

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
DOUTORADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM DENTÍSTICA**

LUIZ FELIPE RODRIGUES GRAZIOTTIN

**INFLUÊNCIA DOS REMANESCENTES DENTÁRIOS
E DE RESINAS COMPOSTAS NOS NÍVEIS DE CINZA
DE DENTES EM RADIOGRAFIAS DIGITAIS**

**Porto Alegre
2009**

LUIZ FELIPE RODRIGUES GRAZIOTTIN

**INFLUÊNCIA DOS REMANESCENTES DENTÁRIOS
E DE RESINAS COMPOSTAS NOS NÍVEIS DE CINZA
DE DENTES EM RADIOGRAFIAS DIGITAIS**

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, concentração em Dentística Restauradora.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Nilza Pereira da Costa

**Porto Alegre
2009**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

G785i Graziottin, Luiz Felipe Rodrigues
Influência dos remanescentes dentários e de resinas
compostas nos níveis de cinza de dentes em radiografias
digitais / Luiz Felipe Rodrigues Graziottin. – Porto Alegre,
2009.

199 f.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Pós-
Graduação em Odontologia, PUCRS.

Orientador: Profa. Dra. Nilza Pereira da Costa.

1. Radiologia Odontológica. 2. Resinas Compostas.
3. Materiais Dentários. 4. Microscopia Eletrônica. I. Costa,
Nilza Pereira da. II. Título.

CDD 617.675

Bibliotecário Responsável

Ginamara Lima Jacques Pinto
CRB 10/1204

DEDICATÓRIA

Dedico esta Tese primeiramente aos meus pais, Luiz Alencar e Márcia, pelo amor, atenção, dignidade e exemplo de vida. De vocês recebi o dom mais precioso do universo, a vida. Já por isso seria infinitamente grato, mas vocês não se contentaram em presentear-me apenas com ela, revestiram minha existência de amor, carinho e dedicação, cultivaram na criança todos os valores que a transformaram num adulto responsável e consciente. Abrindo as portas do meu futuro, iluminando o meu caminho com a luz mais brilhante que puderam encontrar: o estudo. Sacrificaram os seus sonhos em favor dos meus e não foram apenas pais, mas amigos e companheiros, mesmo nas horas em que meu cansaço e preocupação foram sentidos e compartilhados por vocês numa união. Procuo entre palavras, aquelas que gostaria que seus corações ouvissem do meu, e só encontro um simples e sincero: obrigado!

À minha orientadora, “dinda” e amiga Prof^a. Dr^a. Nilza Pereira da Costa, simplesmente uma pessoa especial. Comprometida com aquilo que se propõe a fazer. E que além da boa intenção tem muita sensibilidade e empatia para colocar-se no lugar das outras pessoas. Ouve, mais do que fala, e respeita as opiniões alheias. Sabe dizer “eu não sei” e diz sem receios “eu não compreendi”. Mostrou-me que divergir não é ser antagonista e que concordar não é ser subserviente. Sincera e objetiva, fala e age com simplicidade e tem muito foco em tudo o que faz. Daí a diferença, a diferença positiva está mais na simplicidade do que na complexidade, mais na humildade do que na arrogância, mais no “ser” do que no “ter”. A sua trajetória revela a grandiosidade e a universalidade da sua mente e do seu coração. Guarde o meu mais sincero agradecimento por ter compartilhado comigo, de modo tão especial, não só este, mas vários momentos tão significativos de minha vida. A partir de então, nosso encontro maior será com os sentimentos, pois relacionamentos de uma vida inteira nos ensinam lições para a vida inteira.

Também não poderia deixar de dedicá-la à memória de dois magníficos mestres, o Prof. Henrique Teitelbaum, grande expoente da Odontologia nacional, exemplo profissional o qual muitas vezes me espelhei para seguir este caminho e o Prof. Adroaldo Kramer Borges, amigo pessoal e grande incentivador da minha carreira odontológica.

AGRADECIMENTOS

Talvez mais difícil que a própria elaboração da Tese é traduzir em palavras a gratidão que tenho por aqueles que, direta ou indiretamente, colaboraram para a conclusão deste trabalho. Se hoje estou aqui, é porque pessoas maravilhosas, verdadeiras e, sobre tudo, singulares, caminharam junto comigo, acreditando em minha capacidade. Mas existe a essência maior sobre todos nós, Deus, o qual nos uniu neste momento tão especial, por isso quero agradecer-Lhe o dom da vida, da inteligência e a graça de poder concluir mais uma etapa de minha vida. Mais importante que o lugar que ocupas em mim, é a intensidade de Tua presença em tudo que faço. Por amor a Ele, nada do que fizemos é bom o suficiente para que não seja melhorado. Nem tão ruim ao ponto de perdermos o ânimo de seguir em frente. Hoje, quero dizer-Lhe muito obrigado por tudo o que fui, o que sou e que ainda serei. E pedir-Lhe que conceda-me desejar sempre mais do que aquilo que consigo.

À minha irmã Karina e meu cunhado James, pelo apoio, companheirismo e afeto, pois mesmo de longe, sempre se fazem presentes.

Aos amigos: Ana Amélia Bianchi e Silva, Alexandre Harger Merch, Diego Santarém, Luiz Carlos Rodrigues Júnior e Ricardo Araujo Voelcker, família que Deus me permitiu escolher, pela sincera amizade que ajudou a suavizar o caminho nesta jornada.

Agradeço a esta Universidade, da qual sou aluno e funcionário, pelo apoio recebido.

A esta Faculdade de Odontologia, pelo seu exemplo de Instituição de ensino e pesquisa.

À Prof.^a Dr.^a Elaine Bauer Veeck, pois seu auxílio na parte experimental da pesquisa foi de fundamental importância para o desenvolvimento deste trabalho. Além disso, pelo seu exemplo de conduta profissional e acima de tudo, humano. Como disse São Marcelino Champagnat: “o exemplo é a lição principal e a mais eficaz que o educador pode dar”.

