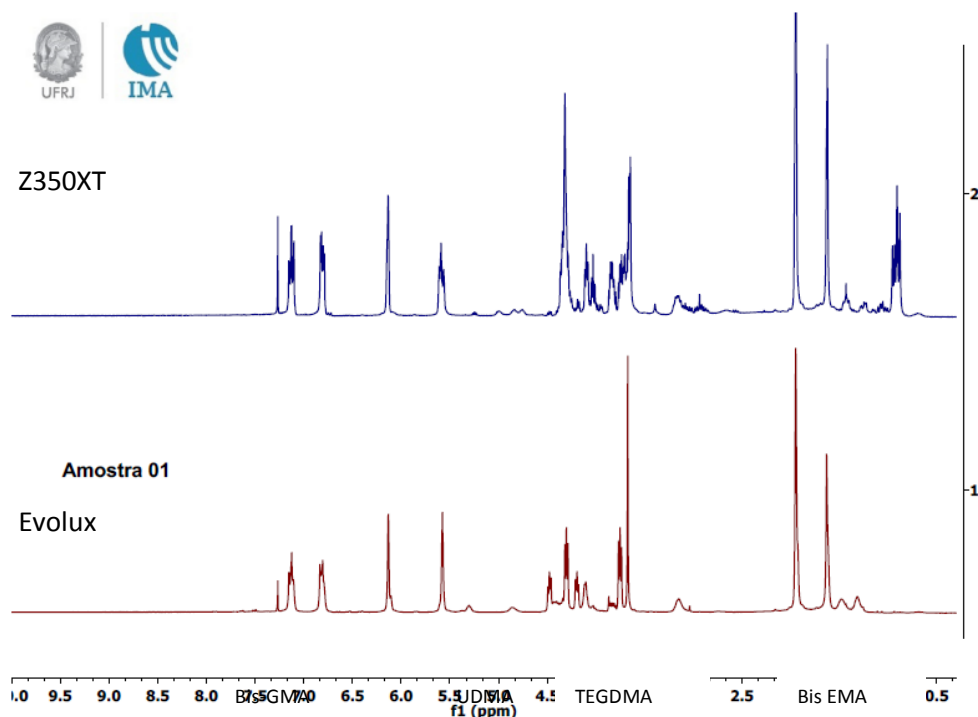


Figura 20- Espectro de RMN dos materiais Evolux e Z350 XT

A quantidade de carga tem um efeito direto sobre o comportamento da contração. Um aumento no percentual de carga na composição resulta em menor contração de polimerização e, conseqüentemente, uma deflexão de cúspide menor (LEE *et al.* 2012, SOUZA *et al.*, 2009 e KLEVERLAAN e FEILZER, 2005). O aumento da quantidade de carga leva a uma gradual restrição da mobilidade dos macro-radicaís, conforme a polimerização prossegue, a terminação caminha para uma difusão limitada dos monômeros residuais, resultando em um baixo grau de polimerização (SHORTALL, 2008; KARABELA, SIDERIDOU 2011).

Neste trabalho os compósitos foram avaliados por análise termogravimétrica (TGA) para verificar se a quantidade de carga era responsável pela maior deflexão de cúspides encontrada para o Evolux. O gráfico do TGA da Figura 21 mostra que, por volta de 400°C, valor em que ocorre a queima da matriz polimérica, a quantidade de carga nos dois compósitos é bem semelhante, 77% em peso de ambos os materiais, o que está de acordo com as especificações do fabricante. Sendo assim, neste caso, a quantidade de carga não parece ser determinante na diferença dos valores de deflexão de cúspides encontrados.

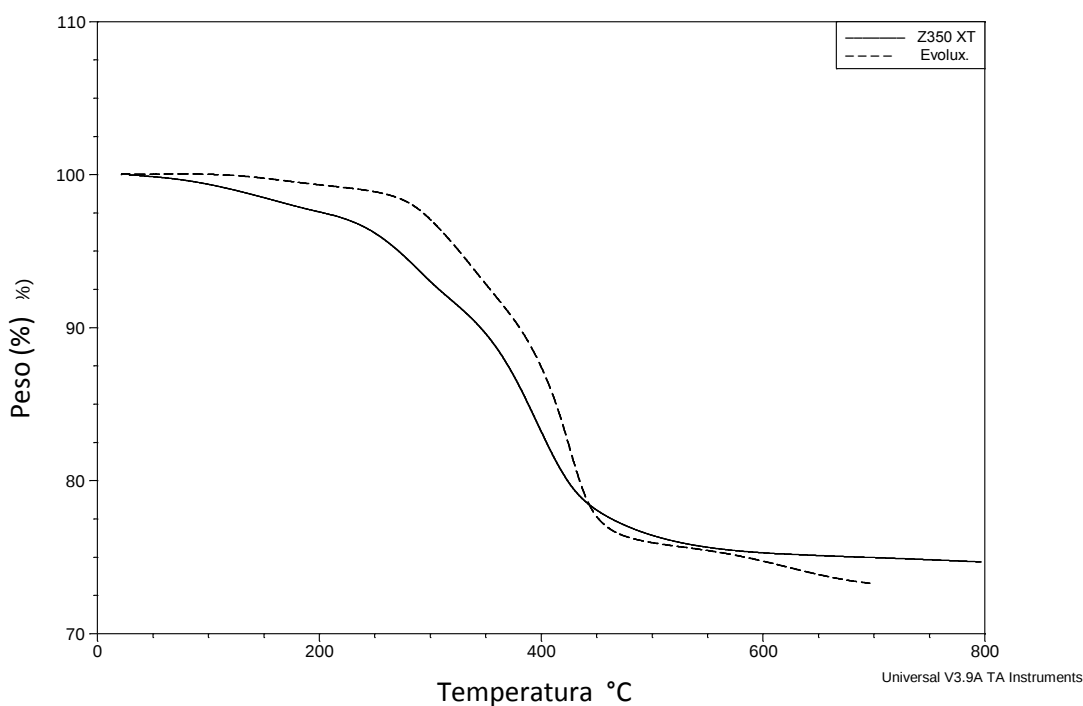


Figura 21. TGA dos compósitos Evolux e Z350 XT aquecido até 800°C, 10° C por minuto.

Não só a quantidade de carga afeta a contração, mas também seu tamanho e distribuição (FANO *et al.*, 1997). A carga do compósito Z350 XT é composta de sílica (20 nm) e zircônia (4-11 nm) sendo chamado de nanoparticulado, e aglomerados de zircônia e sílica (0,6-10 µm); enquanto que o Evolux é uma mistura nanohíbrida de sílica (4-20 nm), vidro de bário alumínio borosilicato (20-3000 nm) e vidro de bárluminio fluorborosilicato alumínio (20-2500 nm), de acordo com o perfil técnico fornecido pelo fabricante (perfil técnico Evolux e perfil Técnico Z350 XT).

Os tamanhos das nanopartículas e dos aglomerados do Z350 XT podem preencher mais os interstícios do compósito promovendo uma maior densidade de empacotamento da carga, diminuindo o movimento das cadeias poliméricas formadas o que dificulta a polimerização diminuindo a contração (WANG *et al.*, 2015)

A geometria das partículas de carga também pode interferir na deflexão de cúspides. Geometrias irregulares mostram uma interação maior com a matriz, inibindo o relaxamento resultante da tensão de contração. Compósitos com partículas esféricas desenvolvem menor tensão de contração que partículas irregulares (SATTERTHWAITE e MAISURIA, 2012). O compósito Z350 XT possui partículas esféricas (BORGES *et al.*, 2013) e o Evolux nanopartículas esféricas associadas a partículas irregulares (perfil técnico), sendo mais uma justificativa para a menor deflexão de cúspides encontrada no nanoparticulado

WANG *et al.* (2015) e CONCEIÇÃO *et al.* (2008) também encontraram contração de polimerização maior para o compósito nanohíbrido do que para o nanoparticulado. Como nesse trabalho, justificaram que essa diferença de contração, esta associada às nanopartículas e a menor quantidade de TEGDMA do nanoparticulado.

4.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS COMPÓSITOS

Os valores de dureza e módulo de elasticidade foram obtidos a partir dos gráficos força versus deslocamento da dureza instrumentada, segundo a metodologia descrita no item 3.2.3. De acordo com os dados da Tabela 3 verifica-se que os valores de módulo de elasticidade e dureza do compósito nanoparticulado (Z350 XT) polymerizado com LED 420 e LED 680 foram maiores que os obtidos para o compósito nanohíbrido (Evolux). O módulo foi maior em média 10% e a dureza, 20%. Foi realizada análise estatística através da Tabela Anova e Tukey que comprovou diferença estatística entre os valores.

Tabela 3 Média e desvio padrão dos valores de módulo de elasticidade (GPa) e dureza (HV) para os compósitos polimerizados e aparelhos fotopolimerizadores.

		Evolux		Z350 XT	
		LED 680	LED 420	LED 680	LED 420
Módulo de elasticidade (GPa)		15,03 (1,08)	14,04 (0,82)	16,08 (0,28)	15,69 (0,58)
Dureza (HV)		95,62 (7,06)	87,25 (6,5)	114,02 (4,82)	113,05 (5,28)

Ainda avaliando-se os dados da Tabela 3, observa-se que, com aumento da irradiância de 420 para 680 mW/cm^2 , o compósito nanoparticulado (Z350 XT) apresentou um pequeno aumento do módulo de elasticidade (4%) e da dureza (1%), mas sem diferença estatística. O nanohíbrido (Evolux) teve um aumento de 7% do módulo e de 9% da dureza, com o mesmo aumento de 62% de irradiância e neste caso, após análise de variância com a Tabela Anova e Tukey, comprovou-se diferença estatística.

É difícil definir um mínimo de densidade de energia necessária para a polimerização de qualquer compósito devido a diferenças de composição do material, temperatura, condições ambientais, comprimento de onda, duração de iniciação da luz, entre outros (SAKAGUCHI e FERRACANE, 2001). Mas diversos autores afirmam que existe uma densidade de energia máxima, após a qual o compósito já se encontra reticulado, sem a mobilidade necessária para reação de polimerização prosseguir (CALHEIROS, 2003a; KORAN e KUSHNER, 1998; ANUSAVICE *et al.*, 2013). Se forem avaliadas apenas as propriedades da dureza e módulo de elasticidade essa poderia ser a explicação pela qual o Z350 XT não teve aumento significativo de sua dureza e módulo com aumento da potência do aparelho fotopolimerizador. Entretanto, como já foi observado nos valores mostrados na Tabela 1, com aumento da irradiância de 420 para 680 mW/cm^2 , o Z350 XT teve um aumento de 75% da deflexão de cúspides e o Evolux de 82%. Esse resultado sugere que a densidade de energia máxima não foi atingida já que a contração aumentou com aumento de irradiância e essa contração está associada à polimerização do compósito. Comparando as porcentagens, percebe-se que nos dois compósitos o aumento da irradiância influenciou mais a contração do que dureza e módulo de elasticidade.

De acordo com a Lei de Reciprocidade, já descrita anteriormente, conforme se aumenta o valor de densidade de energia, as propriedades do material também aumentam. Porém, esta Lei não funciona da mesma forma para todos os compósitos e nem para todas as propriedades de um mesmo compósito, não existindo uma linearidade entre a densidade de energia e as propriedades mecânicas (WYDRA *et al.*, 2014). SAKAGUCHI e BERGE (1998) relataram que em seu estudo, a tensão de contração teve um comportamento mais linear que o grau de conversão em relação a irradiância, comprovando a teoria descrita acima. Mesma relação, encontramos nessa tese, onde a contração aumentou bem mais que a dureza com o aumento da irradiância. ZORZIN *et al.* (2015) avaliaram a contração e dureza de vários compósitos e encontraram a mesma relação em alguns compósitos analisados.

A diferença observada para os valores de módulo e dureza entre os compósitos (Tabela 3) foi relacionada à sua composição. O compósito nanohíbrido (Evolux) possui menor módulo e dureza que o nanoparticulado (Z350 XT), o que deve estar ligado ao fato dele ter mais TEGDMA na sua composição, como mostrado nos resultados da Figura 20, que são moléculas com maior flexibilidade, menor módulo e maior facilidade de reação (GONÇALVES, 2010). Já o nanoparticulado possui mais, Bis-GMA que tem anéis aromáticos que aumentam a rigidez (PEUTZFELDT, 1997). O Bis-GMA, através das hidroxilas pendentes na porção alifática, formam ligações intermoleculares de hidrogênio aumentando a interação entre as cadeias e as ligações cruzadas. Os anéis aromáticos e as ligações de hidrogênio dificultam a mobilidade dos monômeros e cadeias de polímeros aumentando assim a microestrutura tridimensional do polímero aumentando a resistência mecânica e dureza (MIAO *et al.*, 2012; ASMUSSEM e PEUTZFELDT, 1998). Quanto mais Bis-GMA, menor a reatividade devido ao maior peso molecular e rigidez, então menor será o grau de conversão e menor a contração. Se observarmos os dados da Tabela 1 e 3, o compósito nanoparticulado possui menor contração e maior dureza que o nanohíbrido, estando de acordo com o resultado esperado pela composição da matriz, com menor quantidade de TEGDMA e maior de Bis-GMA.

As partículas de carga também afetam o módulo e a dureza do material. O maior empacotamento conseguido pelas nanopartículas e seus aglomerados, presentes na Z350 XT, quando preenchem os interstícios do compósito, além de diminuir a contração também aumentam as propriedades mecânicas do compósito como a dureza, confirmando os resultados de maior dureza e menor contração, encontrados nesse estudo para esse compósito (WANG *et al.*, 2015).

Ensaio de dureza vêm sendo utilizados por vários autores (AWLIYA, 2007; BRANDT *et al.*, 2012) para fazer uma correlação com o grau de conversão e profundidade de polimerização dos compósitos.

Para verificar se a dispersão de luz interfere no processo de polimerização dos compósitos, foram realizadas medidas de dureza no topo do compósito, próximo à região de incidência de luz, bem como na superfície oposta, próximo ao fundo da cavidade restaurada. Para facilitar a compreensão, as medidas realizadas no topo serão chamadas de 0 mm e no fundo de 3 mm. Os corpos de prova utilizados nessa avaliação foram preparados segundo procedimento descrito em 3.2.3.

Observando os dados da Tabela 4, verifica-se que os valores de dureza entre 0 e 3 mm de profundidade tem uma redução de valor entre 1 e 2%, com exceção do Evolux polimerizado com Led 420 mW/cm² onde o valor de dureza aos 3 mm teve um aumento de 2% em média. Foi realizada análise estatística com todos os grupos com Teste de comparações múltiplas - Tukey, que indicou não haver diferença estatística em nenhum dos casos.

Tabela 4. Média e desvio padrão da dureza (HV – Vickers) dos compósitos polimerizados no dente (corte transversal) com LED 420 e 680 mW/cm²

Dureza (HV)	Z350 XT		EVOLUX	
	LED 680	LED 420	LED 680	LED 420
0 mm	114,02 (4,82)	113,05 (5,28)	95,62 (7,06)	87,25 (6,5)
3 mm	113,03 (13,5)	110,9 (3,3)	93,49 (8,87)	89,08 (8,63)

Para esses valores de profundidade e, inclusive profundidades ainda menores vários autores tem reportado diferença de dureza entre topo e fundo, para os mais diversos compósitos (FERRACANE *et al.*, 1985; JUCHEM, 2005). Dependendo do material do molde onde o compósito é polimerizado antes de realizar o ensaio de dureza, a propagação da luz pode ser diferente, promovendo polimerização e consequentemente valores de dureza diferentes. Na maioria das vezes o molde é feito de metal, elastômero ou utilizam o próprio dente como molde para colocação do compósito, como feito neste trabalho.

Um molde de elastômero, foi confeccionado, mantendo-se a profundidade de 4 mm, similar à da cavidade dos dentes humanos estudados nesse trabalho. O objetivo desses corpos de prova foi verificar se os resultados de dureza semelhantes entre topo e fundo, obtidos para o compósito polimerizado nos dentes se confirmava, independente do material do molde utilizado.

Como o dente foi cortado transversalmente para análise da dureza e módulo, o mesmo procedimento foi repetido para os compósitos polimerizados no elastômero, verificando se a ação da broca, mesmo refrigerada, causava alguma alteração na dureza, já que um aumento de temperatura durante o corte pode alterar a polimerização dos compósitos (LEPRINCE *et al.*, 2012). Obteve-se então, corpos de prova de compósito nos quais foram feitas medidas no topo e no fundo e, corpos de provas cortados transversalmente, onde a medida de dureza foi realizada próximo ao topo e próxima ao fundo (Figura 11) similar ao que foi feito quando os compósitos estavam associados ao dente.

De acordo com os dados da Tabela 5, os valores de dureza do Z350 XT e do Evolux polimerizados no molde de elastômero, com LED 420 e 680, tiveram, de 0 mm para 3 mm, uma redução dos seus valores entre 10 e 20%, bem maior que o compósito polimerizado no dente (Tabela 4), onde esta diferença foi da ordem de 1 a 2%. Após análise de variância com teste de Tukey confirmou-se a diferença estatisticamente significativa entre os valores de dureza para as profundidades dos compósitos polimerizados no molde de elastômero.

Análises estatísticas (ANOVA) também foram realizadas para comparar os valores de 0 e 3 mm para os dois compósitos polimerizados pelos dois LEDs do corpo de prova do compósito e do corpo de prova cortado transversalmente (Tabela 5). Não existiu diferença significativa entre os grupos o que mostra que nesse caso, provavelmente o corte com a broca não alterou a superfície.

BRANDT *et al.*(2012) verificou que no topo (0mm) dos compósitos polimerizados no dente e no molde metálico, feito por ele em sua pesquisa, também existiu diferença da dureza devido a luz refletida pelo metal. Fizemos análise estatística (Tukey) dos valores de topo (0 mm) no dente, compósito e compósito cortado transversalmente e não foram encontradas diferença significativa.

Tabela 5. Média e desvio padrão da dureza (HV – Vickers) dos compósitos polymerizados no molde de elastômero

Dureza (HV)		Z350 XT		Evolux	
		LED 680	LED 420	LED 680	LED 420
Compósito	0 mm	121,54 (13,48)	112 (6,54)	91,37 (5,79)	85,33 (5,96)
	3 mm	99,6 (7,5)	95,21 (2,63)	77,12 (4,07)	78,99 (5,27)
Compósito corte transversal	0 mm	123,06 (11,43)	118,05 (5,4)	93,29 (6,74)	87,12 (4,76)
	3 mm	98,32 (9,33)	96,25 (5,0)	78,68 (6,69)	77,81 (5,62)

A potência da luz na ponta do fotopolimerizador e na parte inferior do molde de elastômero e cavidade dentária, quando preenchidos de compósito, foi avaliada. Uma diminuição maior de potência foi encontrada com a luz no fundo do molde de elastômero em média 22%, menor que no dente 36% (Tabela 6). Provavelmente, essa diferença foi promovida pela absorção de luz pelo elastômero. A diferença de potência justifica a diferença de dureza entre topo e fundo encontrado nos resultados desta pesquisa. BRANDT *et al.* (2012), em estudo similar, comparando compósitos polymerizados no dente e em um molde metálico, também observaram valores semelhantes de dureza entre o topo e fundo dos compósitos polymerizados no dente e valores inferiores quando o molde metálico era utilizado. Avaliaram a potência do aparelho fotopolimerizador e comprovaram uma redução maior de potência no molde metálico, 12%, contra 25% encontrado no fundo da cavidade dentária restaurada com compósito.

Tabela 6. média e desvio padrão da potência em mW medida na ponta do aparelho fotopolimerizador e no fundo das cavidades dos moldes

	Cavidade dentária	Molde de elastomero	Ponta do aparelho
Potência	0,69	0,40	1,9
mW	(0,03)	(0,04)	(0,28)

Com intuito de se verificar se aumentando mais a profundidade do compósito no dente humano a dureza diminuía, novos preparos foram realizados no dente, agora com uma profundidade de 6 mm. Após o preparo, os dentes foram restaurados com os dois compósitos utilizados até aqui e polimerizados com LED 420 e LED 680.