Aos meus colegas de Doutorado: Alexandre, Álvaro, Ana Paula, Caio, Clarissa, Dúcia, Helena, Kleber, Lisiane, Perpétua, Rogério e, especialmente, a Julieta e Ana Amélia, pelas inúmeras demonstrações de amizade, pelo

companheirismo, pelas trocas de conhecimentos e pelo alegre convívio. Pois tudo isso hoje nos dá a certeza de que o que somos é mais do que aquilo que fazemos e muito mais do que possuímos.

Aos professores: Dr^a. Ana Maria Spohr, Dr. Luiz Henrique Burnett Júnior, Dr^a. Rosemary Sadami Arai Shinkai, Dr^a. Salete Maria Pretto, Dr^a. Maria Martha Campos, Dr. Ivori Dutra da Silveira, Dr^a. Maria Emília Amaral Engers, Dr^a. Marta Luz Sisson de Castro, Dr. Ricardo Timm de Souza, Dr^a Anamaria Gonçalves dos Santos Feijó, Dr. Carlos Fernando de Magalhães Francesconi, Dr^a. Clarice Sampaio Alho, Dr. João Batista Blessmann Weber, Dr. José Roberto Goldim, Dr^a. Jussara de Azambuja Loch, Dr^a. Mariangela Badalotti, Dr^a. Marília Gerhardt de Oliveira e Dr. Joaquim Clotet, que além de professores foram grandes amigos, agradeço por terem compartilhado conosco suas experiências e seus conhecimentos.

Às Professoras: Dr^a. Ana Maria Spohr, Dr^a. Márcia Rejane Brücker, Dr^a. Berenice Dedavid por cederem as dependências e os equipamentos do Laboratório de Materiais Dentários, do Serviço Central de Radiologia Odontológica e do Centro de Microscopia e Microanálises desta Universidade, propiciando condições técnico-científicas para a realização deste trabalho.

À diretoria e aos funcionários da AFPUC, em especial a minha secretária Juciane F. Zini, pelo apoio e amizade.

Muitas vezes, a base do sucesso é o trabalho nos bastidores, por isso eu não poderia esquecer de agradecer:

Aos funcionários da Biblioteca Central desta Universidade; aos funcionários da secretaria de pós-graduação da faculdade de Odontologia, Ana Lúcia, Davenir, Marcos e Carlos; às auxiliares e técnicos do Serviço Central de Radiologia Odontológica, Ana, Inês e Carol; aos técnicos do Centro de Microscopia e Microanálises, Marília e Maurício pela disponibilidade e dedicação, sempre incansáveis.

Aos amigos: Diego Santarém e Helena Laufer Pereira, pela dedicação e pelo capricho na montagem das imagens; Ulisses Martins Bazílio, pelo empenho na revisão gramatical; Luís Gustavo de Oliveira, pela presença, mesmo que virtual, no decorrer deste trabalho.

E por fim, agradeço todas as dificuldades que enfrentei, não fosse por elas eu não teria saído do lugar.

*"Não creiais em coisa alguma pelo fato de vos
mostrarem o testamento de algum sábio antigo;
Não creiais em coisa alguma com base na
autoridade de mestres e sacerdotes;
Aquilo, porém, que se enquadrar na vossa
razão, e, depois de minucioso estudo for confirmado
pela vossa experiência, conduzindo ao vosso próprio
bem e ao de todas as outras coisas vivas;
A isso aceitai como verdade;
Por isso, pautai vossa conduta!"
Siddhartha Gautama (Buddha Śākyamuni)*

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo verificar, através da radiografia digital, como se expressam os valores médios, em níveis de cinza, em diferentes sítios de dentes restaurados com resinas compostas em diversas espessuras e quais as possíveis justificativas para tais valores encontrados. Para tanto foram selecionados 10 primeiros pré-molares hígidos, que tiveram suas raízes incluídas em prismas de base quadrangular, sendo radiografados por técnica padronizada utilizando placas ópticas do sistema digital DenOptix, as quais foram digitalizadas e arquivadas para posterior análise. Estas constituíram o grupo 1. Cada vez que estes dentes recebessem algum tratamento, que alterasse a sua forma original, se constituiria um novo grupo. Os dentes passaram por preparo cavitário padronizado com espessura V-P de 2mm, foram novamente radiografados e as imagens digitais arquivadas, constituindo o grupo 2. As cavidades foram restauradas com resina composta Filtek™Z350, os dentes foram novamente radiografados e as imagens digitais arquivadas, constituindo o grupo 3. Essas restaurações foram destacadas das cavidades e os dentes novamente restaurados com a resina 4Seasons, radiografados e as imagens digitais arquivadas, constituindo grupo 4. Após as restaurações serem destacadas, essas cavidades foram mais uma vez restauradas, agora com a resina Filtek™Z250, repetindo-se as radiografias e o arquivamento das imagens digitais, constituindo o grupo 5. Após a remoção dessas restaurações as cavidades foram ampliadas na largura V-P para 3mm, repetindo-se a mesma seqüência realizada nos grupos anteriores, constituindo os grupos 6, 7, 8 e 9. Após a remoção das restaurações do grupo 9, as cavidades foram ampliadas na largura V-P para 4mm, repetindo-se a seqüência realizada nos grupos anteriores, constituindo novos grupos: 10, 11, 12 e 13. Também foram confeccionadas 30 placas acrílicas nas espessuras de 2, 3 e 4mm, 10 placas em cada uma das espessuras, sendo que as placas continham uma amostra de cada resina. Estas constituíram os grupos 14, 15 e 16 que passaram pelo mesmo processo de radiografia e arquivamento das imagens digitais. Amostras de cada uma das resinas compostas foram analisadas pelo EDS, para verificação dos elementos químicos responsáveis pelas características de radiopacidade desses materiais. Após análise estatística dos dados foi possível concluir que: (1)existiu diferença significativa entre os sítios de leitura. (2)Encontraram-se os menores valores médios em níveis de cinza nos dentes com maiores preparos cavitários sem restaurações (G10 - 4mm). (3)Encontraram-se os maiores valores médios, em níveis de cinza, nos dentes restaurados com a resina 4 Seasons® na maior espessura de restauração (4mm - G12). (4)Os dentes cavitados apresentaram valores médios, em níveis de cinza, inferiores aos das estruturas dentárias híginas. (5)Os dentes restaurados apresentaram valores médios, em níveis de cinza, superiores aos das estruturas dentárias híginas, com exceção da resina Filtek™Z350 nos sítios proximais das restaurações na espessura de 3mm. (6)Os dentes restaurados apresentaram valores médios, em níveis de cinza, superiores aos dos dentes com preparos cavitários sem restaurações. (7)Houve distinção entre os valores médios, em níveis de cinza, para as diferentes resinas compostas estudadas quando analisadas individualmente, sem influência dos tecidos dentários (placas) em uma mesma espessura. (8)Para as resinas compostas sem a influência dos tecidos dentários, quanto maior foi a espessura, maior o valor médio em níveis de cinza. (9)Os valores em níveis de cinza para os dentes restaurados nem sempre alteraram-se conforme as alterações em níveis de cinza das resinas compostas analisadas individualmente (placas) na espessura correspondente. (10)A presença de maior concentração do elemento químico de mais alto número atômico refletiu-se em maiores valores médios, em níveis de cinza, nas resinas compostas.

Palavras-chave: radiopacidade, radiologia odontológica, materiais dentários, resinas compostas, pré-molar, microscopia eletrônica de varredura.

ABSTRACT

This study investigates how, through digital radiography, the averages in gray levels are expressed in different sites of teeth restored with composite resins in varying thicknesses and what the possible reasons are for the values found. This study comprises a selection of ten healthy first premolars whose roots were embedded in prisms with rectangular bases, then radiographed according to standard procedure by using DenOptix digital optic plates, and whose were digitalized and filed for further analysis. Such samples formed group 1. Each time those teeth received some type of treatment which altered their original shape, a new group was formed. The teeth underwent a standard cavity preparation with a 2mm B-P thickness and were radiographed one more time. Their images were filed, thus forming group 2. The cavities were then restored with Filtek™Z350 composite resins and the teeth were radiographed again and their digital images filed, thus forming group 3. Such restorations were then removed from their corresponding cavities and the teeth were restored one more time with 4Seasons resin, later radiographed, and their digital images were filed, thus forming group 4. After the restorations were removed, the cavities they once filled were restored with Filtek™Z250 resin. The radiography and filing steps were repeated one more time, thus forming group 5. After the restorations were removed, the cavities' V-P widths were enlarged by 3mm, and the same steps applied to the previous groups were repeated, thus forming groups 6, 7, 8 and 9. After the removal of the restorations from group 9, the cavities' V-P widths were enlarged by 4mm, and the same procedures applied to the previous groups were repeated, thus forming four new groups: 10, 11, 12 and 13. Thirty acrylic plates were also manufactured whose thicknesses varied between 2, 3 and 4mm, ten plates of each thickness – each plate contained one sample of each resin. The digital images of plates forming groups 14, 15 and 16 were subject to the same process of radiography and filing aforementioned. Samples of each composite resin were analyzed by EDS for verification of chemical elements responsible for these materials' radiopacity traits. After the statistical analysis of the data rendered by these procedures, it was possible to conclude that: (1)There were significant differences between the readings sites. (2)The smallest averages in gray levels were found in the teeth with the largest preparations and without filings (G10 - 4mm). (3)The biggest averages in gray levels with the teeth restored with the 4Seasons® resin were found within the greatest restoration thickness (4mm - G12). (4)The teeth with cavities had lower averages in gray levels than the healthy dental tissues. (5)The restored teeth showed higher averages in gray levels than the healthy dental tissues, with the exception of the Filtek™Z350 Resin in the proximal sites of the 3mm restorations. (6)The restored teeth displayed higher averages in gray levels than the ones with cavity preparation but no filings. (7)There were different values for the averages in gray levels between the various composite resins studied when they were analyzed individually, without the interference of dental tissues (plates) and in the same thickness. (8)For the composite resins without the influence of dental tissues, the greater the thickness meant the higher the average in gray levels. (9)The values in gray levels for the restored teeth did not always change in accordance with the changes in gray levels for the composite resins individually analyzed (plates) in the corresponding thickness. (10)The higher concentration of chemical element with a higher atomic number translated into higher averages in gray levels for the composite resins.

Key-words: radiopacity, dental radiology, dental materials, composite resins, premolar, scanning electron microscopy.