Observando os dados na Tabela 7 percebe-se que, com aumento da profundidade para 5 mm a dureza diminuiu em média 20%. Diferença semelhante a encontrada nos compósitos polimerizados no molde de elastômero com 3 mm. Desta forma, mais uma vez os valores dos testes laboratoriais feitos com compósito fora da cavidade dental não representam exatamente o que acontece na cavidade oral e cuidados devem ser tomados na interpretação dos testes *in vitro*.

Tabela 7. Valores médios e desvio padrão de dureza (HV) dos compósitos aderidos ao dente (corte transversal da restauração) com 5 mm de profundidade

	Dureza (HV)	Z350 XT		EVOLUX	
		LED 680	LED 420	LED 680	LED 420
0 mm	115,9	112,87	92,04	85,89	
	(5,76)	(5,47)	(5,63)	(3,20)	
5 mm	97,34	96,67	78,89	74,05	
	(4,9)	(4,95)	(5,46)	(3,89)	

4.3 ADESIVOS DENTINÁRIOS

Para o sucesso das restaurações dentárias é necessário que o adesivo promova uma forte hidridização com as fibras colágenas do dente e suporte a tensão formada pela contração de polimerização. Os solventes presentes no adesivo possuem papel importante nesse processo, pois vão deslocar ou eliminar a água em excesso para que os monômeros possam envolver as fibras colágenas e penetrar nos túbulos dentinários promovendo a adesão. Eles são substâncias voláteis que podem ter sua quantidade alterada durante a abertura e fechamento do recipiente (REIS *et al.*, 2003, PERDIGÃO, 1999). A concentração de solvente deve ser ideal, pois, diferenças na sua quantidade pode levar a diminuição da resistência adesiva.

Neste trabalho, durante a realização dos testes de deflexão de cúspides em algumas curvas, a deflexão em direção ao centro do dente aconteceu até a luz ser desligada (90 seg). Após esse tempo, ocorreu uma quebra da curva representando expansão dessa cúspide, como pode ser observado no gráfico da Figura 22. Este fato

aconteceu quando o adesivo utilizado para restauração estava próximo ao final. Na Figura 15 verifica-se que quando o adesivo utilizado estava novo, a movimentação das cúspides ocorre durante a fotopolimerização e continua após o aparelho ser desligado.

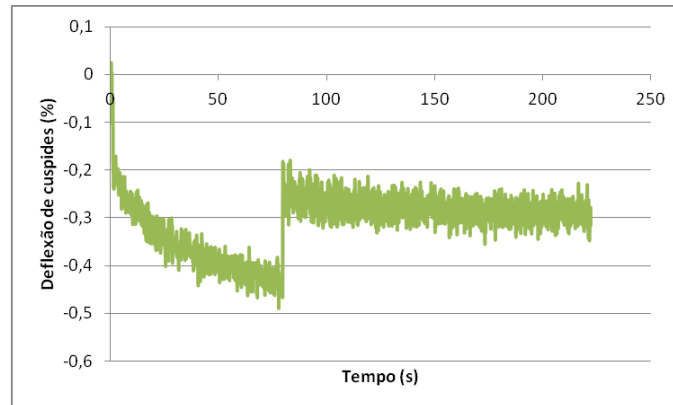


Figura 22. Grafico deflexão de cúspide (%) x tempo (s)

Os corpos de prova foram então levados ao MEV para observação da camada híbrida formada. Nas imagens obtidas pelo MEV, pode-se observar falhas na interface adesiva ou camada híbrida (Figura 23 a, b, c). Na Figura 23 c além de falha na interface, tem-se fratura também no compósito. A Figura d mostra a interface adesiva, com adesivo novo, sem nenhuma alteração da camada híbrida.

As falhas na camada híbrida encontradas ocorreram nos dentes em que o adesivo utilizado na restauração estava no final, mostrando ter ocorrido alguma alteração durante o seu uso.

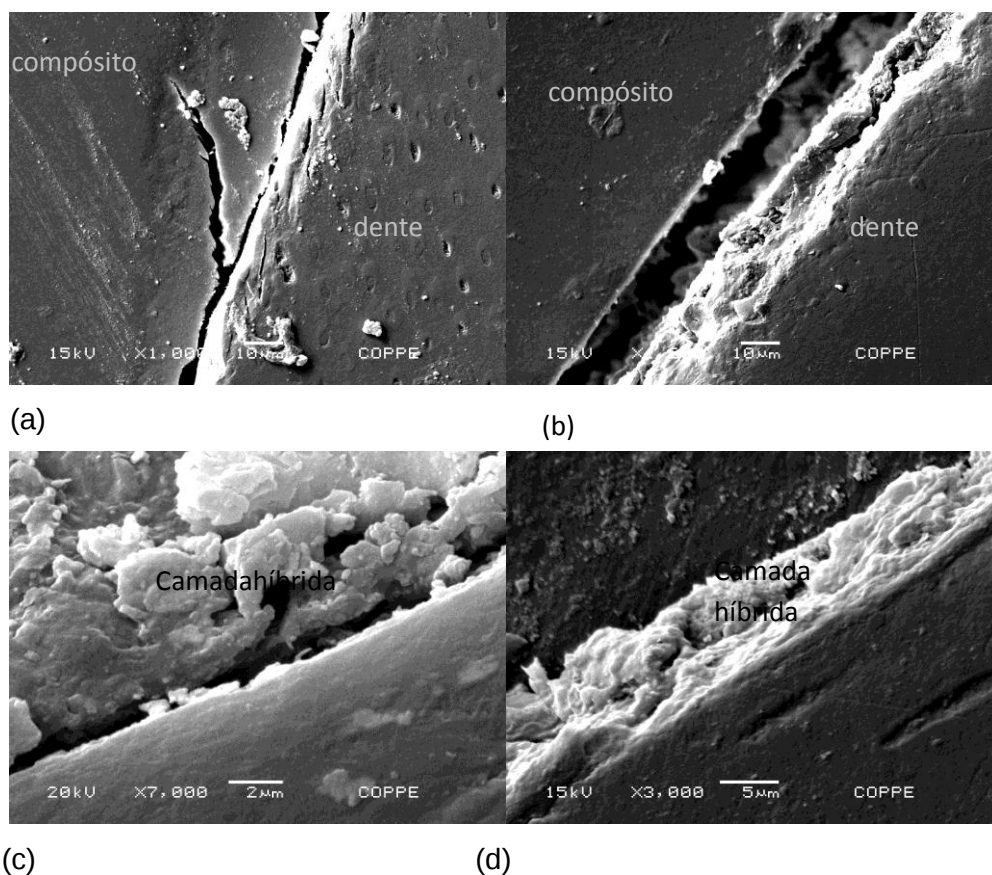


Figura 23. Fotomicrografias (a, b, c) interface adesiva rompida. Foto(d) interface adesiva íntegra com a presença da camada híbrida.

Para verificar se a falha no uso do adesivo dentinário estava relacionada a evaporação dos solventes, foi realizado o TGA em todos os recipientes de adesivos usados na pesquisa. Assim que o adesivo era adquirido, foi realizado o TGA com as primeiras gotas, antes mesmo de ele ser utilizado nas cavidades. Também foi realizado TGA quando o adesivo estava próximo ao final, após o seu uso. Observando-se os gráficos do TGA da Figura 23 verifica-se uma primeira queda até 100° C relacionada à perda do solvente (ABATE *et al.*,2000). A diferença entre as curvas mostra uma menor quantidade de solvente no adesivo no final que no novo indicando que houve evaporação do solvente durante o uso.

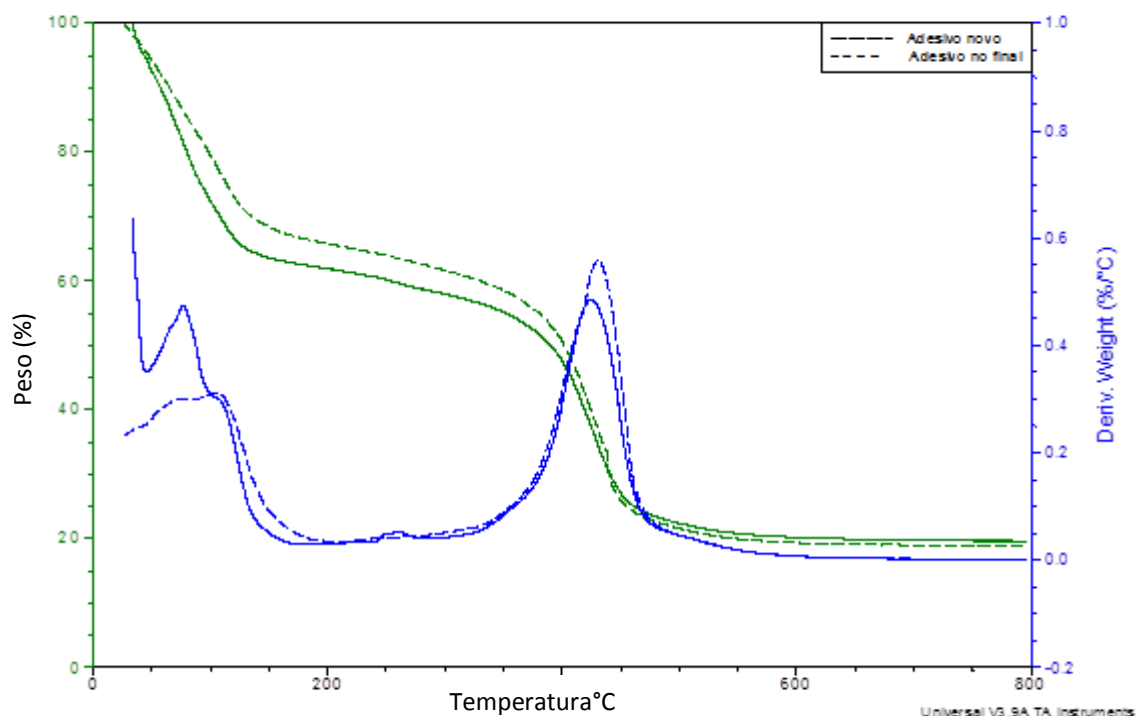


Figura 24. Análise TGA 10°C/min mostrando a perda de solvente no adesivo já utilizado. ADN (adesivo novo) e ADV (adesivo já utilizado)

Alguns autores já relataram a evaporação do solvente do adesivo dentinário com o tempo (ABDUSSAMD *et al.*, 2012; YEEVENES *et al.*, 2008; ABATE *et al.*, 2000). Em um trabalho recente, porém, SANTANA *et al.* (2014) não encontraram perda de solvente durante simulação no laboratório que reproduzia o fechamento e abertura do recipiente durante o uso. A maioria dos trabalhos encontrados na literatura observa a evaporação do solvente durante um determinado tempo. Como neste trabalho não avaliamos a evaporação do solvente tendo como relação o tempo e sim a quantidade de adesivo no recipiente, a diminuição do solvente pode estar relacionada com a abertura e fechamento do recipiente ou deposição de monômeros no fundo do recipiente.

O adesivo utilizado nesta tese (Single-bond – 3M) é um adesivo convencional de dois passos: ataque ácido seguido de aplicação do *primer*, que possui os monômeros de metacrilatos associados a solventes que, neste caso, são água e álcool. Os resultados encontrados indicam a perda de solvente com o tempo. Nas fotomicrografias foram observados rompimentos na camada híbrida que podem levar à falha da restauração e que foram associados a mudanças no adesivo com o tempo de

uso. Essas mudanças podem ser perda de solvente, como sugerido pelas análises de TGA, ou estágios iniciais de polimerização dos grupos metacrilatos, levando à presença de oligômeros de baixa massa molar ainda no recipiente, diminuindo a eficiência do adesivo.

Assim, os adesivos devem ser acondicionados em recipientes que dificultem a evaporação do solvente e cuidados deve existir na hora do uso, fechando rapidamente o mesmo após a utilização do adesivo (ABATE *et al.*, 2000). Outro cuidado importante é o de se agitar o recipiente antes da utilização para evitar a separação de fases dentro do adesivo (WANG *et al.*, 2007), pois se os monômeros depositarem no fundo do recipiente corre-se o risco de utilizar adesivo com excesso ou falta de solvente. Guardar o adesivo na geladeira pode ser outro fator a ser considerado, pois a baixa temperatura pode atrasar a reação entre os monômeros dentro do recipiente. É sempre importante observar as instruções do fabricante e utilizar o adesivo da forma correta, mas mesmo assim, não nos parece seguro a utilização do adesivo até o final.

Outros tipos de solventes estão sendo testados (SILVA, 2010). ABDUSSAMAD *et al.* (2012) testou o butanol terciário (XP BOND- Dentsply) e verificou que este adesivo possuiu menor perda de solvente que os que utilizam álcool e acetona. Um adesivo sem solvente já foi lançado (Bond-1 SF – Synca) no mercado. Pesquisas necessitam ser feitas para avaliar a eficácia desses materiais.

5 CONCLUSÕES

- A análise da deflexão de cúspides por extensometria óptica se mostrou um método fácil e confiável. Sem nenhum contato com a amostra, foi capaz de avaliar a deflexão e, conseqüentemente, a contração do compósito associado ao adesivo e ao dente.
- O tipo de compósito, a fonte de luz, o módulo de elasticidade do dente e do compósito, o momento de inércia do dente e o fator C desempenham um papel complexo na avaliação da contração. Nos preparos dos dentes humanos, quanto maior a irradiância do aparelho fotopolimerizador maior a contração. Nos dentes bovinos não existiu diferença estatística para os compósitos e nem para as diferentes irradiâncias, nas dimensões da cavidade utilizada.
- O presente estudo mostra que os dentes humanos e bovinos não obtiveram a mesma resposta frente a este teste *in vitro*, e isso foi atribuído a diferenças no preparo cavitário, no fator C e no momento de inércia dos dentes.
- O compósito nanohíbrido apresentou maior contração, menor dureza e menor módulo de elasticidade que o nanoparticulado, comportamento este justificado pelo menor tamanho de partícula de carga e menor quantidade de TEGDMA encontrado no nanoparticulado.
- Cuidados devem existir quanto ao uso do adesivo dentinário, pois alterações na sua composição durante o uso podem afetar a eficiência da adesividade.
- Os valores de dureza variaram com a profundidade essa variação foi mais acentuada para os compósitos polimerizados em um molde elastomérico do que nas restaurações no dente. Desta forma, os testes laboratoriais nem sempre reproduzem as condições *in vivo*.
- A análise da contração de polimerização dos compósitos odontológicos é um processo multifatorial que envolve as propriedades do dente, propriedades do compósito, composição dos compósitos, formato e tamanho da cavidade, fator C, efetividade dos adesivos dentinários. Sendo assim, a avaliação de somente um desses parâmetros pode levar a conclusões errôneas sobre o comportamento do material quando utilizado em uma restauração dentária.

6 TRABALHOS FUTUROS

- Verificar se diferenças no tempo, na irradiância e na configuração cavitária alteram a profundidade de polimerização.
- Avaliar a deflexão de cúspides com outras configurações de cavidade.
- Analisar o empacotamento das cargas nanoparticuladas e como esse fato interfere nas propriedades dos compósitos.
- Avaliar a perda de outros solventes presentes nos adesivos.
- Verificar a qualidade adesiva de acordo com os diversos solventes utilizados nos adesivos dentinários.
- Correlacionar as propriedades do compósito com aumento de irradiância.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABATE,P.F.; RODRIGUEZ,V.I.; MACCHI, R.L. "Evaporation of solvent in one-bottle adhesives". Journal of Dentistry . v.28, pp.437-440, 2000.

ABE,Y.; LAMBRECHETS, P.;INOUE, S." Dynamis elastics modulus of packable composites"Dental Materials v.17, pp520-525, 2001.

ABDUSSAMAD, J.Y.; GEORGE, J.V.; SREENIVASA, B.V.; INDIRESHA, M." The effect of storage and air-drying on solvent evaporation of three different one-bottle adhesive systems: a comparative in-vitro study" Journal of International Oral Health.v 4; n 3, 2012.

AMERICAN NATIONAL STANDARD/ AMERICAN DENTAL ASSOCIATION, ANSI/ADA specification nº27: Resin-based filling materials., Chicago, 1993.

ANUSAVICE, KENNETH J. Phillips – Materiais Dentários. Editora Guanabara Koogan, 11 ed., 2005.

ANUSAVICE,K.; SHEN, C.; RAWLS, H.R. Phillips – Materiais Dentários. Editora Elsevier, 12 ed., 2013.

ARENDS J., CHRISTOFFERSEN J, RUBEN J, JONGEBLOED WL."Remineralization of bovine dentine in vitro". Caries Res. v. 23, n.5, pp.309-314, 1989;

ANVISA, Serviços Odontológicos Prevenção e Controle de Riscos.Tecnologia em Serviços de Saúde, Editora Anvisa, Brasília, 2006

ASMUSSEM, E.;PEUTZFELDT, A." Influence of Pulse-Delay Curing on Softening of Polymer Structures" J Dent Res v.80, n.6, pp. 1570-1573, 2001.

AUSIELLO,P.; APICELLA, A.; DAVIDSON,C."Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations—a 3D finite element analysis"Dental materials V.18, n.4, pp. 295–303,2002.

AWLIYA, WY. "The influence of temperature on the efficacy of polymerization of composite resin". J Contemp Dent Pract v.8; n.6; pp:9-16, 2007

BASEGGIO, W. "Influência da variação da densidade de potência na contração de polimerização e adaptação marginal de resinas compostas a base de metacrilato e

silorano” Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia de Bauru – USP, São Paulo, 2011.

BEATRICE, L.C.de S.; SILVA, C. H.V.; AGUIAR, C.M.; FARIA, A.B.S.; BARROS, L.F.” Resinas compostas: contração e profundidade de polimerização.” Odontologia. Clínica Científica., v.8 ;n.2; pp. 111-114, abr/jun., Recife 2009

BOARO, L. C. C. ;GONÇALVES, F. , GUIMARÃES, T. C. ; FERRACANE, J. L.; VERSLUIS, A.; BRAGA, R.R. “Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative Composites” Dental Materials V. 26, n.12, dez. 2010

BORGES, P. C. “Avaliação do comportamento mecânico de laminados cerâmico aderidos a dentes bovinos utilizando as técnicas de MEF e ensaios in vitro”. Tese de Mestrado. COPPE – UFRJ; Rio de Janeiro; 2005.

BRAGA, R.R , FERRACANE J.L. “Contraction Stress Related to Degree of Conversion and Reaction Kinetics” J DENT RES v.81, pp.114-118, 2002

BRAGA R.R., HILTON TJ, FERRACANE JL. “Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers”. Journal of the American Dental Association v.134, n.6, pp.721-728, 2003.

BRAGA, R.R.; FERRACANE, J.L. “Alternatives in Polymerization Contraction Stress Management”. Crit Rev Oral Biol Med., v.15; n.3; pp.176-184, 2004. 76

BRANDT, W.C; SILVA-CONCILIO, L.R.; NEVES, A.C.C.; SOUZA-JUNIOR, E.J.C.; SINHORETI, M.C. “Influence of photoactivation method and mold for restoration on the Knoop hardness of resin composite restorations” Lasers Med Sci v.28, pp. 1227-1231, 2013.

BRITTO JR.; F.M. “Avaliação “in vitro” de ensaios instrumentados de dureza em esmalte de dente bovino, antes e após clareamento dental a laser”. Tese de Mestrado. Instituto de pesquisa energética e nucleares – USP; São Paulo; 2004.

BUSATO, A.L.S. et al..” Métodos de fotoativação”. Stomatos. v.13, n.24, pp. 45-52; jan-jun; 2007.

CALHEIROS, F.C. “Relação entre tensão de contração e grau de conversão em compósitos restauradores”. Tese de Mestrado. São Paulo, Faculdade de Odontologia da USP, 2003.

CALHEIROS, F.C.; KAWANO, Y.; STANSBURY, J.W.; BRAGA, R.R. "Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites". Dent Mater. V.22 pp.799-803; 2006.

CAMPOS, L.M.P.; PARRA, D.F.; VASCONCELOS, M.R.;VAZ, M.; MONTEIRO, J. "DH and ESPI laser interferometry applied to the restoration shrinkage assessment Radiation Physics and Chemistry" v.94,pp.190-193, 2014.

CARVALHO, R. M. *et al.*. "A review of polymerization contraction: the influence of Stress development versus stress relief". Operative Dentistry.v. 21, pp.17-24, 1996.

CASTANHO,G.M. " Avaliação in vitro da microdureza da dentina bovina normal e esclerosada". Revista sul-brasileira de odontologia. V.6, n.2; 2009.

CAVINA, D.A. "Avaliação das forças geradas durante a contração de polimerização de resinas híbridas". Tese de Mestrado. Faculdade de odontologia de Bauru, USP, São Paulo, 2003

CHIEN,H.; CHIU,P.; HUANG,B.; KUANG,J. " Young's Moduli of Human Tooth Measured using Micro-Indentation Tests". Life Science Journal. v.9, n.2, 2012.

CHOI,K.K; CONDON,J.R.;FERRACANE, J.L. "The Effects of Adhesive Thickness on Polymerization Contraction Stress of Composite." J Dent Res v.79,n.3, pp.812-817, 2000.

CHUANG,SHU-FEN; CHANG, CHIH-HAN; CHEN, TERRY YUAN-FANG. "Spatially resolved assessments of composite shrinkage in MOD restorations using a digital-image-correlation technique". Dental materials v.27;n.2;PP.134-143; 2011

COBB, DEBORAH S. *et al.*. " The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison". The journal of Dental American Association. v.4, n.1, pp. 13-18, jan/fev 2000.

CONCEIÇÃO, A.A.B., CONCEIÇÃO,E.N., DANTAS,D. *et al.* "Mensuração da contração de polimerização de resinas compostas através da microscopia eletrônica de varredura" Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre., v. 49, n. 1, pp. 31-33, 2008.

CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. " Assessing The effect of a composite formulation on Polymerization stress".J Am Dent Assoc ; V.131; pp.497-503,,2000.

CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. "Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles". Biomaterials. V.23, n.18,;pp.3807-15,2002

COOK, W. D.; FORREST, M.; GOODWIN, A. A. "A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites". Dental Materials. v.15, pp.447-449, 1999.

CRAIG, ROBERT G.; POWERS, JOHN M. "Materiais Dentários Restauradores" Editora Santos. 11a Edição, São Paulo, 2004.

DALLI'MAGRO, E. *et al.* "Effect of Different Modes of Light Modulation on the Bond Strength and Knoop Hardness of a Dental Composite". Brazil Dent J. v.19; n. 4; pp. 334-340; 2008.

DAVIDSON, C. L. e DE GEE, A. J. "Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dental composites". J. Dent. Res. V.63, n.2, pp.146-148, 1984.

DAVIDSON, C.L.; FEILZER, A.J. "Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives" Journal of Dentistry. V. 25; n.6; pp. 435-440; nov. 1997.

DAVIDSON, C. L. "Handling of mechanical stress in composite restorations". Dent Update. v. 25, n.7, pp.274-279, set. 1998.

DeWALD, J.P. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: A review of infection control considerations- Dent Mater 13:74-81, March, 1997.

DIETER, G.H. Metalurgia Mecânica. 2ª Ed., Rio de Janeiro, Editora Guanabara, 1981.

DONASSOLLO, T. A.; ROMANO, A.R.; DEMARCO, F.F.; DELLA-BONA, A. "Avaliação da microdureza superficial do esmalte e da dentina de dentes bovinos e humanos (permanentes e decíduos)" Rev. Odonto Ciênc., Porto Alegre, v. 22, n. 58, p. 311-316, out./dez. 2007.

DUNN, WILLIAM J.; BUSH, ANNEKE C. "Uma comparação da polimerização de resinas compostas através de aparelhos com LEDS (luz emitida por diodos) e aparelhos com luz halógena". JADA-Brasil.v.5, pp.142-149, 2002.

EICK JD, GWINNETT AJ, PASHLEY DH, ROBINSON SJ. "Current concepts on adhesion to dentin". Crit Rev Oral Biol Med.v.8, n.3, p. 306-335, 1997.

EKAMBARAM , M.;YOU, C.K.Y, MATINLINNA ,J.P." An overview of solvents in resin–dentin bonding". International Journal of Adhesion & Adhesives. v.57, pp.22-33, 2015.

EL-KORASHY, DI; "Post-gel Shrinkage Strain and Degree of Conversion of Preheated Resin Composite Cured Using Different Regimens". *Operative Dentistry*, V.35; n.2; pp.172-179; 2010

EMAMI, N.; SJÖDAHL, M.; SÖDERHOLM, K. J.; "How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulated filled resin composites; *Dental Materials*; v. 21, p. 721-30, 2005.

EMAMIEH, S.; SADR,A.; GHASEMI,A.; TORABZADEH, H.; AKHAVANZANJANI,V.; TAGAMI,J. "Effects of solvent drying time and water storage on ultimate tensile strength of adhesives". *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* . v.5, pp.51-57, 2014.

FANO,V;. ORTALLI,I;. PIZZI, S.; BONANIN, M. "Polymerization shrinkage of microfilled composites determined by laser beam scanning". *Biomaterials* v.8, n.6.199.

FEILZER, A.; DeGEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. "Setting stress in compositite resin in relation to conFiguration of the restauration". *J. Dent. Res.* v.66, n.11, pp. 1636-1639, nov. 1987.

FERRACANE, J.L.; BERGE, H.X.; CONDON, J.R. "In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling" *Journal of Biomedical Material Research*. v.42,n.3, pp.465-472,1998.

FERRACANE, J.L. "Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization". *Dent Mater.* v.21; PP.36-42; 2005.

FERRACANE, J.L.; "Resin composite – State of art"; *Dental Materials*, v. 27, p. 29-38, 2011.

FERRACANE, J.L."Buonocore Memorial Lecture Placing Dental Composites-A Stressful Experience". *Operative Dentistry*, v.33,n.3, pp. 247-257, 2008.

FERRACANE, J.L.; Aday, P.; Matsumoto, H.; Marker, V.A. "Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins." *Dent Mater*, v.2, p. 80-84, 1986.

FILIPOV, I.A.; VLADIMIROV, S.B. "Residual monomer in a composite resin after light-curing with different sources, light intensities and spectra of radiation" *Braz. Dent. J.v.17*, n.1, 2006.

FINDLAY, A.; A Hundred Years of Chemistry, 1948- Disponível em: <<https://archive.org/stream/hundredyearsofch029685mbp#page/n7/mode/2up,>>
Acesso em: 13 de Abril de 2015.

FRANCO, E.B.; LOPES, L.G. “Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos”. Biodonto.v.1,n.2, mar/abr. 2003.

FRANCO JUNIOR, A.R. “Obtenção de revestimento duplex por nitretação a plasma e PVD-TiN em aços ferramenta AISi D2 e AISI H13”. Tese de doutorado. Escola Politécnica – USP. São Paulo, 2003.

FREEDMAN, G. “Resinas condensáveis; o novo paradigma dos alternativos do amálgama”. BND. Out./dez. 1999.

FRIEDMAN J. “Thermally assisted flow and polymerization of composite resins”. Contemp Esthet Rest Pract . v. 7; pg46; fev 2003.

GAJEWSKI,V. E. S.; PFEIFER; C. S.; FRÓES-SALGADO, N. R. G.; BOARO, L. C .C.; BRAGA,R.R “Monomers Used in Resin Composites:Degree of Conversion, Mechanical Properties and Water Sorption/Solubility”. Brazilian Dentistry Journal v.23, n.5, pp. 508-514,2012.

GARCIA, G.; FERNANDES, K. B. P.; GARCIA, F. C. P.; D’ALPINO, P. H. P.; SVIZERO, N. R.; WANG,L. “Solvent Retention of Contemporary Commercial Dentin Bonding Agents in a Demineralized Dentin Matrix” Eur J Dent.V.4,n.3,pp.293-297, 2010.

GORDAN, V.V. *et al.* “Evaluation of adhesive systems using acidic primers”. Am. J. Dent., San Antonio, v.10, n.5, p.219-223, Oct. 1997.

HANNIG, M.; BOTT, B.. “In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources”. Dental Materials v.15;n.4; pp.275-281;1999.

HE, L. H.; FUGISAWA, N.; SWAIN, M. V. “Elastic Modulus and stress-strain response of human enamel by nano-indentation”. Biomaterials v.27, p.4388-4398, 2006.

HE, J., SÖDERLINGD, E.; . LASSILA, L.V.J.;. VALLITTUA, P.K. “Preparation of antibacterial and radio-opaque dental resin with new polymerizable quaternary ammonium monomer”. Dental Materials. v.31, pp.575-582, 2015.

HOOD JA. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications. *Int Dent J* . v.41, pp.25-32, 1991.

HUMEL, M. M. C.; OLIVEIRA M. T.; CAVALLI, V.; GIANNINI, M. "Effect of storage and disinfection methods of extracted bovine teeth on bond strength to dentin" *Braz J Oral Sci.* v. 6, n. 22, 2007.

ILIE, NICOLETA; HICKEL, REINHARD. "Macro, micro and nano-mechanical investigation on silorane and methacrylate-based composites". *Dental Materials*. V.25; n.5; 2009.

JACOMASSI, DENIS PABLO. "Estudo e otimização da fotocura de resinas compostas de uso odontológico". Tese de Doutorado. Programa de pós-graduação Interunidades em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade de São Paulo. 2010.

JORGE, ALC; BATISTA, GR; ARAÚJO, MAM; ET AL.; "Interferência dos métodos de fotopolimerização na microinfiltração marginal de restaurações de resina composta"; *Cienc Odontol Bras*; v. 11; n. 2, p. 36-43, abr./jun, 2008.

JUCHEM, C.O. "Avaliação do desempenho de LEDs na ativação de um compósito odontológico através de ensaios de sorção, solubilidade, nanodureza e módulo de elasticidade" Tese de Mestrado. Universidade Federal de Rio Grande do Sul, 2005.

KARABELA, M.M.; SIDERIDOU, I.D.; "Synthesis and study of properties of dental resin composites with different nanosilica particles size"; *Dent Mater*; doi:10.1016/j.dental.2011.04.008; In press, 2011

KERBY, R.E.; KNOBLOCH A.L., SCHRICKER, S; GREGG. "Synthesis and evaluation of modified urethane dimethacrylate resins with reduced water sorption and solubility". *Dental Materials* 'v. 25, pp.(2009) 302–313.

KLEVERLAAN, C.J.; FEILZER, A., J. "Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites". *Dental Materials* v.21, pp.1150-1157, 2005.

KOCH, T.; SEIDLER, S. "Correlations between Indentation Hardness and Yield stress in Thermoplastic Polymers". *Strain*. v.45; pp. 26-33; 2009.

KINOMOTO, Y.; TORI, I.M. "Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations" *J Dent*. v. 26; p.165-171, 1998.

KORAN P, KURSCHNER R., "Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization.", Am J Dent; v. 11, p. 17-22, 1998.

LAMOSA, A.C. "Comparação da dentina de dentes humanos e de dentes bovinos através de microscopia eletrônica de varredura." Tese de Mestrado. Faculdade de odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2001.

LAU, A.; LI,J.; HEO,Y.C.; FOK, A.; "A study of polymerization shrinkage kinetics using digital image correlation." Dental Materials. . 31, pp.391-398,2015.

LEE, M.;CHO,B.; SON, H.;UM, C.; LEE, I. "Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration". Dental Materials v.23,n.3, pp.288-295, 2007.

LEE, S. H.; CHANG, J.; FERRACANE, J.; LEE, I.B. "Influence of instrument compliance and specimen thickness on the polymerization shrinkage stress measurement of light-cured composites". Dental Materials. V.23; N.9; p.1093-1100; set. 2007 (b).

LEE, I.B.;MIN,S.H.; SEO, D.G. " A new method to measure the polymerization shrinkagekinetics of composites using a particle tracking method with computer vision".Dental Materials.v.28, pp.212-218, 2012.

LEPRINCE, J. G.; PALIN, W. M.; HADIS, M. A.; *et al.*; "Review; Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency"; Dental Materials; v. 29, n. 2, p. 139-56, 2013.

LI,J.; LI,H.; FOX, A.S.L. ; WATTS, D.C. "Multiple correlations of material parameters of light-cured dental composites" .Dent Mater. V.25; n.7; pp.829-36; 2009.

LI, J.; LAU,A.;. FOK, A.S.L "Application of digital image correlation to full-field measurement of shrinkage strain of dental composites", J. Zhejiang Univ. Sci. A (Appl. Phys.Eng. v.14, n.1,pp.1-10, 2013.

LIBÖRIO-LAGO, C.C.; BEZERRA,R.B. "Influência do tempo de abertura dos recipientes de sistemas adesivos na microinfiltração marginal em restaurações de resina composta". R. Ci. méd. biol., Salvador, v.8, n.2, p.162-170, 2009

LIM, B.S.; FERRACANE, J.L.; SAKAGUCHI, R.L.; CONDON, J.R. "Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation". Dent Mater v.18; pp.436-444; 2002.

LOGUERCIO, A.D.; REIS, A.; SCHOEDER, M. *et al* "Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations" Journal of Dentistry v.32, pp. 459-470, 2004.

LOPES, L.G. "Avaliação da contração de polimerização e das tensões promovidas em função de diferentes sistemas de polimerização e de materiais restauradores estéticos". Tese de doutorado. São Paulo. Faculdade de odontologia de Bauru, USP, 2003

LOPES, M. B.; SINHORETI, M. A. C.; CORRER SOBRINHO, L.; CONSANI, S. "Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests" Pesqui. Odontol. Bras.v.17,n..2, 2003

LORETTO, S.C.; SILVA, A.K.S.; BRANDÃO, R.K.Z.; CARNEIRO, M.C.M.; SOUZA JUNIOR, M.H.S." Avaliação in vitro da fenda de contração de polimerização formada por diferentes resinas compostas universais". Rev Sul-Bras Odontol. V.7; n.4; pp.430-438; 2010

MARTINSEN, M.; EL-HAJJARA, R.F.; BERZINS, D.W. "3D full field strain analysis of polymerization shrinkage in a dental composite". Dent. Mater. V. 29, pp. 161-167, 2013.

McCABE, J. F., RUSBY, S., "Water absorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials". Biomaterials, Out. 2003.

MENEGAZZO, L.M. "Estudo do Grau de Conversão e Dureza em Compósitos Odontológicos Fotopolimerizáveis ". Tese de Mestrado. Faculdade de Engenharia – UNESP. São Paulo. Julho, 2007

MENDES, L.C.; TEDESCO, A.D.; MIRANDA, M.S." Determination of degree of conversion as function of depth of a photo-initiated dental restoration composite" Polymer Testing v.24, pp. 418-422, 2005.

MIAO, X.; LIB, Y.; ZHANG, Q. "Low shrinkage light curable dental nanocomposites using SiO₂ microspheres as fillers" Materials Science and Engineering C. v.32, pp.2115-2121, 2012.

MIYAZAKI, M.; OSHIDA, Y.; MOORE, B. K.; *et al*; "Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites"; *Dent Mater*; v. 12, p. 328-332, 1996.

MICHAUD, P.; PRICE, R.B.T.; LABRIE, D., RUEGGERBERG, F.; SULLIVAN, B. "Localised irradiance distribution found in dental light curing units". *Dental Materials* v.42, pp. 129-139, 2014.

MILLS, R. W., UHL, A.; BLACKWELL, G.B. *et al*. "High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: barcol hardness, compressive strength and radiometric properties". *Biomaterials*. v.23; pp. 2955-2963; 2002.

MONTEIRO, G. Q. M.; MONTES, M. A. J. P. R. ; ROLIM, T.V. *et al*. "Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites" *Dental Materials* v.27, pp. 176-186, 2011.

MONTENEGRO, GIL *et al*. "Descobrimos seu fotopolimerizador". *Revista da APCD*. v.57, n.1, p. 66-71, jan./fev. 2003.

MORAES, R.R. "Redução da contração de polimerização em resinas e compósitos odontológicos pela adição de nanopartículas poliméricas reticuladas". Tese de Doutorado. Faculdade de odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas. Piracicaba, 2009.

MUCCI, V.; *et al*. "Influence of thermal expansion on shrinkage during photopolymerization of dental resins based on bis-GMA/TEGDMA". *Dent Mater* v.25; n.1; pp. 103-114; jan 2009.

MUSANJE, L.; DARVELL, B.W. "Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity". *Dental Materials* v.19, pp.531-541, 2003.

NAKAMICHI, I., IWAKU, M., FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitute in the adhesion test. *J Dent Res* v. 62, n.10, pp.1076-81.1983

NEUMANN, M.G.; SCHMITT, C.C.; FERREIRA, G.C.; CORREA, I.C. "The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units" *Dental Materials*, v. 22, n.6, pp. 576-584, 2006.

NEUMANN M.G, MIRANDA WG JR, SCHMITT CC, RUEGGERBERG FA, CORREA IC
“Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. J Dent.v.33,n.6,pp.525-532, 2005.

NOORT, RICHARD VAN. “Introdução aos Materiais Dentários”. Editora Artmed. 2a Edição. Porto Alegre, 2004

NOVERO, LORENZO PABLO.” Polimerización de las resinas compuestas”. Revista asoc. Odontol. Argentina. V. 89, n.2, pp.185-191, mar/abril 2001.

OGLIARI, F.A.; ELY, C.; ZANCHI, C.H., *et al.*. “Influence of chain extender length of aromatic dimethacrylates on polymer network development”. Dental Materials v.24, pp.165-171, 2008.

OLESIAK, S.A.; OYEN,M.L.; FERGUSON,V.L. “Viscous-elastic-plastic behavior of bone using Berkovich nanoindentation” Mech Time-Depend Mater. V.14; pp111-124, 2010.

OLIVER, W.C.; PHARR, G.M. “An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load displacement sensing indentation experiments.” Journal of Materials Research. v.7, n.6, jun 1992.

OLIVER, W.C.; PHARR, G.M.” Measurement of hardness and elastic modulus by instrumented indentation: Advances in understanding and refinements of methodology”. J. Mater Res. v.19, n.1, 2004.

PABIS,L.V.S.; XAVIER, T.A.; ROSA,E.F.;et al. “A method to investigate the shrinkage stress developed by resin-composites bonded to a single flat surface”. Dental Materilas. V.28, pp. 27-34, 2012.

PALIN, W.M.; FLEMING,G.J.P.; NATHWANI,H.; BURKE,F.J.T.; RANDALL, R.C.”In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites”. Dental Materials ;v. 21;n.4; pp. 324-335; Abril 2005.

PALIN, W.M.; SHAWKAT, E.S.; SHORTALL, A.C.; ADDISON,O. “Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites”. Dental materials . v.25; pp.1338-1346; 2009.

PASHLEY, D.; CARVALHO, R.M. “Dentine permeability and dentine adhesion”. J Dent 1997;25(5):355-72.

Perfil técnico Evolux, Dentsply, Brasil, 2013.

Perfil técnico Filtek P90 3M. ESPE, Brasil, 2007.

Perfil técnico Z350 XT, 3 M ESPE, Brasil, 2010.

PERDIGÃO, J.; FRANKENBERGER, R. "Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion". Quintessence Int. v.32, n.5, p.385 – 390, 2001.

PERDIGÃO, J.; SWIFT, J.R.E.J.; LOPES, G.C.. "Effects of repeated use on bond strengths of one-bottle adhesives". Quintessence Int v.30,n.12, pp.819-823,1999.