RESUMEN

El presente trabajo tuvo como objeto verificar por medio de la radiografía digital cómo se expresan los valores medios a los niveles de ceniza en diferentes locales de dientes restaurados con resinas compuestas en diversas espesuras y cuáles las posibles razones para los valores encontrados. Para ello, se eligieron 10 primeros premolares sanos que tuvieron sus raíces incluidas en prismas de base cuadrangular, que se radiografiaron por técnica estandarizada, utilizándose placas ópticas del sistema digital DenOptix, y que fueron digitalizadas y archivadas para posterior análisis. Éstas constituyeron el grupo 1. Cada vez que estos dientes recibieran algún tratamiento, que alterara su forma original, se constituiría un nuevo grupo. Los dientes pasaron por preparación de la cavidad estandarizada con espesura V-P de 2mm y, otra vez, se los radiografiaron y sus imágenes digitales fueron archivadas, constituyéndose el grupo 2. Las cavidades fueron restauradas con resina compuesta Filtek™Z350, los dientes fueron más una vez radiografiados y sus imágenes archivadas, formándose el grupo 3. Dichas restauraciones fueron separadas de sus cavidades y los dientes otra vez restaurados con resina 4Seasons®, radiografiados y las imágenes digitales archivadas, constituyéndose así el grupo 4. Luego de quitarse las restauraciones, dichas cavidades fueron, una vez más, restauradas, ahora con la resina Filtek™Z250, repitiéndose las radiografías y correspondiente archivamiento de las imágenes digitales, constituyéndose el grupo 5. Después de la remoción de esas restauraciones, las cavidades fueron ampliadas a la anchura V-P 3mm, repitiéndose la misma secuencia realizada en los grupos anteriores, constituyéndose los grupos 6, 7, 8 y 9. Removiéndose las restauraciones del grupo 9, las cavidades fueron ampliadas a la anchura V-P 4mm, repitiéndose la secuencia realizadas en los grupos anteriores, constituyendo-se nuevos grupos: 10, 11, 12 y 13. También se confeccionaron 30 placas acrílicas en las espesuras de 2, 3 y 4mm, 10 placas en cada una de las espesuras, siendo que las placas contenían una muestra de cada resina. Éstas constituyeron los grupos 14, 15 y 16, que pasaron por el mismo procedimiento de radiografía y archivo de las respectivas imágenes digitales. Muestras de cada una de las resinas compuestas fueron analizadas por EDS, para verificación de los elementos químicos responsables por las características de radioopacidad de dichos materiales. Luego de análisis estadística de los datos, se pudo concluir que: (1) existió diferencia significativa entre los locales de lecturas. (2) Se encontraron los menores valores medios, en niveles de ceniza, en los dientes con mayores preparos cavitarios sin restauraciones (G10 – 4mm). (3) Se encontraron los mayores valores medios, en niveles de ceniza, en los dientes restaurados con resina 4 Seasons® en la mayor espesura de restauración (4mm – G12). (4) Los dientes cavitados presentaron valores medios, en niveles de ceniza, inferiores a los de estructuras dentarias sanas. (5) Los dientes restaurados presentaron valores medios, en niveles de ceniza, superiores a los de las estructuras dentarias sanas, con excepción de la resina Filtek™Z350 en los puntos proximales de las restauraciones con espesura de 3mm. (6) Los dientes restaurados presentaron valores medios, en niveles de ceniza, superiores a los dientes con preparos cavitarios sin restauraciones (7) Hubo distinción entre los valores medios en niveles de ceniza para las distintas resinas compuestas estudiadas, cuándo analizadas individualmente, sin influencia dos tejidos dentarios (placas) en una misma espesura. (8) Para las resinas compuestas sin la influencia de los tejidos dentarios, cuanto más grande fue la espesura, mayor el valor medio en niveles de ceniza. (9) Los valores en niveles de ceniza para los dientes restaurados ni siempre se alteraron, según las alteraciones en niveles de ceniza de las resinas compuestas analizadas individualmente (placas) en la espesura correspondiente. (10) La presencia de mayor concentración de elemento químico de más alto número atómico se reflejó en mayores valores medios en niveles de ceniza en las resinas compuestas.

Palabras llave: radioopacidad, radiología odontológica, materiales dentarios, resinas compuestas, premolar, microscopía electrónica de barradura.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Resinas utilizadas: (A)Filtek™Z350 (3M ESPE), (B)4Seasons® (Ivoclar Vivadent) e (C)Filtek™Z250 (3M ESPE)..... 85
- Figura 2:** Esquema do delineamento do trabalho..... 86
- Figura 3:** Mensuração dos dentes primeiros pré-molares superiores com o Paquímetro Eletrônico Digital Série 727 (Starret®) para padronização das coroas dentárias..... 87
- Figura 4:** Corpos-de-prova constituídos de 10 dentes primeiros pré-molares superiores, com suas raízes incluídas em prismas de acrílico devidamente numerados para a sua identificação nas radiografias digitais. 88
- Figura 5:** Placas ópticas de fósforo foto-estimulável de tamanho #2 do sistema digital indireto DenOptix (Dentsply International/Gendex Dental X-Ray Division, Des Plaines, IL): (A)embalagem dos envelopes plásticos para proteção das placas ópticas; (B)placa óptica mostrando a face de exposição à radiação X; (C)verso da placa óptica; (D)placa óptica embalada por envelope plástico, próprio do sistema, mostrando o lado transparente do envelope e (E)placa óptica embalada por envelope plástico, próprio do sistema, mostrando o lado escuro do envelope, que protege a face de exposição da placa óptica contra a luminosidade. 89
- Figura 6:** Padronização das tomadas radiográficas com distância focal de 30cm: (A)cabeçote do aparelho de raios X Timex-70 DRS (Gnatus) junto ao (B)dispositivo posicionador de acrílico, (C)simulador de tecidos moles (cera-utilidade), (D)um dos corpos-de-prova e placa óptica fósforo foto-estimulável de tamanho #2 do sistema digital indireto DenOptix (Dentsply International/Gendex Dental X-Ray Division, Des Plaines, IL). 91
- Figura 7:** (A) Base de acrílico liso transparente pertencente ao dispositivo posicionador de acrílico, (B) placa óptica embalada pelo envelope plástico, (C) corpo-de-prova devidamente identificado (grupo 1, corpo-de-prova nº 8, 3ª tomada radiográfica). 92
- Figura 8:** (A)Scanner do sistema digital indireto DenOptix (Dentsply International/Gendex Dental X-Ray Division, Des Plaines, IL), (B)tambor do sistema digital indireto DenOptix com 4 placas ópticas posicionadas..... 93