PEUMANS, M.; KANUMILLI, P.; DE MUNCK, J.; VAN LANDUYT, K.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B. "Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials". Dent Mater, v.21, n.9, pp.864-881, 2005.

PEUTZFELDT, A. "Resin composites in dentistry: the monomer systems". Eur. J. Oral Sci., v.105, pp.97-116, 1997.

PRICE, R.B.; RIZKALLA, A.S.; HALL, G.C. "Effect of stepped light exposure on the volumetric polymerization shrinkage and bulk modulus of dental composites and an unfilled resin". Am J Dent. V. 13, 176-180, 2000.

PINTAÚDE, G. "Análise dos regimes moderado e severo de desgaste abrasivo utilizando ensaios instrumentados de dureza". Tese de doutorado. Escola politécnica da Universidade de São Paulo. São Paulo, 2002.

REES, J.S.; JACOBSEN, P.H. "The polymerization shrinkage of composite resins". Dent Mater 5, p. 41-44, 1989.

REES, J.S.; JAGGER, D.C.; WILLIAMS, D.R. *et al.* "A reappraisal of the incremental packing technique for light cured composite resins" J. Oral Rehabil. v. 31, pp.81-84, 2004.

REIS, A.F.; OLIVEIRA, M.T.; GIANNINI, M.; GOES, M.F.; RUEGGEBERG, F.A. "The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin." Oper Dent v.28,n.6,p. 700-706; 2003

REIS, A.; LOGUERCIO, A.D. "Materiais Dentários Restauradores Diretos: dos fundamentos a aplicação clínica". Editora Santos, São Paulo, 2007.

ROCHA, R.S.F. "Estudo de propriedades físico-químicas de resinas odontológicas: grau de conversão, dureza e expansão térmica." Tese de Mestrado. Faculdade de Engenharia-UNESP. Ilha Solteira-SP, 2006.

RODRIGUES JUNIOR, S. A.; PIN, L. F. S. ; MACHADO, G.; DELLA BONA, A.; DEMARCO, F. F. "Influence of different restorative techniques on marginal seal of class II composite restorations" J. Appl. Oral Sci. v.18; n.1; Jan./Feb. 2010.

RODRIGUES, P. S. H. "Microdureza, módulo de elasticidade e grau de cristalinidade de compósitos ativados por led e luz halógena com diferentes densidades de energia" Tese de Mestrado. Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2008.

RUEGGEBERG, FREDERICK A. "State of the art : Dental photocuring – A review". Dental Materials. V.27, n.1, pp.39-52, jan. 2011.

RUYTER, I.E. "Monomer systems and polymerization. In posterior composite resin dental restorative materials", St Paul: 3M,1985.

SAKAGUCHI,R.L.;BERGE, H.X. "Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites" Journal of Dentistry v.26, pp.695-700, 1998.

SAKAGUCHI,R.L.; FERRACANE,J.L." Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light-activated composite during polymerization" J Esthet Restor Dent . v.13, v.2, pp. 121-130, 2001.

SAKAGUCHI, R.L.; VERLUIIS,A.; DOUGLAS W.H."Analysis os strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites" Dental Materials. V. 13; pp. 233-239; julho, 1997.

SAKAGUCHI, R.L.; WILTBANK, B.D.; MURCHISON, C.F. "Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance". Dent Mater v.20; pp. 402-407; 2004.

SAKAGUCHI,R.L.; POWERS, J.M. "CRAIG, materiais dentários restauradores" 13 edição, RJ, Elsevier editora, 2012

SALGADO, N.R.G.F. "Influência do pré-aquecimento e de diferentes regimes de fotoativação na adaptação marginal, grau de conversão e propriedades mecânicas de um compósito nanoparticulado." Tese de Doutorado. USP. São Paulo, 2008.

SALLES,H.S.A.; CARNEIRO,M.C.M.; SOUZA JUNIOR,M.H.S.; LORETTO, S.C. "Influência da Fonte de Luz Fotoativadora na Fenda de Contração de Polimerização de

Resinas Compostas Universais” Rev Odontol Bras Central . v.19; n.50; pp. 243-249; 2010.

SANTANA,M.L.C; SOUSA JÚNIOR,J.A.; LEAL,P.C.;FARIA-E-SILVA, A.L.” does maintaining a bottle of adhesive without the lid significantly reduce the solvent content?” Brazilian Dental Journal. v.25, n.6, pp.543-545, 2014.

SANCHES R.P.; OTANI,C.; DAMIÃO, A. J.; MIYAKAWA, W. “AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching” Micron, v. 40, n. 4, pp. 502-506, 2009.

SATTERTHWAITE, J.D.; MAISURIA, A.; VOGELK.; WATTS, D.C “Effect of resin-composite filler particle size and shape on shrinkage-stress” Dental materilas v.28, pp.609-614, 2012.

SHAWKAT, E.S.; PALIN, W.M.; SHORTALL, A.C., et al; “Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites”; Dental Materials; v. 25, p. 1338–1346, 2009.

SCHILKE R, LISSON JA, BAUB O, GEURTSSEN W. “Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation”. Arch Oral Biol v.45, pp. 355-361, 2000.

SCHNEIDER LFJ, MORAES RR, SINHORETI MAC, CORRER-SOBRINHO L, CONSANI S. “Temperature rise and Knoop hardness promoted by different light-curing units.” Cienc Odontol Bras. v.11, n.1; pp.6-12; jan/mar 2008

SHORTALL, A.C.; PALIN, W.M.; BURTSCHER, P.; “Refractive Index Mismatch and Monomer Reactivity Influence Composite Curing Depth”; J Dent Res; v. 87, n. 1, p. 84-88, 2008.

SIDERIDOU I.; TERSKI V.; PAPANASTASIOU G. “Study of water sorption,solubility and modulus of elasticity of light-cured dimetacrylate-based dental resins”.Biomaterials, v.24, pp.655-65, 2003.

SIDERIDOU, I.D.; KARABELA, M.M.; VOUVOUDI ,E. “Dynamic thermo mechanical properties and sorption characteristics of two commercial light cured dental resin composites”. Dent Mater v.24, pp.737-743,2008.

SIDERIDOU, I.D. KARABELA, M.M., VOUVOUDI ,E. “Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites” Dent. Mater..I], v. 27, n.6, pp. 598-607, 2011

SILVA, P.R.P. "Estudo das propriedades mecânicas da interface adesiva criada por sistemas adesivos convencional e autocondicionante, associados ou não ao laser nd:yag,utilizando a técnica da nanoindentação".Tese de Mestrado. Faculdade de Odontologia – Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos, 2010.

SOUZA, F. C. P.P.; DRUBI FILHO, B.; CASEMIRO, L.A.; GARCIA, L.F.R.; CONSANI, S.; "Polymerization shrinkage stress of composites photoactivated by different light sources". Braz. Dent. J. ;v.20; n.4; Ribeirão Preto ; 2009.

SOUZA, J.A. "Propriedades mecânicas nas escalas macro, micro e nanométrica de quatro compósitos odontológicos reforçados com nanopartículas" Tese de Doutorado. COPPE – UFRJ. Rio de Janeiro, 2010.

SULIMAN, A.H.;BOYER,D.B.; LAKES,R.S. "Polymerization shrinkage of composite resins:comparison with tooth deformation." J. Prosthet. Dent. V.71, pp.7-12,1994..

TAGAMI, J.; TAO, L.; PASHLEY, D.H. "Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. Dent Mater. v.6, pp.645-650,1990

TAY, F.R.; PASHLEY, D.H. Agressiveness of comtemporany self-etching systems. Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent Mater V17,n.4, pp296-308, 2001

TARLE, Z.; KNEZEVIC, A.; DEMOLI, N. "Comparison of Composite Curing Parameters: "Effects of Light source and Curing Mode on Conversion, Temperature Rise and Polymerization Shrinkage". Operative Dentistry. V.31; n.2; PP.219-226; 2006.

TERUEL, J.D; ALCOLE, A.; HERNANDEZ,A.; ORTIZ RUIZ, A.J. "Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and ovine teeth" Archives of oral biology . v.60, pp.768-775, 2015.

TIBA,A.; CHARLTO.,D.G.; VANDEWALLE,K.S.; RAGAIN Jr, J.C. "Comparison of two video-imaging instruments for measuring volumetric shrinkage of dental resin composites". Journal of Dentistry v.33; pp. 757-763; 2005

TORRES, C.R.G.; BATISTA, G.R.; CÉSAR, P.D.; BARCELLOS, D.C.; PUCCI, C.R.; BORGES, A.B. "Efeito da elevação de temperatura pré-polimerização sobre a microdureza superficial da resina composta". RPG Rev Pós Grad v.15; n.1; pp.65-70; 2008.

TURSSI,C.P.;MESSIAS,D.F.; CORONA,S,M.;. SERRA,M.C. "Viability of using enamel and dentin from bovine origin as a substitute for human counterparts in an intraoral erosion model" *Braz. Dent. J.V.21, n.4, pp.332-336, 2010.*

UHL, A.; MILLS, R.W.; JANDT, K.D. "Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology." *Biomaterials. v.24; pp.1809-1820;2003.*

UNTERBRINK,G.L.;LIEBENBERG,W.H."Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations". *Quintessence Int. v.30, pp.249-257, 1999.*

VAN LANDUYT, K. L.; SNAUWAERT J, DE MUNCK J; et al. "Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives". *Biomaterials. v. 28, pp.3757-3785, 2007.*

VAN MEERBEEK B, INOKOSHI S, BRAEM M, LAMBRECHTS P,VANHERLE G "Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems." *J Dent Res v.71, pp.1530-1540, 1999.*

VERLUIJS,A.; TANTBIROJN,D.; PINTADO, M.R.; DeLONGA, R.; DOUGLASA,W.H. "Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration". *Dental Materials v. 20,n.6,p. 554–564,jul. 2004.*

VERSLUIS, A.; TANTBIROJN,D.; LEE,M.S.; TU,L.S.; DELONG, R. 'Can hygroscopic expansion compensate polymerization shrinkage? Part I. Deformation of restored teeth." *Dental materials v.27, n.2, p. 126–133, fev. 2011*

VIDAL, F. B. B.; LOURO, L. O.; OLIVEIRA,S. P. "Odontologia adesiva: a problemática da contração de polimerização".[http:// web.ugf.Br/ odonto links/ adesiva.html](http://web.ugf.br/odonto/links/adesiva.html). 2002.

VILLAT, C.; PRADELLE-PLASSE, N.; PICARD, B.; COLON, P. "Characterization method of photopolymerization kinetics of two dental composite resins using two types of light sources" *Materials Science and Engineering C V. 28 ; pp. 971-976; 2008*

WANG, Y.; SPENCER,P.; YAO,X.; BRENDA,B.. "Effect of solvent content on resin hybridization in wet dentin bonding". *J Biomed Mater Res A v.82,n.3,pp.975-983, 2007*

WANG,C.Y.;LI,Y.; WANG,X. *et al.* "The enamel microstructures of bovine mandibular incisors" *The anatomical record v.295, pp.1698–1706, 2012.*

WANG,R.; ZHANG,M.; LIU,F. et al. "Investigation on the physical–mechanical properties of dental resin composites reinforced with novel bimodal silica nanostructures" *Materials Science and Engineering C* v.50, pp.266-273,2015.

WEIG, K.M. "Avaliação da contração de polimerização e desgaste de compósitos odontológicos para restauração direta". Tese de Mestrado. Programa de Engenharia Metalurgica e Materiais- COPPE- UFRJ; 2004.

WEINMANN, W., THALACKER,C.; GUGGENBERGER, R. "Siloranes in dental composites" *Dental Materials* V. 21; pp.68-74; 2005

WYDRA, J. W.; CRAMER, N. B.; STANSBURY, J. W.; et al; "The reciprocity law concerning light dose relationships applied to BisGMA/TEGDMA photopolymers: Theoretical analysis and experimental characterization"; *Dental Materials*; v. 30,n. 6, pp. 605–612, 2014.

YAMASAKI, L.C.; MORAES, A.G.V.; BARROS, M. et al. " Polymerization development of "low-shrink" resin composites: Reaction kinetics, polymerization stress and quality of network"Dental Materialsv.29, n.9, pp.169 -179,2013.

YASSEN,G.H.; PLATT, J.A.; HARA, A.T."Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature" *J. Oral Sci.* v. 53, n.3, pp.272-282, 2011.

YEVENES,I.; BALTRA, M.O.;URZUA, I.; REYES,J.; PETRASIC, L.." Chemical stability of two dentin single-bottle adhesives as a function of solvent loss" *Rev. odonto ciênc.*V.23, n.3, pp.220-224, 2008.

ZENG, K.; S6DERLUND,E.; GIANNAKOPOULOS, A.E.; ROWCLIFFE, D.J. "Controlled indentation: a general approach to determine mechanical properties of brittle materials" *Acta materialia*. v. 44, n. 3, pp. 1127-1141; 1996.

ZORZIN,J.; MAIER,E.;HARRE,S. "Bulk-fill resin composites: Polymerizationproperties and extended light curing" *Dental materails*. V. 31, pp. 293-301, 2015

8 –ANEXO - Estatística

Tabela 8 - Tabela Anova – Deflexão de cúspides - dente humano: material (Evolux e Z350 XT) e aparelho fotopolimerizador (LED 420 e LED 680)

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Aparelho	1	0,746155661	0,746155661	112,785222	0
Mat	1	0,410745209	0,410745209	62,08622678	0
aparelho:mat	1	0,063868068	0,063868068	9,653983227	0,0037
Resíduos	36	0,238165988	0,006615722		

Tabela 9 - Tabela Anova – Deflexão de cúspides - dente de boi: material (Z350 XT e Evolux) e aparelho fotopolimerizador (LED 420 e LED 680)

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Aparelho	1	0,000309414	0,000309414	0,228928774	0,6352
Mat	1	0,005877473	0,005877473	4,348615113	0,0442
aparelho:mat	1	0,000231313	0,000231313	0,171143414	0,6816
Resíduos	36	0,048656646	0,001351573		

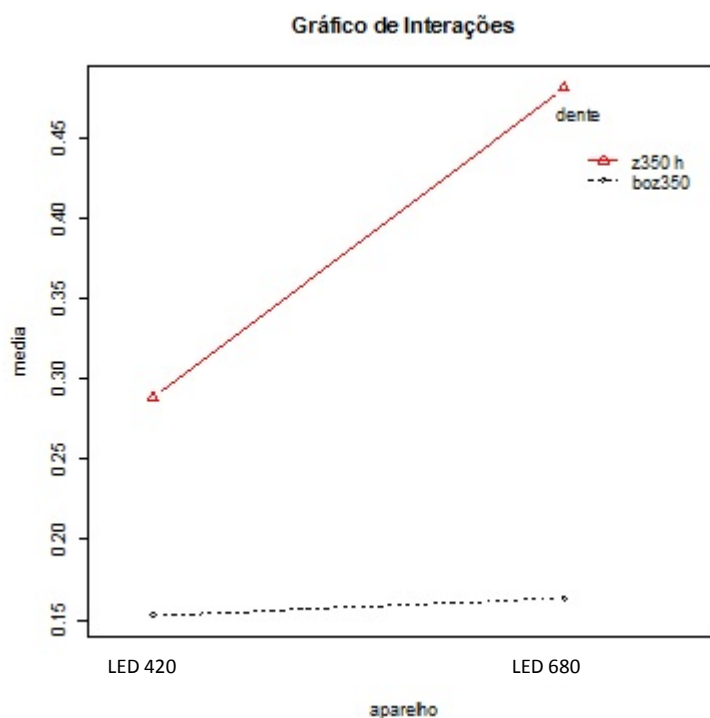


Figura 25 - Gráfico de interações Dente humano e bovino, Z350XT com LED420 e LED 680

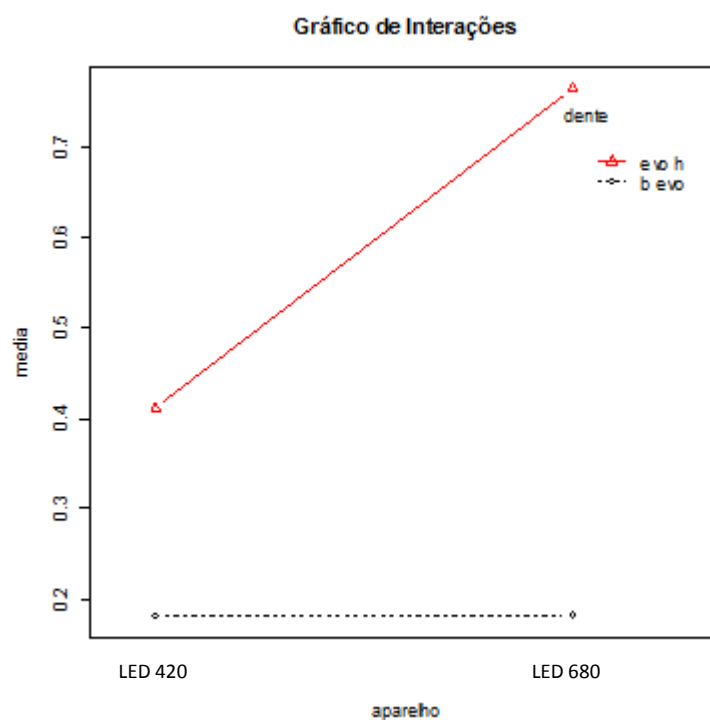


Figura 26 - Gráfico de interações dente humano e bovino, Evolux, LED 420 e LED 680

Tabela 10 - Teste não paramétrico Kruskal-Wallis –deflexão de cúspides dente bovino

<i>Informação</i>	<i>Valor</i>
Kruskal-Wallis qui-quadrado	3,807804878
Graus de Liberdade	3
P-valor	0,282979597

<i>Fatores Comparados</i>	<i>Diferença Observada</i>	<i>Diferença Crítica</i>	<i>Diferença</i>
evo_420 - evo_680	1	13,79314949	Não
evo_420 - z350_420	8,2	13,79314949	Não
evo_420 - z350_680	3,6	13,79314949	Não
evo_680 - z350_420	9,2	13,79314949	Não
evo_680 - z350_680	4,6	13,79314949	Não
z350_420 - z350_680	4,6	13,79314949	Não

Tabela 11-Teste não paramétrico Kruskal-Wallis – deflexão de cúspides dente humano

<i>Informação</i>	<i>Valor</i>
Kruskal-Wallis qui-quadrado	33,51219512
Graus de Liberdade	3
P-valor	2,51122E-07

<i>Fatores Comparados</i>	<i>Diferença Observada</i>	<i>Diferença Crítica</i>	<i>Diferença</i>
evo_420 - evo_680	10	5,185577282	Sim
z350_420 - z350_680	10	5,185577282	Sim
evo_680 - z350_680	10	5,185577282	Sim
evo_420 - z350_420	10	5,185577282	Sim

Tabela 12 - Teste Tukey: deflexão de cúspides do compósito Z350 XT no dente bovino com LED 420 e 680

<i>Tabela da Anova</i>					
	<i>G.L.</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
Fator	1	0,000537892	0,000537892	0,279258162	0,60364315
Resíduos	18	0,034670623	0,001926146		

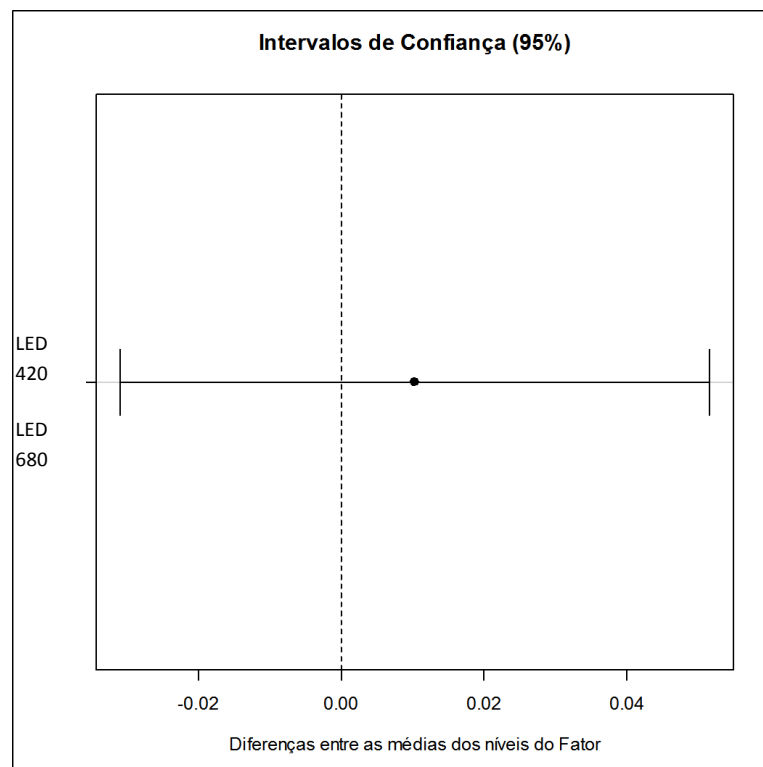


Figura 27- Intervalo de confiança das médias de deflexão de cúspides do compósito Z350 XT no dente bovino com LED 420 e 680

Tabela 13 - Tabela Anova módulo de elasticidade do esmalte e dentina do dente humano e bovino.

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Tecido	1	27534,79721	27534,79721	1132,668958	0
Dente	1	1534,555301	1534,555301	63,12532978	0
tecido:dente	1	997,3237454	997,3237454	41,0258205	0
Resíduos	36	875,1477581	24,30965995		

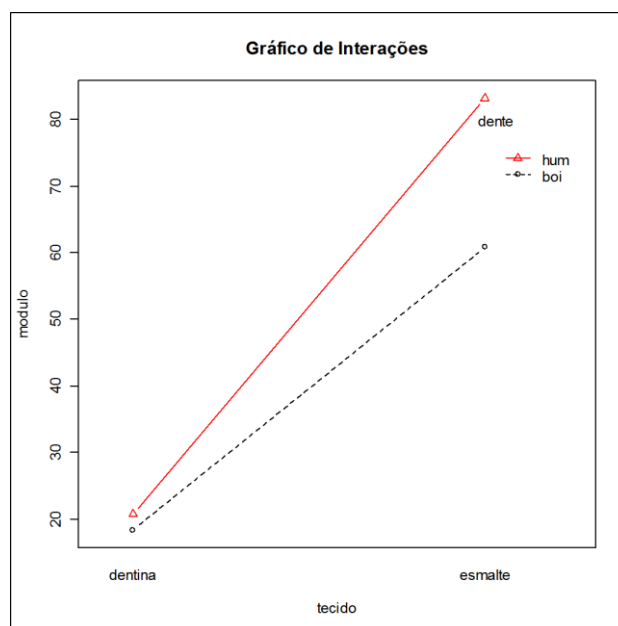


Figura 28 – Gráfico de interações do módulo de elasticidade do esmalte e dentina no dente humano e bovino.

Tabela 14 - Teste não paramétrico Kruskal-Wallis – módulo esmalte e dentina bovino e humano

Informação	Valor
Kruskal-Wallis qui-quadrado	34,7260274
Graus de Liberdade	3
P-valor	1,39191E-07

Comparações Múltiplas			
Fatores Comparados	Diferença Observada	Diferença Crítica	Diferença
boi_esmalte - hum_esmalte	10	5,185577	Sim
boi_dentina - hum_dentina	7	5,185577	Sim

Tabela 15- Teste Tukey - módulo de elasticidade do esmalte no dente humano e bovino

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	2503,052469	2503,052469	53,98800361	8,05156E-07
Resíduos	18	834,5362197	46,36312332		

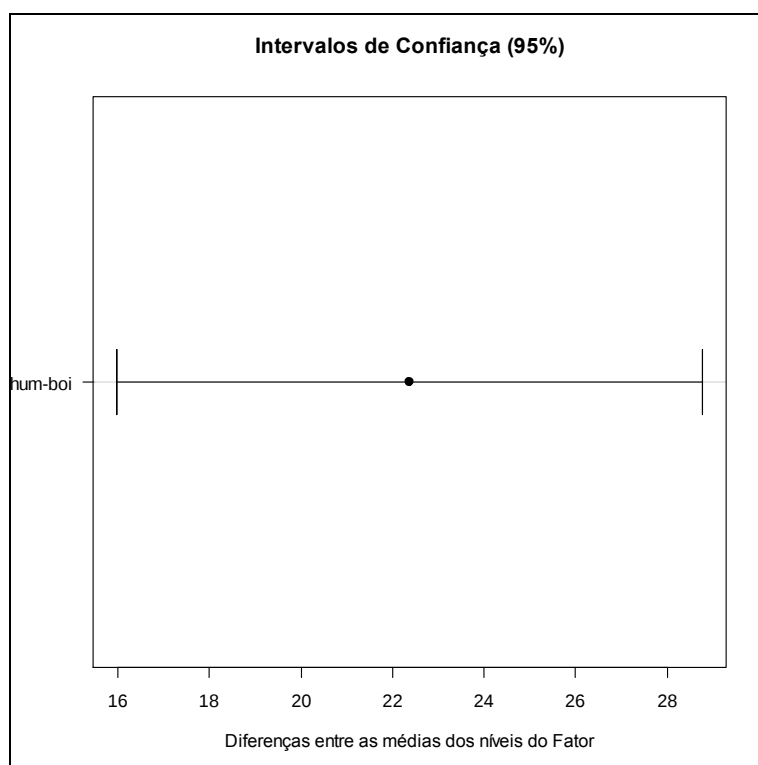


Figura 29- Intervalo de confiança módulo de elasticidade do esmalte dente humano x dente bovino

Tabela 16 Tabela Tukey módulo de elasticidade da dentina no dente humano e bovino

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	28,82657756	28,82657756	12,77662499	0,002166944
Resíduos	18	40,61153838	2,256196577		

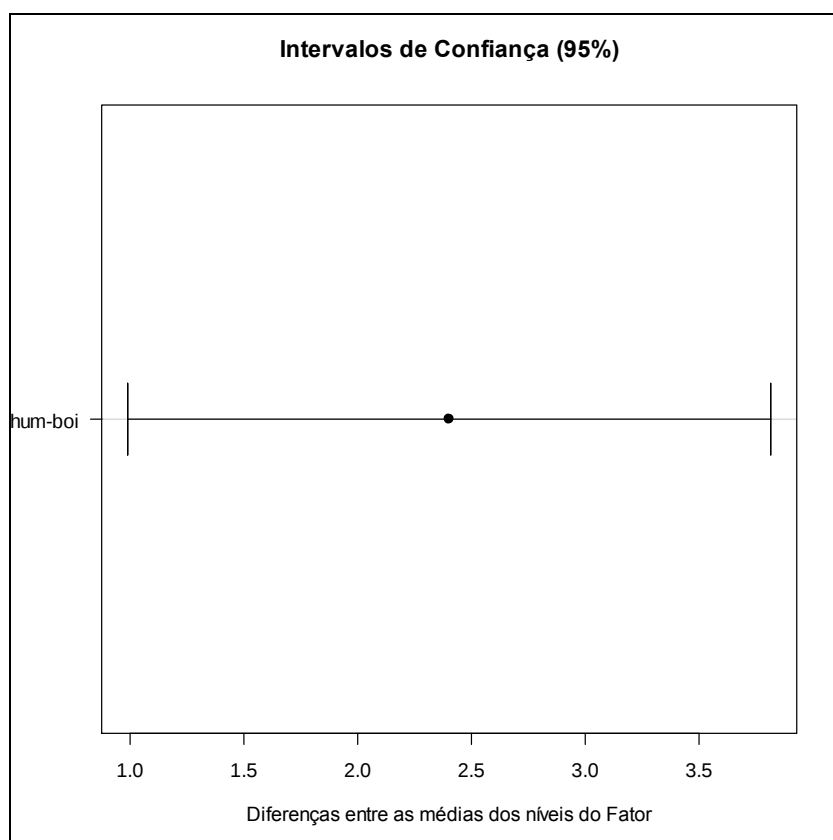


Figura 30- Intervalo de confiança entre as médias de módulo de elasticidade da dentina no dente humano e bovino

Tabela 17- Tabela Anova Dureza esmalte e dentina dente de boi e humano

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Tecido	1	824781,5832	824781,5832	1077,982022	0
Dente	1	5333,971162	5333,971162	6,971451761	0,0122
tecido:dente	1	731,0435251	731,0435251	0,955467234	0,3349
Resíduos	36	27544,18569	765,1162692		

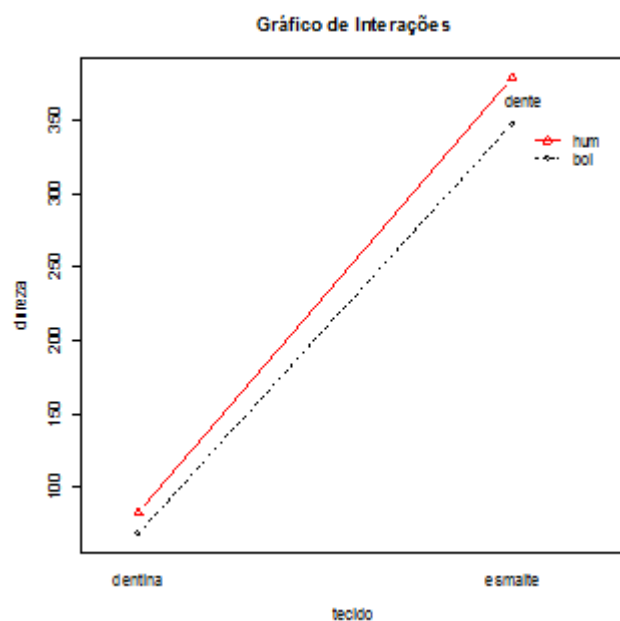


Figura 31-Gráfico de interações dureza esmalte e dentina dente humano e bovino

Tabela 18 - Teste Kruskal-Wallis não paramétrico – dureza esmalte e dentina boi e humano

Informação	Valor
Kruskal-Wallis qui-quadrado	33,57219512
Graus de Liberdade	3
P-valor	2,43906E-07

Comparações Múltiplas			
Fatores Comparados	Diferença Observada	Diferença Crítica	Diferença
boi_dentina - boi_esmalte	22,9	13,79315	Sim
boi_dentina - hum_esmalte	27,1	13,79315	Sim
boi_esmalte - hum_esmalte	4,2	13,79315	Não
hum_dentina - hum_esmalte	17,1	13,79315	Sim
boi_dentina - hum_dentina	10	5,185577	Sim

Tabela 19- Tabela Tukey dureza dentina dente bovino e humano

<i>Tabela da Anova</i>					
	<i>G.L.</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
Fator	1	1057,826336	1057,826336	38,31876127	7,65172E-06
Resíduos	18	496,9073483	27,6059638		

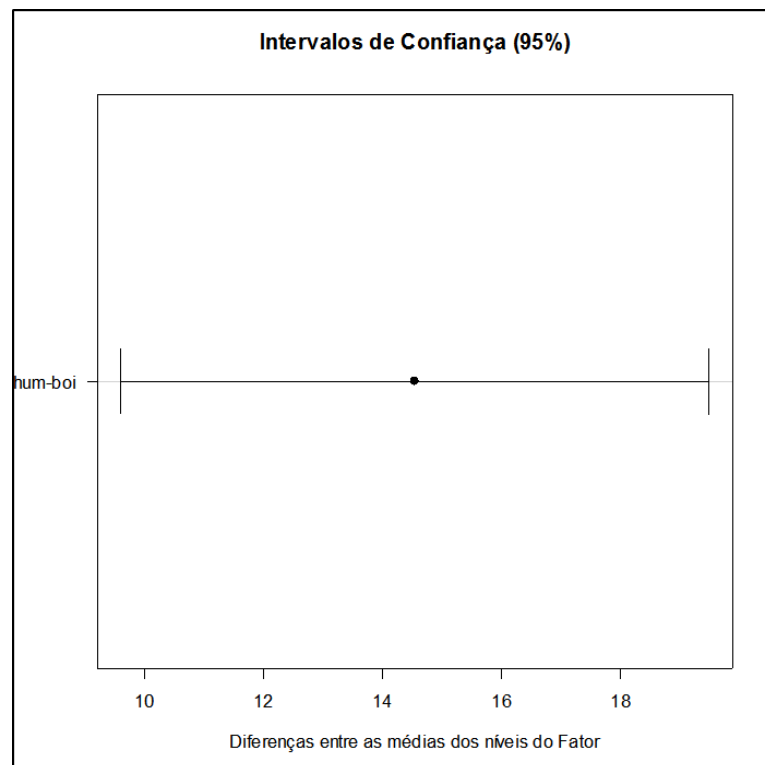


Figura 32- Intervalo de confiança entre as médias de dureza da dentina nos dentes humanos e bovinos

Tabela 20- Teste tukey - dureza esmalte dente humano e bovino

<i>Tabela da Anova</i>					
	<i>G.L.</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
Fator	1	5007,188351	5007,188351	3,332290561	0,084571201
Resíduos	18	27047,27834	1502,626575		

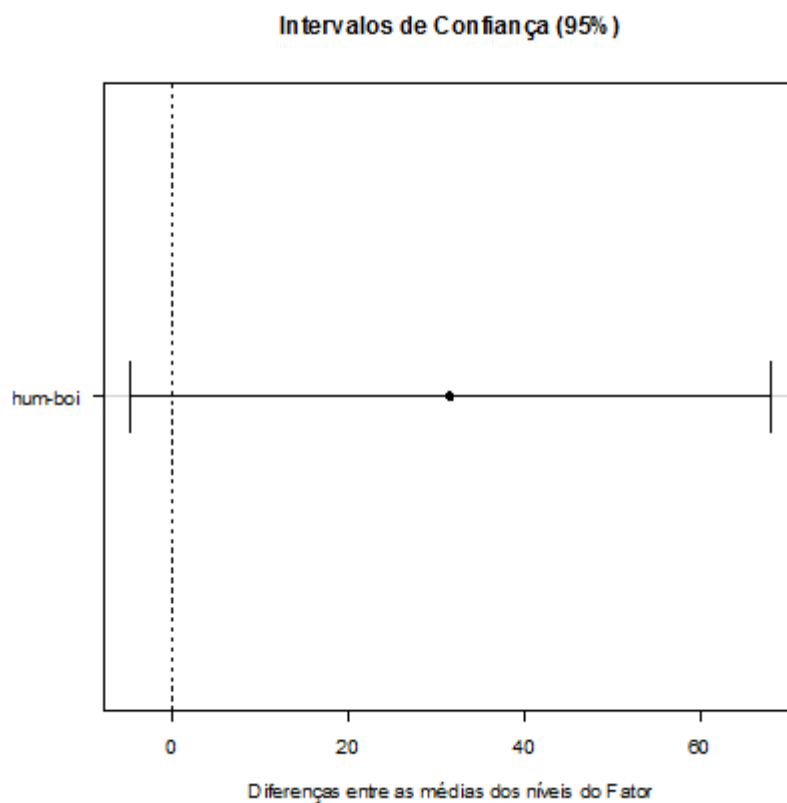


Figura 33 - Intervalo de confiança das médias de dureza do esmalte do dente bovino e humano

Tabela 21- Teste Tukey - Deflexão de cúspides Evolux com LED 420 e 680 (bovino)

Tabela da Anova					
	<i>G.L.</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
Fator	1	2,83505E-06	2,83505E-06	0,003648701	0,952499113
Resíduos	18	0,013986022	0,000777001		

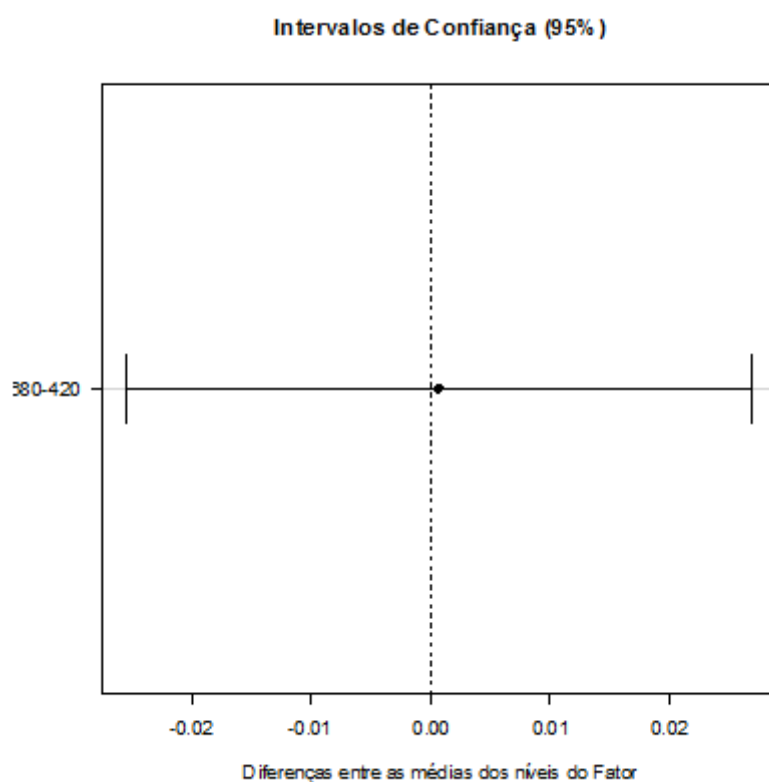


Figura 34 - Intervalo de confiança dos dados de deflexão de cúspides do Evolux com LED 420 e 680 no dente bovino

Tabela 22 - Tabela Anova – módulo de elasticidade dos compósitos x aparelhos fotopolimerizadores

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
led	1	4,7568609	4,7568609	8,379187125	0,0064
mat	1	18,2601169	18,2601169	32,16510629	0
led:mat	1	0,8898289	0,8898289	1,567429239	0,2187
Resíduos	36	20,4371844	0,567699567		

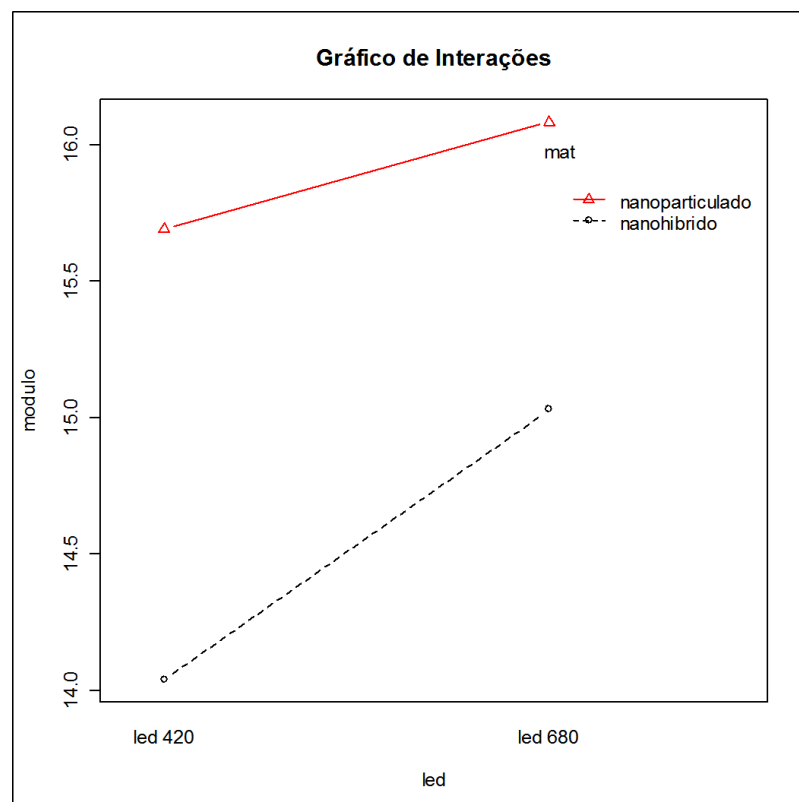


Figura 35 - Gráfico de interações dos dados– módulo de elasticidade dos compósitos x aparelhos fotopolimerizadores