Figura 9: Aparelho para padronização das cavidades, composto por uma base de microscópio óptico adaptada com uma haste metálica para fixação da turbina pneumática (Kavo) e dispositivo para fixação dos corpos-de-prova.	94
Figura 10A: elemento do grupo 2, (D)ponta diamantada para alta rotação (KG Sorensen) #2094 (Ø ISO= 018 e Lmm= 4,0), (E)dente com cavidade MOD na largura de 2mm	101
Figura 10B: elemento do grupo 6, (F)ponta diamantada PM para baixa rotação (KG Sorensen) #82 G (Ø ISO= 029 e Lmm= 10,0), (G)dente com cavidade MOD na largura de 3mm.....	101
Figura 10C: elemento do grupo 10, (H) ponta diamantada PM para baixa rotação (KG Sorensen) #85 G (Ø ISO= 040 e Lmm= 10,0), (G)dente com cavidade MOD na largura de 4mm.....	101
Figura 11: Placas de acrílico liso e transparente, devidamente identificadas, cada uma apresentando três orifícios, medindo 4mm de diâmetro, localizados 6mm eqüidistantes entre si e a 5mm das bordas da placa. Cada orifício de uma placa contendo uma amostra de cada resina composta. (A)placa acrílica nº 1, na espessura de 2mm, grupo 14; (B)placa acrílica nº 2, na espessura de 3mm, grupo 15 e (C)placa acrílica nº 3, na espessura de 4mm, grupo 16.....	105
Figura 12: Tela do programa VixWin 2000 no momento da mensuração das espessuras de esmalte proximais no sentido mésio-distal na porção correspondente ao equador dentário; grupo 1, corpo-de-prova nº 3 (elemento dental 24 – primeiro pré-molar superior esquerdo), 2ª tomada radiográfica.....	106
Figura 13: Tela do programa VixWin 2000 no momento da leitura dos níveis de cinza no sítio distal do corpo-de-prova nº 3 (elemento dental 24 – primeiro pré-molar superior esquerdo), grupo 1, 2ª tomada radiográfica.	107
Figura 14: Tela do programa VixWin 2000 no momento da leitura dos níveis de cinza no sítio distal do corpo-de-prova nº 1 (elemento dental 14 – primeiro pré-molar superior direito), grupo 2, 3ª tomada radiográfica.....	108
Figura 15: Tela do programa VixWin 2000 no momento da leitura dos níveis de cinza no sítio mesial do corpo-de-prova nº 2 (elemento dental 24 – primeiro pré-molar superior esquerdo), grupo 3, 1ª tomada radiográfica.	109
Figura 16: Tela do programa VixWin 2000 no momento da leitura dos níveis de cinza na região central da resina composta 4Seasons®, placa nº1, grupo 16 (espessura de 4mm).	110

Figura 17: Imagens das microscopias eletrônicas de varredura em aumento de 4.000X, resinas compostas: (A)Filtek™Z350 (3M ESPE), (B)4Seasons® (Ivoclar Vivadent) e (C)Filtek™Z250 (3M ESPE).	111
Figura 18: Esquema das comparações entre os grupos que apresentavam tecidos dentários.	113
Figura 19: Esquema das comparações entre os grupos que não apresentavam tecidos dentários.	114

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Comparação dos níveis de cinza das leituras em dentes – Sítio mesial: Erro	116
Tabela 2: Comparação dos níveis de cinza das leituras em dentes – Sítio oclusal: Erro	117
Tabela 3: Comparação dos níveis de cinza das leituras em dentes – Sítio distal: Erro	118
Tabela 4: Comparação dos níveis de cinza das leituras em placas acrílicas: Erro.	119
Tabela 5: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Dentes Hígidos.....	120
Tabela 6: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 2mm.	121
Tabela 7: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 3mm.	123
Tabela 8: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 4mm.	125
Tabela 9: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) sítio de leitura mesial. ..	127
Tabela 10: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) sítio de leitura mesial. ..	128
Tabela 11: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) sítio de leitura mesial. ..	129
Tabela 12: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) sítio de leitura oclusal...	130
Tabela 13: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) sítio de leitura oclusal...	131
Tabela 14: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) sítio de leitura oclusal...	132
Tabela 15: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) sítio de leitura distal.	133
Tabela 16: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) sítio de leitura distal.	134

Tabela 17: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) sítio de leitura distal.	135
Tabela 18: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras – sítio de leitura mesial.....	137
Tabela 19: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras – sítio de leitura oclusal	139
Tabela 20: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras – sítio de leitura distal.....	141
Tabela 21: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras para cada resina	143
Tabela 22: Comparação dos níveis de cinza entre as resinas para cada espessura.....	144
Tabela 23: Porcentagens dos elementos químicos presentes nas resinas compostas.....	145

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Dentes Hígidos	120
Gráfico 2: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 2mm	122
Gráfico 3: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 3mm	124
Gráfico 4: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 4mm	126
Gráfico 5: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) sítio de leitura mesial ...	128
Gráfico 6: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) sítio de leitura mesial.....	129
Gráfico 7: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) sítio de leitura mesial ...	130
Gráfico 8: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) sítio de leitura oclusal...	131
Gráfico 9: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) sítio de leitura oclusal...	132
Gráfico 10: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) sítio de leitura oclusal...	133
Gráfico 11: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) sítio de leitura distal.	134
Gráfico 12: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) sítio de leitura distal.	135
Gráfico 13: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) sítio de leitura distal.	136
Gráfico 14: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras: sítio de leitura mesial.....	138
Gráfico 15: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras: sítio de leitura oclusal.	140

Gráfico 16: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras – sítio de leitura distal.....	142
Gráfico 17: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras para cada resina.	144
Gráfico 18: Comparação dos níveis de cinza entre as resinas para cada espessura.....	145
Gráfico 19: Espectro do EDS para os elementos químicos encontrados na resina Filtek™Z350.	146
Gráfico 20: Espectro do EDS para os elementos químicos encontrados na resina 4Seasons®.....	147
Gráfico 21: Espectro do EDS para os elementos químicos encontrados na resina Filtek™Z250.	147