Tabela 23- Teste Tukey – módulo de elasticidade Z350 XT e LED 420 e LED 680

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	0,7659698	0,7659698	3,629783023	0,072856914
Resíduos	18	3,7984244	0,211023578		

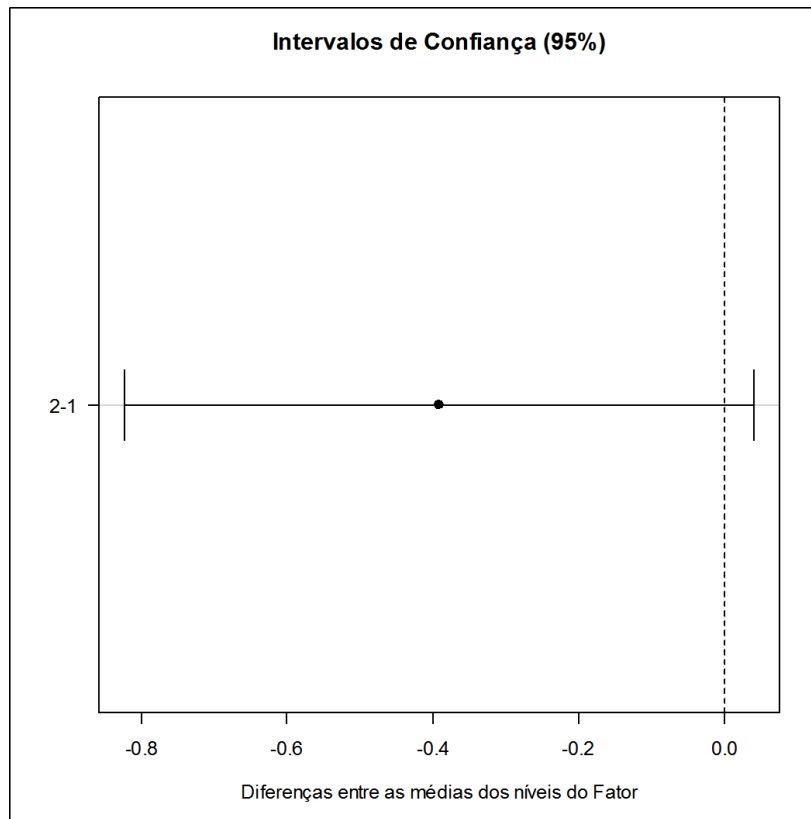


Figura 36 - Intervalo de confiança dos da dos de módulo de elasticidade do compósito Z350 XT e dos LEDS 420 e 680

Tabela 24 - Teste Tukey – módulo de elasticidade do Evolux polimerizado com os LEDs 420 e 680

<i>Tabela da Anova</i>					
	<i>G.L.</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
Fator	1	4,88072	4,88072	5,280018463	0,033776199
Resíduos	18	16,63876	0,924375556		

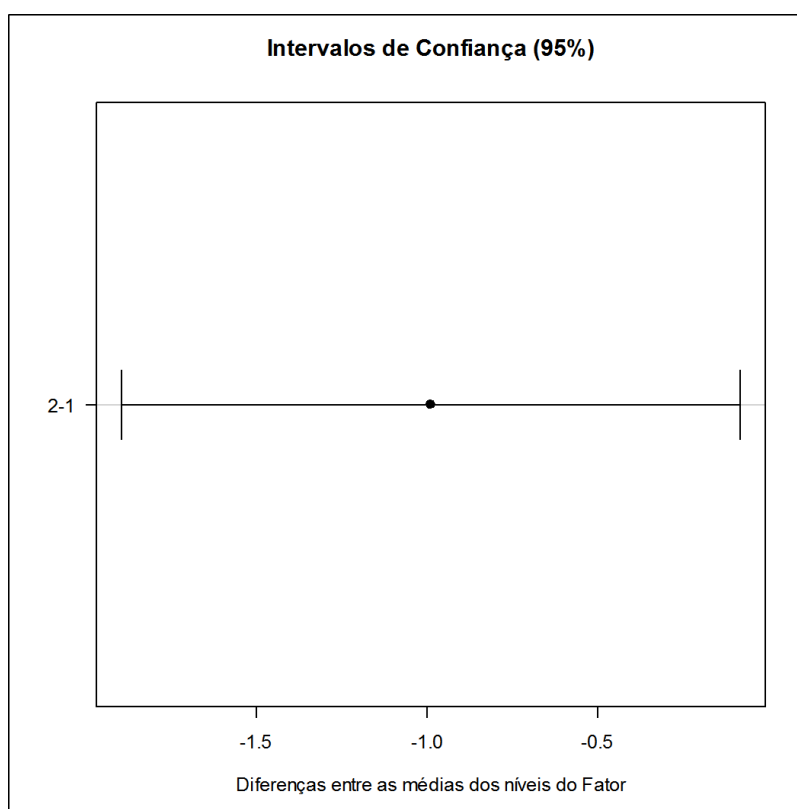


Figura 37 - Intervalo de confiança dos dados do módulo de elasticidade do Evolux polimerizado com os LEDs 420 e 680

Tabela 25- Teste Tukey do módulo de elasticidade dos compósitos polimerizado com LED 420

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	13,6059008	13,6059008	26,63200973	6,56646E-05
Resíduos	18	9,1959344	0,510885244		

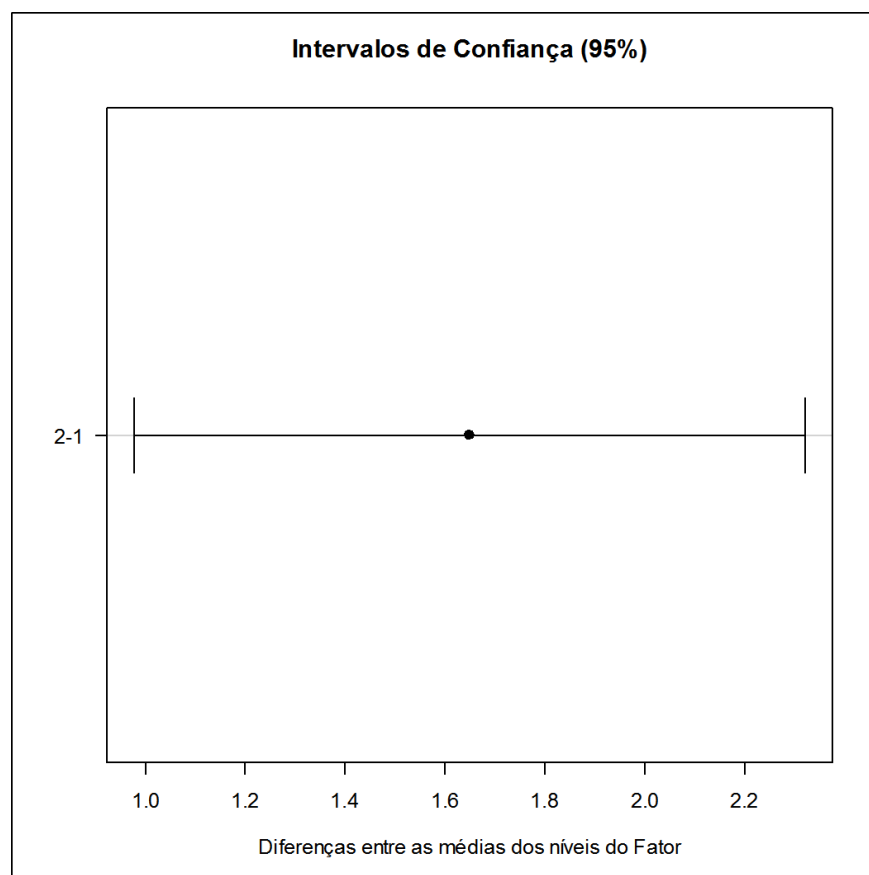


Figura 38- Intervalo de confiança dos dados do módulo de elasticidade dos compósitos polimerizado com LED 420

Tabela 26- Teste Tukey do módulo de elasticidade dos compósitos polimerizados com LED 420

<i>Tabela da Anova</i>					
	<i>G.L.</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
Fator	1	5,544045	5,544045	8,877376626	0,008035664
Resíduos	18	11,24125	0,624513889		

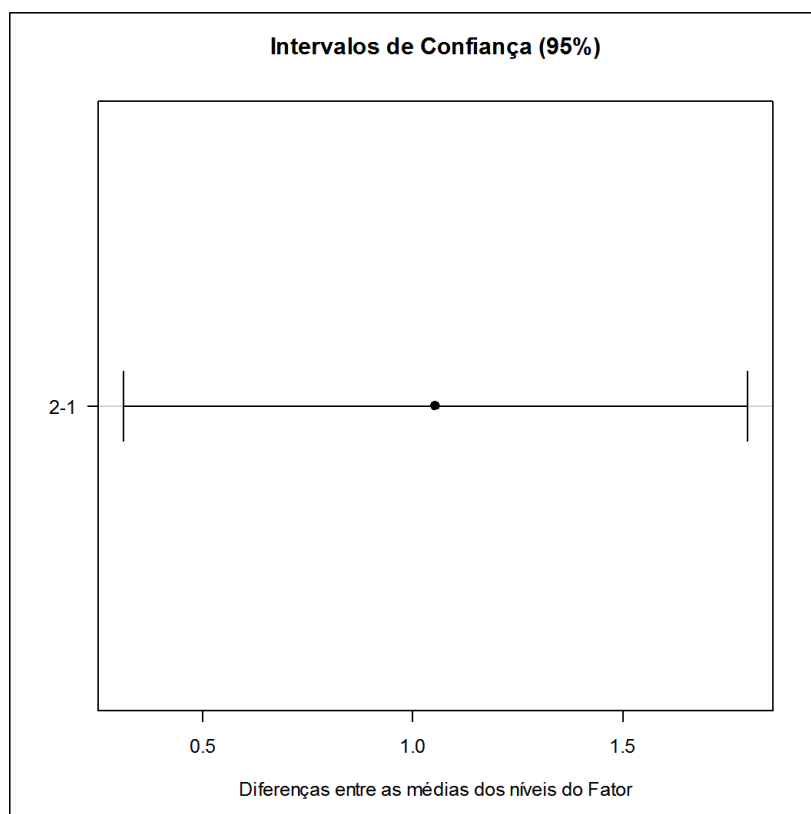


Figura 39- Intervalo de confiança dos dados do módulo de elasticidade dos compósitos polimerizados com LED 680

Tabela 27- Tabela Anova – Dureza – Compósitos polimerizados com Led 420 e 680

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Luz	1	217,52896	217,52896	6,064529057	0,0187
Mat	1	4884,54201	4884,54201	136,1770265	0
luz:mat	1	137,34436	137,34436	3,829048151	0,0582
Resíduos	36	1291,28618	35,86906056		

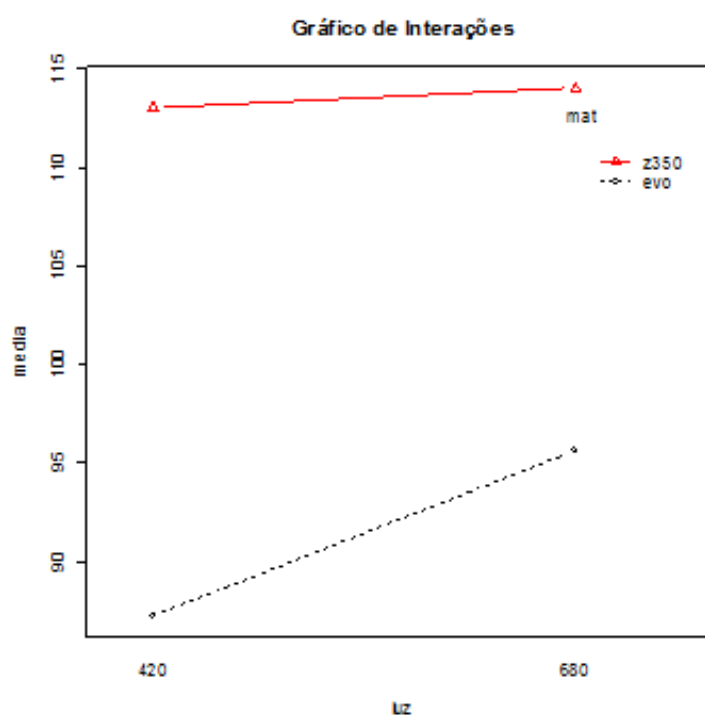


Figura 40 - Gráfico de interações dos dados da dureza dos compósitos polimerizados com LED 420 e 680

Tabela 28- Teste não paramétrico Kruskal-Wallis – Dureza dos compósitos polimerizados pelo LED 420 e 680

<i>Informação</i>	<i>Valor</i>
Kruskal-Wallis qui-quadrado	30,56323543
Graus de Liberdade	3
P-valor	1,05048E-06

<i>Comparações Múltiplas</i>			
<i>Fatores Comparados</i>	<i>Diferença Observada</i>	<i>Diferença Crítica</i>	<i>Diferença</i>
evo_420 - z350_420	17,5	13,79315	Sim
evo_420 - z350_680	15,3	13,79315	Sim
evo_680 - z350_420	24,3	13,79315	Sim
evo_680 - z350_680	22,1	13,79315	Sim
z350_420 - z350_680	2,2	13,79315	Não
evo_420 - evo_680	6,6	5,185577	Sim

Tabela 29 - Teste de Tukey da dureza Evolux e Z350 XT polimerizado com LED 680

<i>Tabela da Anova</i>					
	<i>G.L.</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
Fator	1	1691,880125	1691,880125	46,2133587	2,29304E-06
Resíduos	18	658,98353	36,61019611		

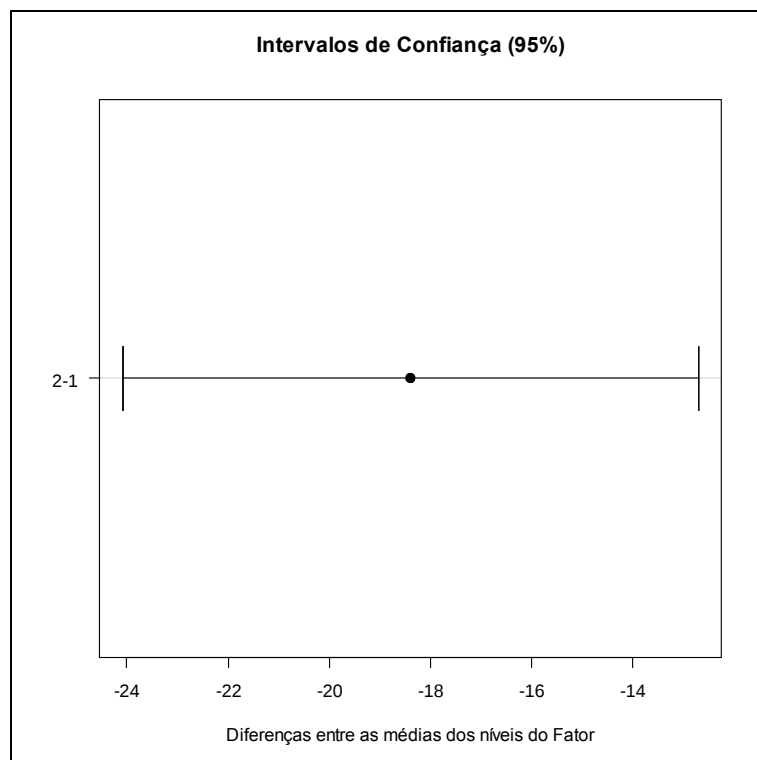


Figura 41- Intervalo de confiança dos dados de dureza Evolux e Z350 XT polimerizado com LED 680

Tabela 30- Teste de Tukey da dureza Evolux e Z350 XT polimerizado com LED 420

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	3330,006245	3330,006245	94,79655417	1,34517E-08
Resíduos	18	632,30265	35,127925		

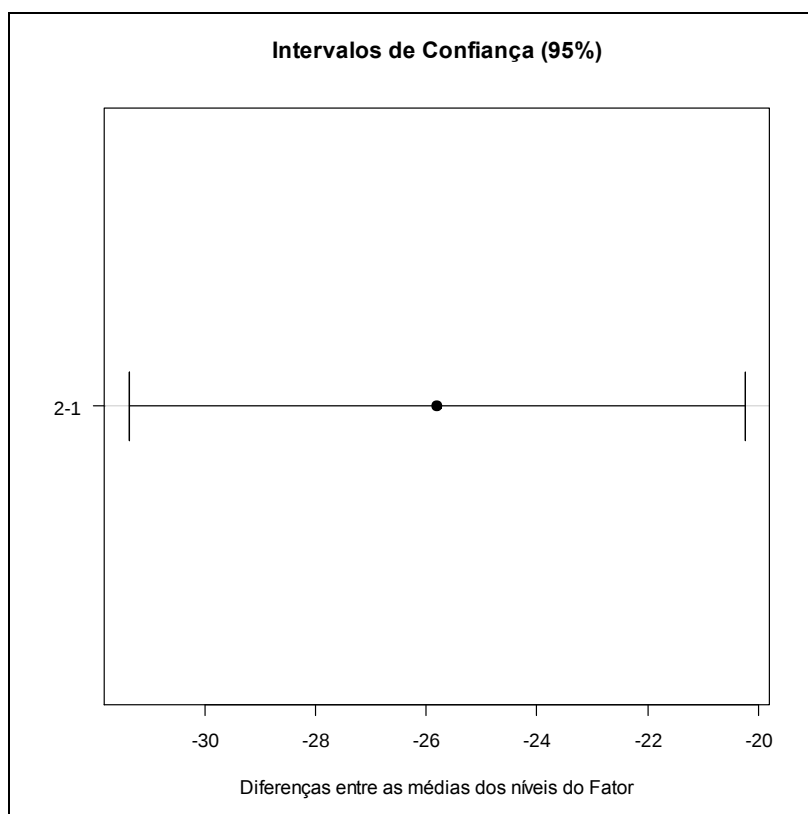


Figura 42-Intervalo de confiança dos dados de dureza do Evolu e Z350 XT polimerizado com LED 420

Tabela 31 -Teste Tukey – dureza Evolux polimerizados com LEDs 420 e 680

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	350,2845	350,2845	7,590046134	0,01303243
Resíduos	18	830,70918	46,15051		

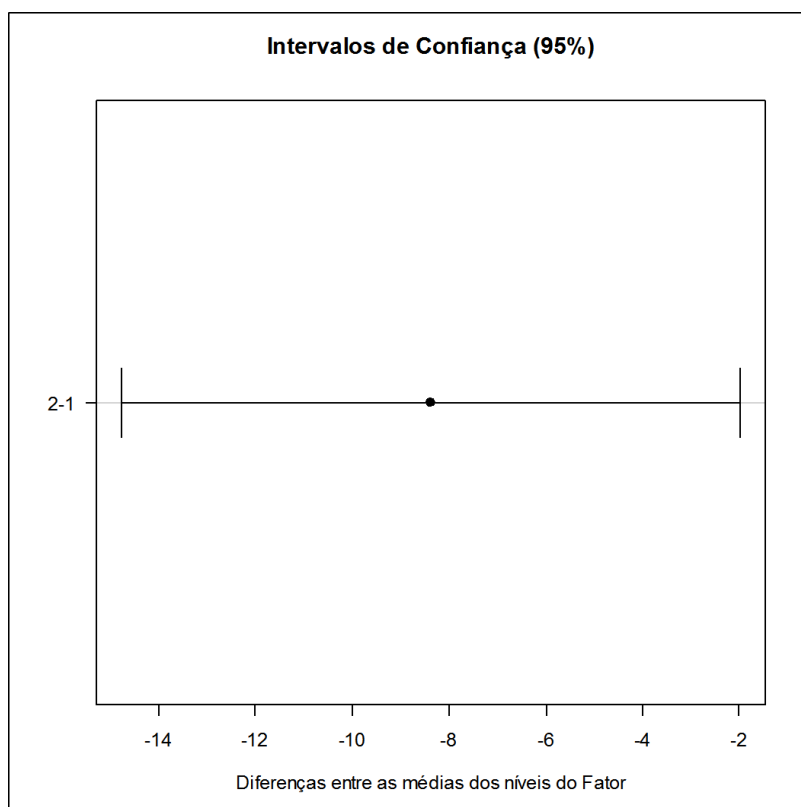


Figura 43- Intervalo de confiança dos dados de dureza Evolux polimerizados com LEDs 420 e 680