LISTA DE SÍMBOLOS, SIGLAS, ABREVIATURAS, UNIDADES E FÓRMULAS

-	Menos
+	Mais
<	Menor
>	Maior
%	Por cento
#	Número
Ø	Diâmetro
α	Alfa
µm	Microns (Micra)
®	Marca Registrada
A.D.A.	American Dental Association / Associação Dentária Americana
Al	Alumínio
Al ₂ O ₃	Trióxido de alumínio, óxido de alumínio
ANOVA	Analysis of variance / Análise de Variância
ANSI	American National Standards Institute / Instituto Nacional de Padrões Americano
Ba	Bário
BaO	Óxido de bário
BIS-GMA	Bisfenol-A glicidil metacrilato
C	Cervical
CADIA	Computer-Assisted Densitometric Image Analysis / Estação de Análise de Imagens Densitométricas Assistida por Computador
CCD	Charge Coupled Device / Dispositivo de Carga Acoplada
CD ROM	Compact Disk Read-Only Memory/ Disco Compacto de Memória para Somente Leitura
cm	Centímetro (s)
CPU	Central Process Unit/ Unidade de Processamento Central (Processador)
CR	Computed Radiography / Radiografia Computadorizada
D	Distal
DDR	Direct Digital Radiography / Radiografia Digital Direta
DPI	Dots Per Inch / Pontos por Polegadas
DTG	Differential Thermogravimetric / Análise Termogravimétrica
EDS ou EDX	Energy Dispersive Spectroscopy / Espectroscopia por Dispersão de Energia
g	Grama (s)
GB	Gigabyte (s)
GHz	Giga Hertz
GIF	Graphics Interchange Format/ Formato para Intercâmbio de Gráficos
h	Hora (s)
Hz	Hertz (ciclos por segundos)
I/O	Intra-oral
ISO	International Organization for Standardization / Organização Internacional para Padronização

JCE	Junção cimento-esmalte
JPEG	Joint Photographic Experts Group
K ₂ O	Óxido de potássio
Kg	Quilograma (s)
kVp	Quilovolt pico
L	Lingual
Lmm	Comprimento em milímetros da parte ativa de uma pedra diamantada
lp/mm	Line Pairs per Milimetre / Pares de Linhas por Milímetros
lux	Unidade de intensidade luminosa
M	Mesial
mA	Miliampere (s)
MB	Megabyte (s)
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
M-D	Mésio-distal
MgO	Óxido de magnésio
MHz	Mega Hertz
min	Minuto (s)
mm	Milímetro (s)
MO	Mésio-oclusal
MOD	Mésio-ocluso-distal
MPEG	Moving Picture Experts Group
mW/cm ²	Miliwatts por centímetro quadrado
NaO ₂	Dióxido de sódio
nm	Nanometro (s)
Nº ou n	Número
°C	Grau (s) Centígrado (s)
O	Oclusal
O-C	Ocluso-cervical
ODU	Optical Density Units / Unidade de Densidade Óptica
OMS	Organização Mundial de Saúde
p	P-value / Valor P: corresponde ao menor nível de significância que pode ser assumido para rejeitar a hipótese nula
P	Palatino (a)
RAM	Random Access Memory/ Memória de Acesso Randômico
ROC	Receiver Operating Characteristic
rpm	Rotações por minuto
RVG	RadioVisioGraphy
s	Segundo (s)
SiO ₂	Dióxido de silício, óxido de silício, sílica, quartzo
SVGA	Super Video Graphics Array
Ta ₂ O ₅	Óxido de tântalo
TEGDMA	Tri-etileno glicol dimetacrilato
TIFF	Tagget Image File Format
™	Trademark / Marca Registrada
USB	Universal Serial Bus/ Barramento Serial Universal
V	Vestibular
V-P	Vestíbulo-palatina (o)
wt%	Porcentagem em peso
x	Veze ou versus
XRD	X-Ray Diffraction / Difractometria de raios X

Yb	Itérbio
Yb ₂ O ₃	Óxido de itérbio
Zn	Zinco
Zr	Zircônio
ZrO ₂	Dióxido de zircônio, óxido de zircônio, badeleyita

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	20
1.1 PROBLEMA	23
1.2 JUSTIFICATIVA	23
1.3 HIPÓTESES	24
1.4 OBJETIVOS	25
1.4.1 Objetivo Geral	25
1.4.2 Objetivos Específicos	25
2 REVISÃO DA LITERATURA	26
3 METODOLOGIA	81
3.1 TESE	83
3.2 DELINEAMENTO DA PESQUISA	83
3.3 SELEÇÃO DA AMOSTRA	87
3.4 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA, TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS	88
3.5 LEITURAS ÓPTICAS	105
3.6 VERIFICAÇÃO DA COMPOSIÇÃO QUÍMICA DAS AMOSTRAS	110
3.7 ANÁLISE DOS DADOS	112
4 RESULTADOS	115
5 DISCUSSÃO	148
6 CONCLUSÕES	167
REFERÊNCIAS	169
APÊNDICES E ANEXOS	178

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

No mundo moderno, onde a aparência é parte importante da comunicação, ter um sorriso saudável e bonito é fundamental. Atualmente, existem recursos modernos em Odontologia estética que podem devolver o aspecto natural do sorriso. Quando bem empregadas, essas técnicas permitem ao Cirurgião-dentista fazer uma composição perfeita entre dentes naturais e partes recompostas. Willems (1998) afirmou que um material que tem a ambição de restaurar os tecidos dentários perdidos deveria ter propriedades idênticas ou comparáveis às da estrutura dental que visa substituir e conforme a American Dental Association - Council on Dental Benefit Programs e a American Dental Association - Council on Scientific Affairs (1998), a melhora da tecnologia das resinas compostas tem aumentado a aceitação desses materiais nas restaurações de dentes posteriores.

Porém, o trabalho do cirurgião-dentista não termina com a conclusão da restauração dentária. Lório (1999), Muñoz Chávez et al. (1999) e Porto Neto e Machado (1999), consideraram que para um completo sucesso no tratamento restaurador com resinas compostas, há a necessidade de fazer um controle periódico para avaliações clínicas e, se necessário, radiográficas dos pacientes. Contudo, para se lograr êxito nos controles radiográficos periódicos, além de fatores responsáveis pela formação da imagem que propiciem uma radiografia de boa qualidade, se faz necessário que o material restaurador apresente uma adequada radiopacidade, com o objetivo de diferenciá-lo das estruturas dentárias adjacentes, diferenciar cárie remanescente ou reincidência de cárie da imagem da restauração, identificar espaços vazios no interior das restaurações, avaliar radiograficamente a adaptação marginal cervical de restaurações classe II e avaliar o contorno proximal das restaurações. Ademais, até mesmo por razões médicas, no caso de penetração acidental nos tecidos moles, ingestão ou inalação inadvertida, para permitir sua detecção radiográfica para posterior remoção, conforme justificaram Bowen e Cleek (1972); American Dental Association - Council on Dental Materials, Instruments and Equipment, (1981); Cook (1981); Tamburús (1990); Akerboom et al. (1993); Figueiredo et al. (1999); Lório (1999) e Turgut, Attar e Önen (2003).