Tabela 32- Teste tukey dureza no Z350 XT polimerizado com LED 420 e 680

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	4,58882	4,58882	0,17933757	0,676960175
Resíduos	18	460,577	25,58761111		

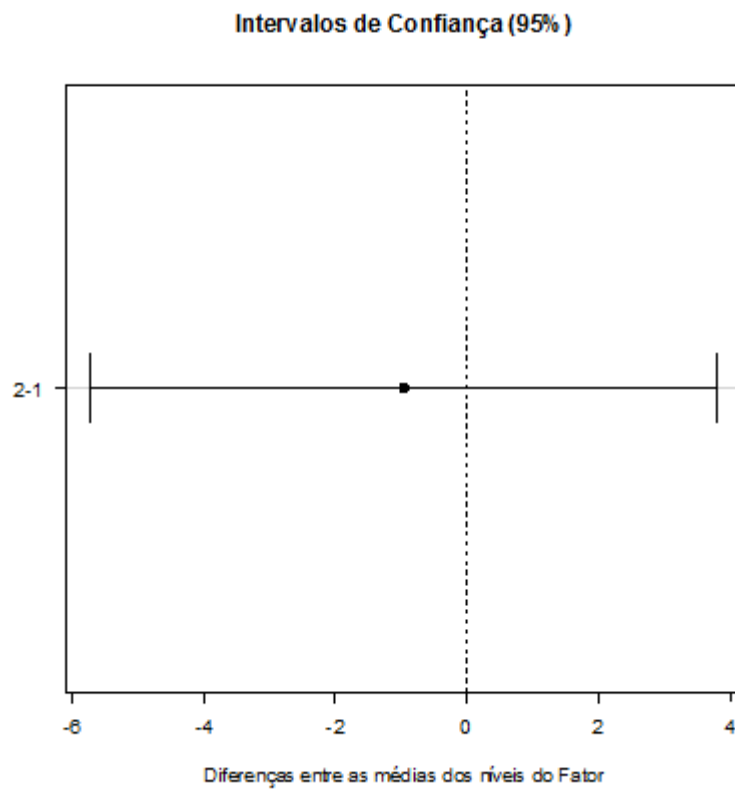


Figura 44 - Teste tukey dureza no Z350 XT polimerizado com LED 420 e 680

Tabela 33- Teste de Tukey-Dureza Evolux polimerizado com LED 420 - 0 e 3mm de profundidade (dente)

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	16,762805	16,762805	0,286713511	0,598888488
Resíduos	18	1052,37625	58,46534722		

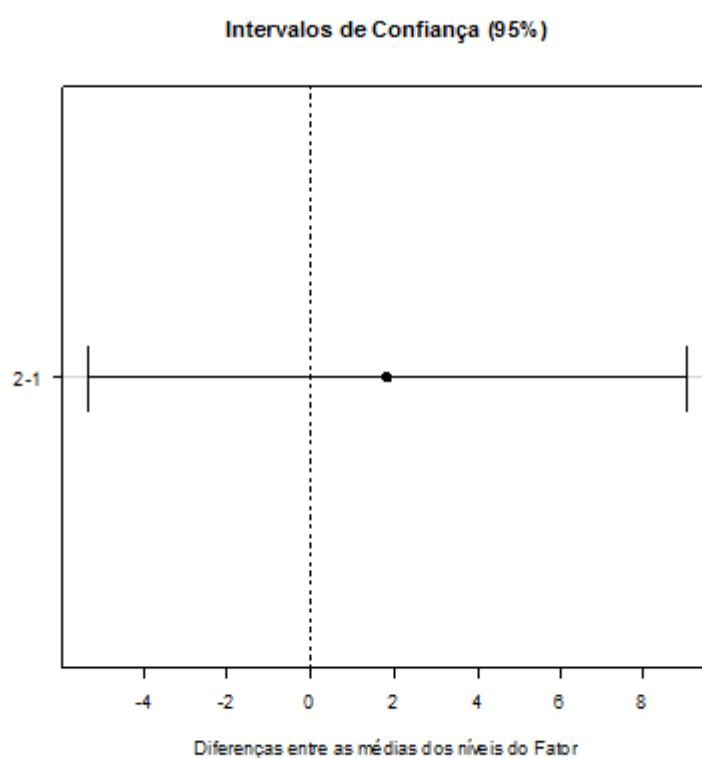


Figura 45 - Intervalo de confiança dos dados da dureza do Evolux polimerizado com LED 420 com 0 e 3mm de profundidade (dente)

Tabela 34 -Teste Tukey – Dureza Evolux polimerizado com LED 680 valores de 0 e 3 mm de profundidade (dente)

<i>Tabela da Anova</i>					
	<i>G.L.</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
Fator	1	70,16258	70,16258	0,886974968	0,358767556
Resíduos	18	1423,85804	79,10322444		

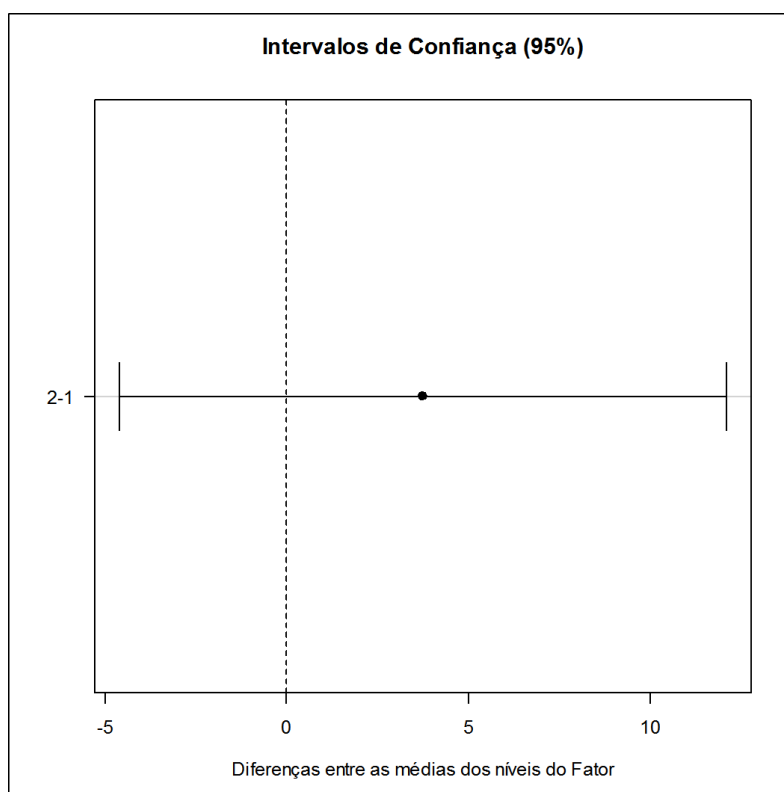


Figura 46- Intervalo de confiança – Evolux polimerizado com LED 680 valores de 0 e 3 mm profundidade (dente)

Tabela 35 - Teste Tukey–dureza do Z350 XT polimerizado com LED 420 - 0 e 3 mm de profundidade (dente)

<i>Tabela da Anova</i>					
	<i>G.L.</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
Fator	1	23,28482	23,28482	1,190247376	0,289668851
Resíduos	18	352,13416	19,56300889		

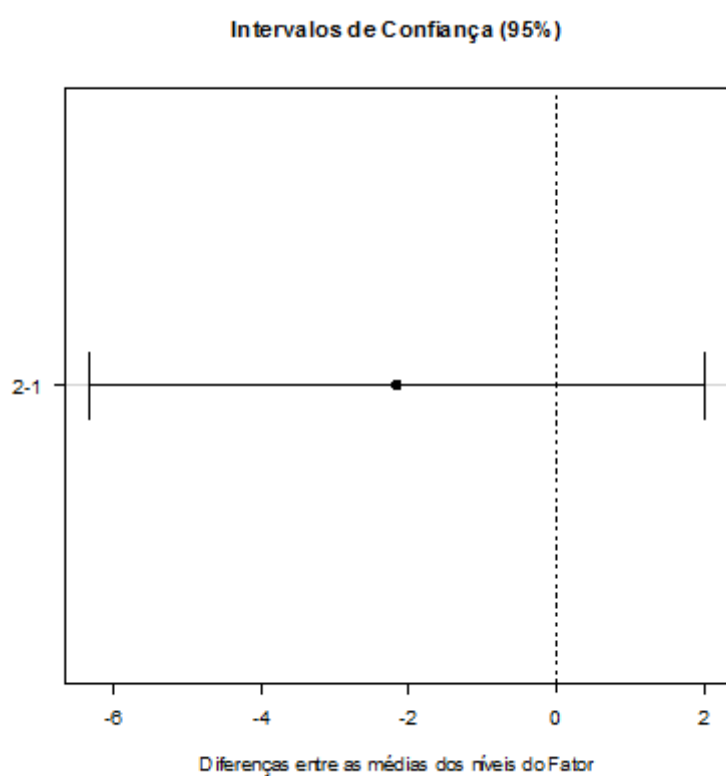


Figura 47- Intervalo de confiança dos dados de dureza do Z350 XT polimerizado com LED 420 - 0 e 3 mm de profundidade (dente)

Tabela 36 - Teste Tukey-dureza do Z350 XT polimerizado com LED 680 - 0 e 3 mm de profundidade (dente)

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	4,82162	4,82162	0,046956923	0,830882701
Resíduos	18	1848,27188	102,6817711		

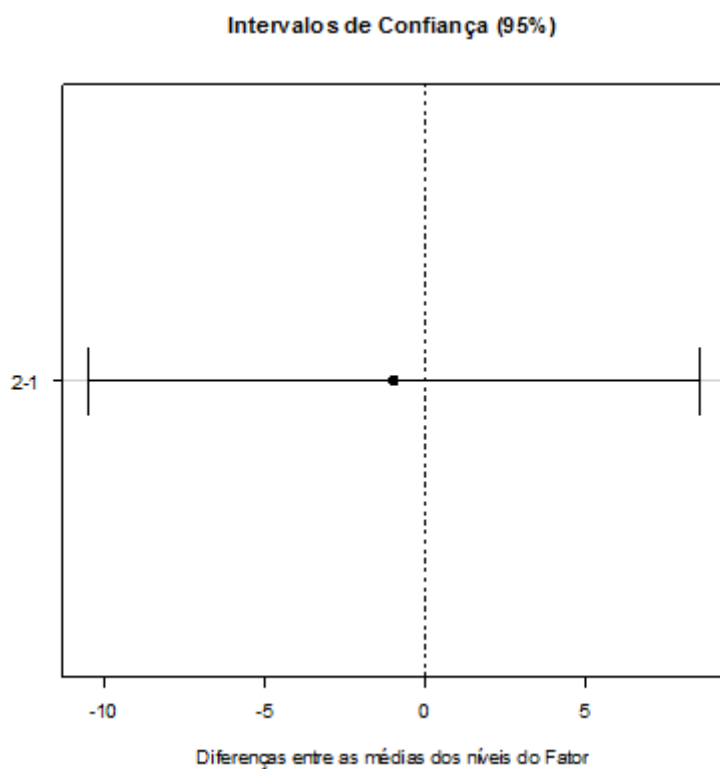


Figura 48 -Intervalo de confiança dos dados de dureza do Z350 XT polimerizado com LED 680 - 0 e 3 mm de profundidade (dente)

Tabela 37- Teste Tukey - dureza do Z350XT polimerizado com LED680 - 0 e 3mm de profundidade (compósito)

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	2788,813445	2788,813445	25,60552103	8,15165E-05
Resíduos	18	1960,46165	108,9145361		

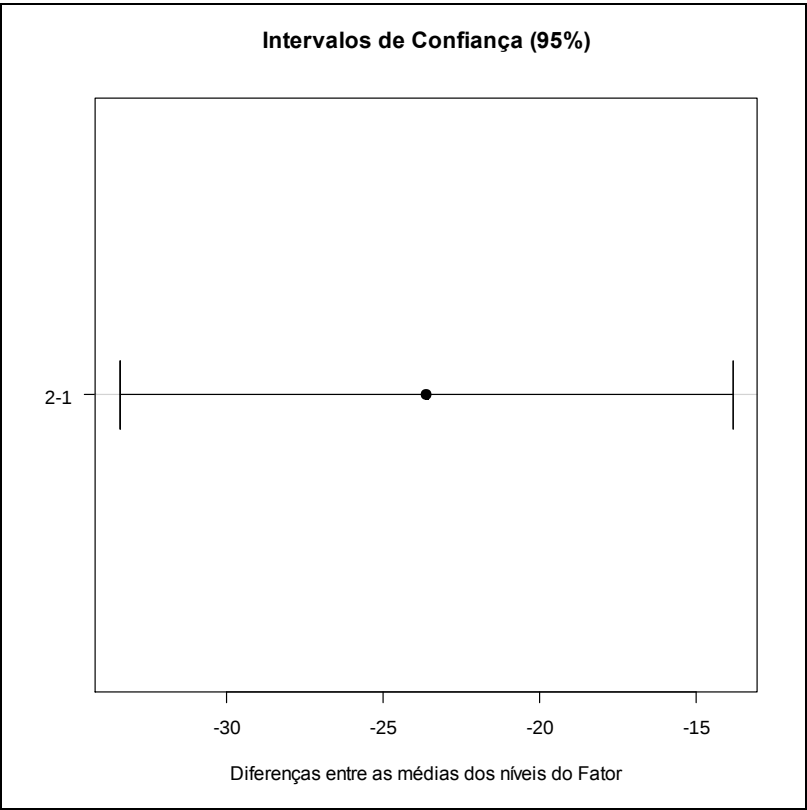


Figura 49- Intervalo de confiança - dureza do Z350XT polimerizado com LED680 - 0 e 3mm de profundidade (compósito)

Tabela 38- Teste Tukey – dureza do Z350 XT polimerizado com LED 420 – 0 e 3 mm de profundidade (compósito)

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	2376,63602	2376,63602	94,37804148	1,39137E-08
Resíduos	18	453,27756	25,18208667		

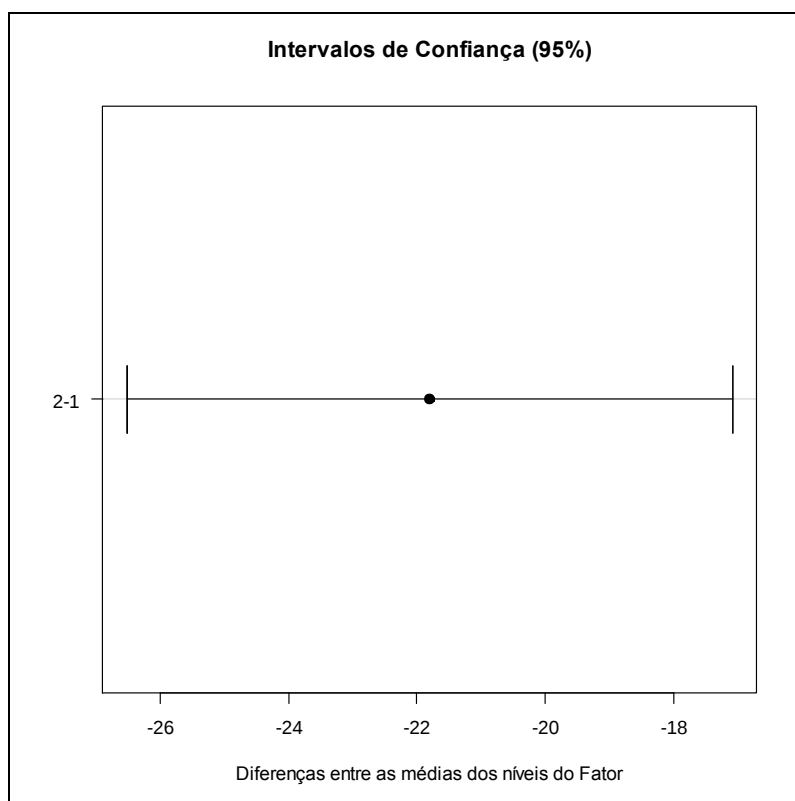


Figura 50-Intervalo de confiança - dureza do Z350XT polimerizado com LED 420 - 0 e 3 mm de profundidade (compósito)

Tabela 39- Teste Tukey – dureza do Evolux polimerizado com LED 680 – 0 e 3 mm (compósito)

<i>Tabela da Anova</i>					
	<i>G.L.</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
Fator	1	1067,55272	1067,55272	23,6234810	0,00012570
Resíduos	18	813,4258	45,19032222	4	7

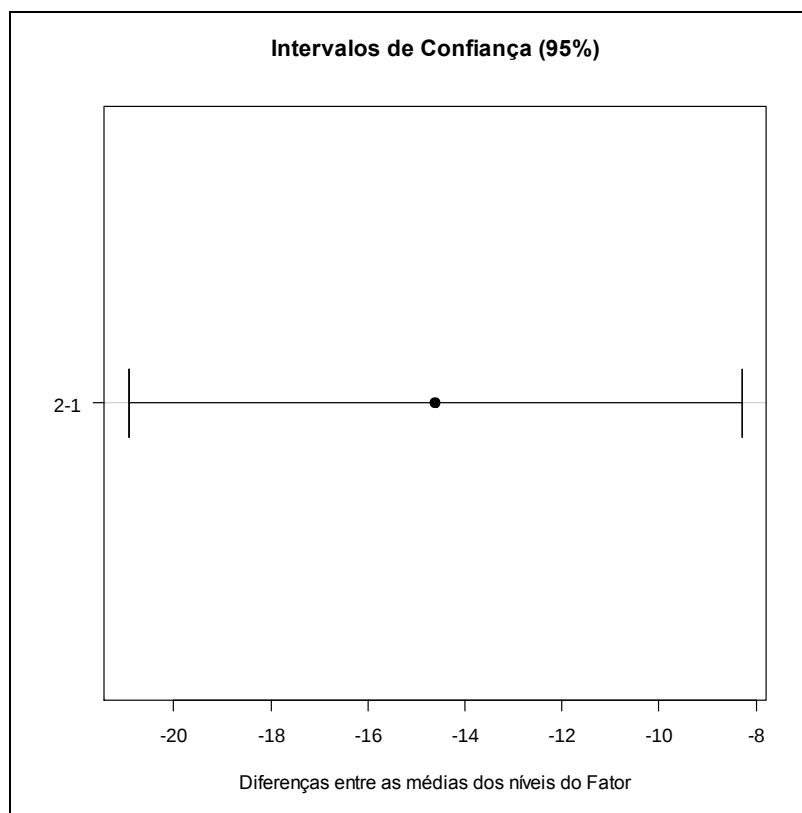


Figura 51 - Intervalo de confiança - dureza do Evolux polimerizado com LED 680 – 0 e 3 mm (compósito)

Tabela 40 - Teste Tukey – dureza do Evolux polimerizado com LED 420 – 0 e 3 mm de profundidade (compósito)

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	1	433,00818	433,00818	15,93687864	0,000854733
Resíduos	18	489,0636	27,1702		