Paralelo ao desenvolvimento dos materiais restauradores, vem o desenvolvimento dos meios complementares de diagnóstico. Desde que a primeira radiografia dentária foi realizada em 1896, ela tem se tornado uma parte importante da prática odontológica (MOUYEN et al., 1989). Além de ser um importante meio complementar de diagnóstico, é uma das formas de acompanhamento das restaurações dentárias e de tecidos adjacentes. Em 1987, o primeiro sensor intra-oral e uma unidade de processamento que apresentava a imagem radiográfica em um monitor (Sistema RadioVisioGraphy - Trophy Radiologie, Vincennes, França) tornaram a imagem digital uma alternativa à radiografia convencional (MOUYEN et al., 1989; NELVIG, WING, WELANDER, 1992 e SANDERINK, 1993). Figueiredo et al. (1999) afirmaram que a imagem digital aparece como um novo recurso de avaliação dos níveis de cinza, instituindo uma nova unidade de radiopacidade, verificada no computador, chamada *pixel*.

Tendo em vista a importância e a utilização maciça das resinas compostas como materiais restauradores nos dias atuais, buscou-se, na presente pesquisa, determinar a radiopacidade desses materiais como objetivo de estudo, pois segundo a American Dental Association - Council on Dental Materials, Instruments and Equipment (1989), a adequada radiopacidade é uma das cinco principais características ideais que um compósito restaurador posterior deve apresentar. Todavia, a maioria dos estudos envolvendo mensuração da densidade óptica ou dos níveis de cinza dos materiais restauradores é realizada *in vitro* e seus resultados podem ou não condizer com a situação *in vivo*, uma vez que são realizados em condições distintas das que ocorrem na prática clínica. Conforme Stanford et al. (1987), é necessário considerar a influência da configuração cavitária e remanescentes da estrutura dental para a interpretação da imagem radiográfica. Ainda em termos de radiografia, a quantidade de esmalte e dentina adjacentes ou sobrepostos à restauração também influenciam a avaliação.

Outro fator a ser considerado é a presença de tecidos moles (musculatura e tecido adiposo) que, segundo os estudos de Souza, Costa e Puppim (1999) e Souza, Costa e Veeck (2004), foram capazes de influenciar a análise dos níveis de cinza da região retromolar mandibular. Em vista disso, pode-se supor que os níveis de cinza dos materiais restauradores também sofram variações quando analisados *in vivo* ou sob condições que simulem essa situação.

1.1 PROBLEMA

Como se expressam os valores médios, em níveis de cinza, em diferentes sítios de dentes restaurados com resinas compostas em diversas espessuras e quais as justificativas para os valores encontrados?

1.2 JUSTIFICATIVA

Até o presente momento não se encontra na literatura a verificação dos níveis de cinza de resinas compostas em uma situação que se aproxime da que ocorre na cavidade bucal. Encontram-se análises de diferentes resinas compostas em diferentes espessuras e essas, algumas vezes, comparadas com a equivalente espessura em alumínio ou com igual espessura de tecido dentário. Contudo, isso não está de fato muito próximo de uma situação clínica, na qual há uma interposição entre a imagem da resina composta, as diferentes espessuras de tecido dentário remanescente e os tecidos moles adjacentes. Além disso, a composição química das resinas compostas conduz à curiosidade científica de saber se há distinção entre os níveis de cinza das resinas de diferentes tipos de partículas inorgânicas e como se expressa tal distinção. O resultado é de importância clínica, pois interessa não só ao radiologista, mas principalmente ao clínico que poderia distinguir essas resinas entre si, dos outros materiais, das estruturas dentárias, de lesões de cárie e outras alterações, levando a interpretações mais precisas e, dessa forma, beneficiando diretamente os pacientes.

1.3 HIPÓTESES

1. Haverá distinção entre os valores médios, em níveis de cinza, nos diferentes sítios dentários a serem estudados.
2. Os menores valores médios, em níveis de cinza, serão encontrados nos dentes com maiores preparos cavitários sem restauração; ou seja, quanto maior o preparo cavitário, menor será o valor médio em níveis de cinza.
3. Os maiores valores médios, em níveis de cinza, serão encontrados nos dentes restaurados com a maior espessura de resina composta; ou seja, quanto maior a espessura da restauração, maior será o valor médio em níveis de cinza.
4. Os dentes cavitados apresentarão valores médios, em níveis de cinza, inferiores aos das estruturas dentárias híginas.
5. Os dentes restaurados apresentarão valores médios, em níveis de cinza, superiores aos das estruturas dentárias híginas.
6. Os dentes restaurados apresentarão valores médios, em níveis de cinza, superiores aos dos dentes com preparos cavitários sem restaurações.
7. Haverá distinção entre os valores médios, em níveis de cinza, entre as diferentes resinas compostas estudadas quando analisadas individualmente em uma mesma espessura.
8. Para as resinas compostas sem a influência dos tecidos dentários, quanto maior a espessura, maior serão os valores médios em níveis de cinza.
9. Os valores, em níveis de cinza, para os dentes restaurados em uma determinada espessura alterar-se-ão conforme as alterações em níveis de cinza das resinas compostas analisadas individualmente na espessura correspondente.
10. A presença de maior concentração de elementos químicos de alto número atômico refletirá em maiores valores médios, em níveis de cinza, nas resinas compostas.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo Geral:

Verificar a influência dos remanescentes dentários e de resinas compostas nos níveis de cinza de dentes em radiografias digitais.