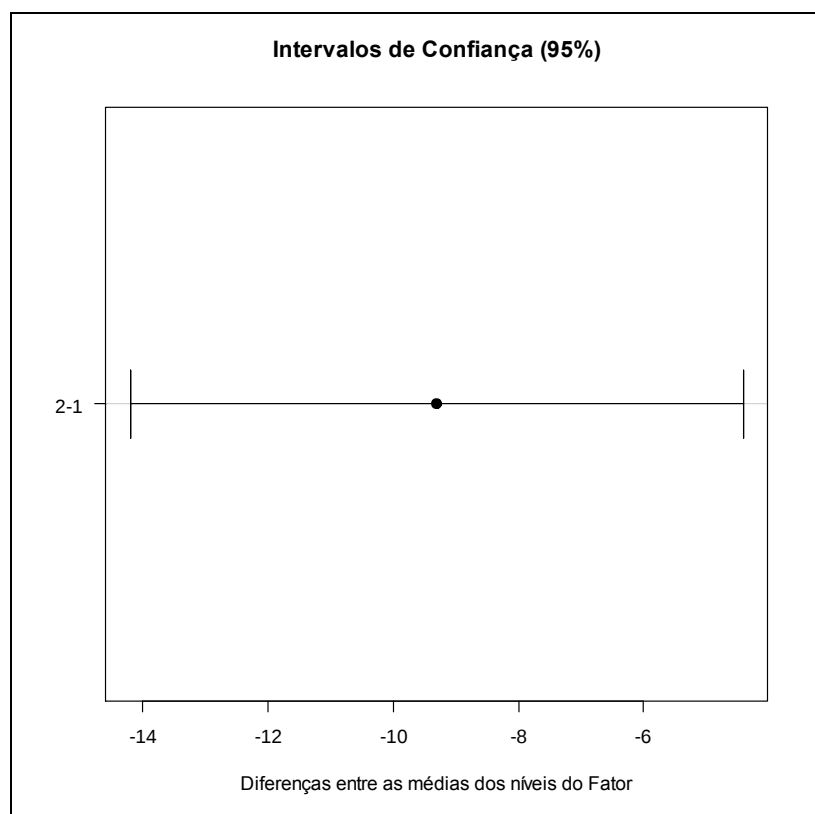


Figura 52 - Intervalo de confiança dos dados de dureza do Evolux polimerizado com LED 420 – 0 e 3 mm de profundidade (compósito)

Tabela 41 - Anova dos valores de dureza do Z50XT polimerizado com LED 680 no compósito e no compósito corte transversal (0 e 3 mm de profundidade)

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
posicao	1	5188,145063	5188,145063	45,44901924	0
composito	1	4,6444225	4,6444225	0,040685919	0,8413
posicao:comp.	1	7,0476025	7,0476025	0,061738178	0,8052
Resíduos	36	4109,51051	114,1530697		

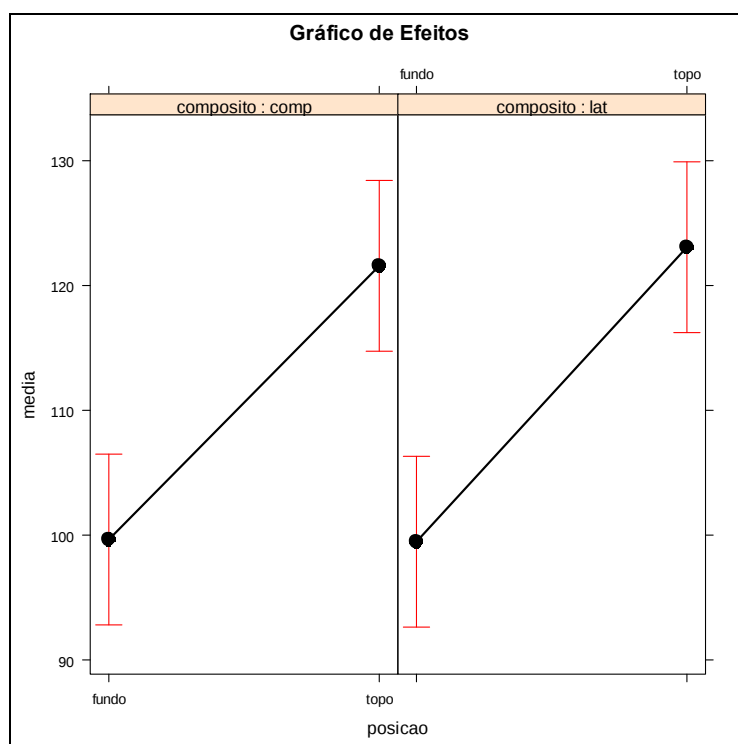


Figura 53 - Gráfico de efeitos dos valores de dureza do Z350XT polimerizado com Led680 no compósito e no corte transversal (0 e 3 mm de profundidade)

Tabela 42 - Anova dos dados de dureza do Z350 XT polimerizado com LED 420 com 0 e 3 mm de profundidade no compósito e compósito corte transversal

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Posicao	1	3723,35616	3723,35616	148,6542182	0
Composito	1	125,38681	125,38681	5,00604224	0,0315
posicao:comp	1	62,80036	62,80036	2,507291276	0,1221
Resíduos	36	901,69538	25,04709389		

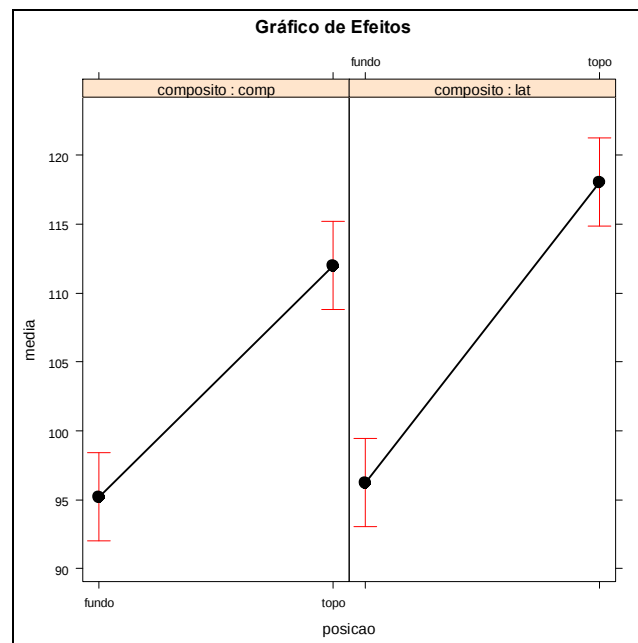


Figura 54 - Gráfico de efeitos dos dados de dureza do Z350XT polimerizado com LED 420 no compósito e compósito corte transversal

Tabela 43 - Teste não paramétrico Kruskal-Wallis – Dureza do Z350XT polimerizado com LED 420 Compósito e compósito corte transversal (0 e 3 mm de profundidade)

Informação	Valor
Kruskal-Wallis qui-quadrado	30,31170732
Graus de Liberdade	3
P-valor	1,18664E-06

Comparações Múltiplas			
Fatores Comparados	Diferença Observada	Diferença Crítica	Diferença
comp_fundo - comp_topo	18,4	13,79315	Sim
comp_fundo - lat_fundo	2,5	13,79315	Não
comp_fundo - lat_topo	23,9	13,79315	Sim
comp_topo - lat_fundo	15,9	13,79315	Sim
comp_topo - lat_topo	5,5	13,79315	Não
lat_fundo - lat_topo	21,4	13,79315	Sim

Tabela 44 - Anova dos valores de dureza do Evolux polimerizado com LED 680 com 0 e 3 mm de profundidade no compósito e compósito corte transversal

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Posicao	1	2082,970563	2082,970563	59,27270104	0
composito	1	30,3630625	30,3630625	0,864006798	0,3588
posicao:composito	1	0,3222025	0,3222025	0,009168546	0,9242
Resíduos	36	1265,11765	35,14215694		

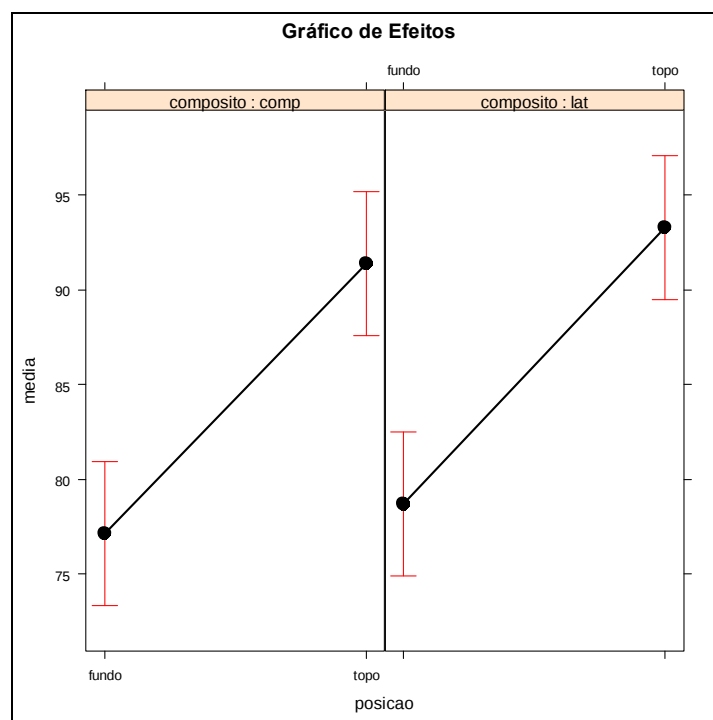


Figura 55-Gráfico de efeitos dos valores de dureza do Evolux polimerizado com LED 680 com 0 e 3 mm de profundidade no compósito e compósito corte transversal

Tabela 45 - Anova dos valores de dureza do Evolux polimerizado com LED 420 com 0 e 3 mm de profundidade no compósito e compósito corte transversal

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Posicao	1	611,36761	611,36761	20,76827981	0,0001
composito	1	0,92416	0,92416	0,0313939	0,8604
posicao:composito	1	22,11169	22,11169	0,751138525	0,3919
Resíduos	36	1059,75238	29,43756611		

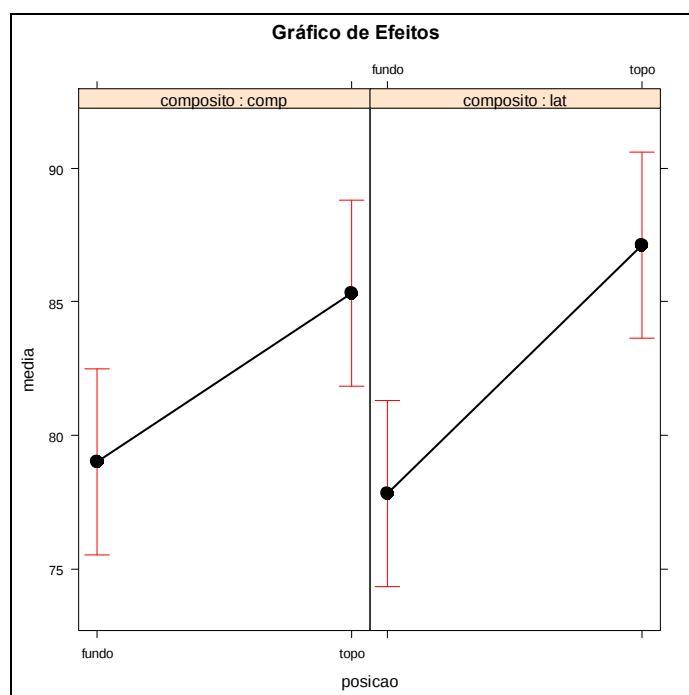


Figura 56-Gráfico de efeitos dos valores de dureza do Evolux polimerizado com LED 420 com 0 e 3 mm de profundidade no compósito e corte transversal

Tabela 46 - Teste Tukey dos valores de dureza Evolux polimerizado com LED 680 – 0 mm do dente,compósito e compósito corte transversal

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	2	90,54338	45,27169	1,052145525	0,363070515
Resíduos	27	1161,75529	43,0279737		

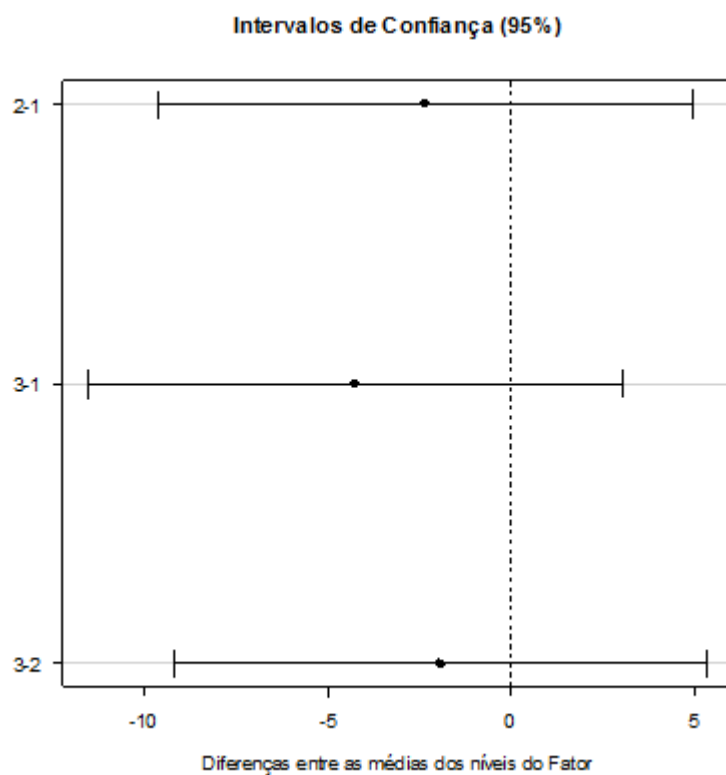


Figura 57 - Intervalo de confiança dos valores de dureza Evolux polimerizado com LED 680 - 0mm do dente,compósito e compósito corte transversal

Tabela 47-Teste Tukey dos dados de dureza do Z350 XT polimerizado com LED 680 - 0mm do dente, compósito e compósito corte transversal

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	2	469,45158	234,72579	2,096515091	0,142440563
Resíduos	27	3022,91949	111,9599811		

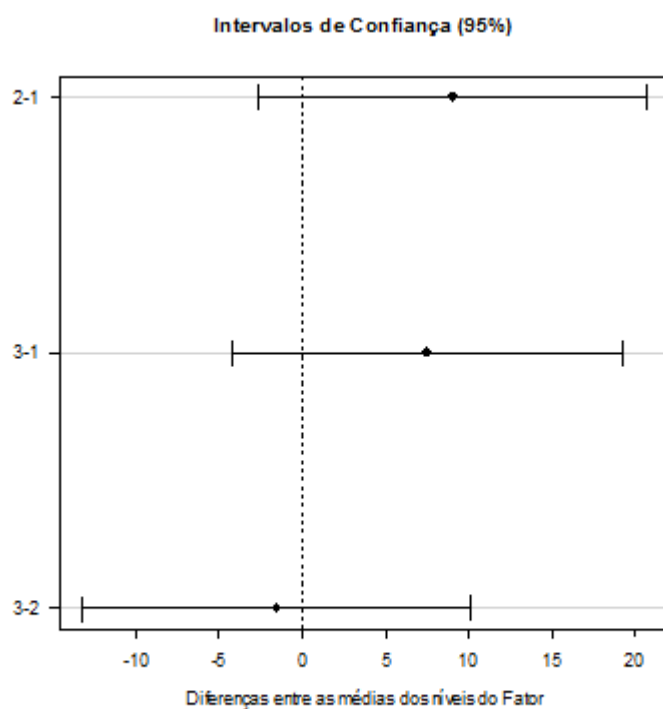


Figura 58-Intervalo de confiança dos dados de dureza do Z350XT com LED 680 - 0mm do dente, compósito e compósito corte transversal

Tabela 48- Teste Tukey – dureza da Evolux com LED 420 - 0mm polimerizado no dente, compósito e compósito corte transversal

Tabela da Anova					
	<i>G.L.</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>Estat. F</i>	<i>P-valor</i>
Fator	2	23,03574	11,51787	0,34330578	0,712473004
Resíduos	27	905,84694	33,54988667		

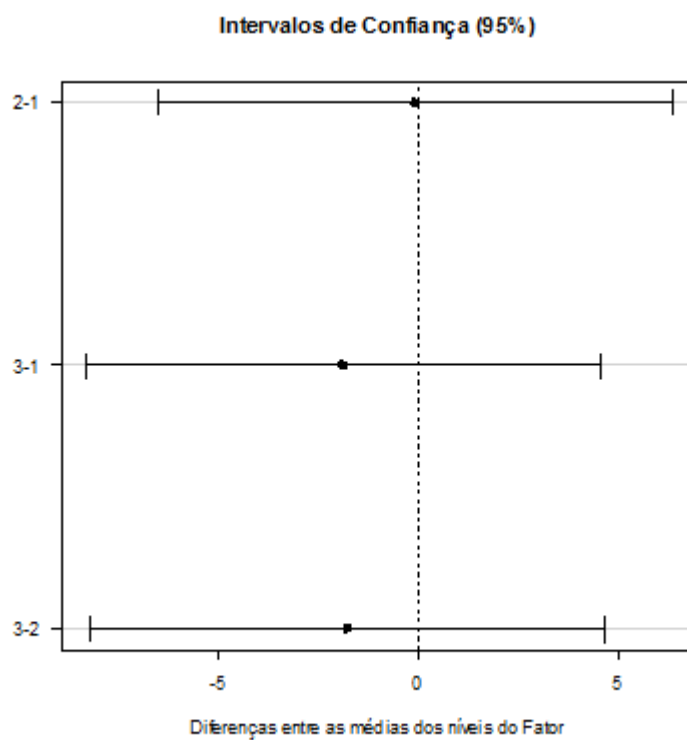


Figura 59-Intervalo de confiança da dureza do Evolux polimerizado com LED 420 - 0mm polimerizado no dente, compósito e compósito corte transversal

Tabela 49- Teste Tukey da dureza do Z350 XT com LED 420 - 0mm polimerizado no dente, compósito e compósito corte transversal

Tabela da Anova					
	G.L.	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estat. F	P-valor
Fator	2	189,6384467	94,81922333	3,107921791	0,06098871
Resíduos	27	823,73985	30,50888333		

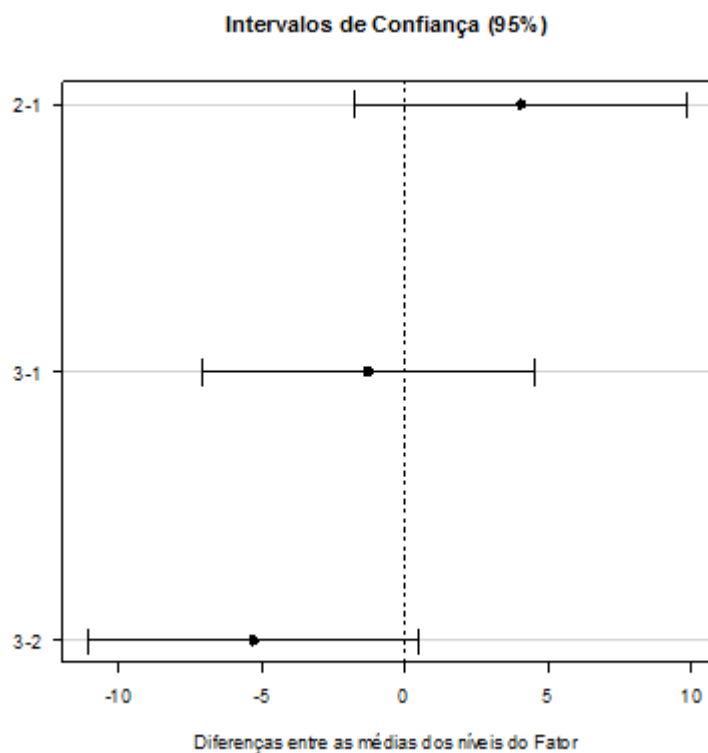


Figura 60 - Intervalo de confiança da dureza do Z350 XT com LED 420 - 0mm polimerizado no dente, compósito e compósito corte transversal