1.4.2 Objetivos Específicos:

- 1- Avaliar e comparar os três sítios dentários onde se realizarão as leituras dos níveis de cinza (sítio de leitura mesial, sítio de leitura oclusal e sítio de leitura distal).
- 2- Mensurar e comparar os níveis de cinza em diferentes sítios dentários (mesial, oclusal e distal), em três situações distintas:
 - i. dentes hígidos;
 - ii. dentes com preparos cavitários sem restaurações, em diferentes larguras vestibulo-palatinas (2, 3 e 4mm);
 - iii. dentes restaurados com três resinas compostas (Filtek™Z350, 4Seasons® e Filtek™Z250), nas diferentes espessuras, utilizando o recurso de imagem radiográfica digital indireta – comparando os tratamentos em uma mesma espessura e cada tratamento individualmente nas suas diferentes espessuras.
- 3- Mensurar e comparar os níveis de cinza de três resinas compostas de partículas diferentes, em diferentes espessuras, utilizando o recurso de imagem radiográfica digital indireta – comparando-as em uma mesma espessura e cada resina composta individualmente nas suas diferentes espessuras.
- 4- Identificar, por meio da Espectroscopia por Dispersão de Energia (EDS), os percentuais de elementos químicos responsáveis pela característica dos níveis de cinza presentes em cada material estudado.

REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

Galan Júnior (1970) descreveu as principais dimensões dos dentes de leucodermas brasileiros de ambos os sexos a partir de uma amostra de 560 dentes de pacientes com limite de idade fixado entre 18 e 25 anos. Concluiu que, dos métodos de medidas testados, o paquímetro aplicado diretamente no dente demonstrou maior precisão. Além da elaboração de tabelas, o autor também verificou as diferenças de dimensões entre os sexos, e as correlações entre algumas medidas específicas. Para os primeiros pré-molares superiores, o autor aponta o valor de 9,68mm como a média do diâmetro V-P máximo para o sexo masculino e de 9,10mm para o sexo feminino; e a média para o diâmetro M-D máximo de 7,26mm para o sexo masculino e de 7,12 para o sexo feminino.

Bowen e Cleek (1972), interessados em aumentar a radiopacidade dos compósitos restauradores, estudaram a inclusão de substâncias que absorvessem os raios X nos materiais restauradores de resina composta. Avaliaram a hipótese de que partículas de reforço das resinas compostas pudessem ser produzidas a partir de vidros transparentes que continham bário e que eram constituídos apenas por elementos polivalentes. A radiopacidade do material restaurador preparado dessa forma permitiria identificar cáries recorrentes, bolhas, descalcificações e outros defeitos nas restaurações ou próximo delas. Para a obtenção do material restaurador radiopaco são acrescentados elementos de elevado número atômico à carga inorgânica vítrea do material. Os vidros transparentes e sem cor foram fundidos com componentes de sílica, óxido de bário, óxido bórico e alumina em diferentes formulações. Em seguida, foram determinados o índice de refração e o coeficiente de expansão térmica. Os autores descobriram que os vidros com 7mol de bário, quando usado como única partícula de reforço do material dentário, produziram uma restauração com radiopacidade muito pequena – o que poderia levar a diagnósticos incorretos – sugerindo a presença de cárie nas restaurações e, assim, tornando necessária a adição de ingredientes como o óxido de zinco para obter um índice de refração desejado. Alguns desses materiais vítreos tornam-se adequados ao uso na carga das resinas compostas e outros não, porque haveria a possibilidade de descoloração através da formação de sulfitos. Foi sugerida a necessidade de um aumento do conteúdo de bário. Em função disso, vidros opacos

aos raios X, que não possuem elementos monovalentes em sua composição, podem ser preparados a partir de vidros transparentes e sem cor para serem usados nos compósitos restauradores, pois possuem um índice de refração adequado para uso em materiais de resina composta.

Walter e Hokama (1976) apresentaram um novo “aparelho de perfuração” destinado ao estudo dos materiais odontológicos. Tratava-se de um microscópio adaptado, composto de uma base de apoio e de uma haste para fixação para a turbina de alta rotação ou para o contra-ângulo. Entre outras utilidades, o aparelho, como foi descrito, possibilitava obter uniformidade nas cavidades padronizadas quanto ao diâmetro e à profundidade, nas áreas de exposição aos meios e nos cortes longitudinais e transversais.

Abreu, Tavares e Vieira (1977) realizaram um estudo dividido em três partes. Na primeira parte do estudo, avaliaram a radiopacidade de um grupo de materiais e os classificaram em ordem crescente de radiopacidade. Na segunda parte, foi determinado a radiopacidade mínima que um material devia apresentar para ser diferenciado em uma radiografia e, na terceira parte do estudo, determinaram a porcentagem de substância radiopaca que deveria ser adicionada a um material radiolúcido para conferir-lhe radiopacidade suficiente para a sua utilização na Odontologia. Para a primeira parte deste estudo, 28 materiais foram preparados conforme as instruções dos seus fabricantes e inseridos em anéis de cobre de 4,5mm de diâmetro interno. Os materiais foram avaliados nas espessuras de 2, 4, 6 e 8mm. Para cada material, foram preparadas 4 amostras em cada uma das espessuras, totalizando 448 amostras. Quatro amostras de cada material, sendo uma amostra em cada espessura, foram radiografadas sobre um mesmo filme e as radiografias processadas sob padronização técnica. A radiopacidade foi determinada pela medida da transmissão óptica por meio de um fotodensitômetro (Rapid Photometer III). A transmissão óptica de cada imagem foi medida 4x; a média aritmética e o desvio padrão foram obtidos de 16 leituras para cada amostra. Os materiais foram arranjados em ordem crescente de radiopacidade conforme a espessura de 2mm por ser a que mais se aproxima da espessura de uma restauração dentária. Na segunda parte do estudo foi determinado o grau mínimo de radiopacidade requerida. Para isso, foram preparadas cavidades (2mm de profundidade e 2mm de diâmetro) no terço cervical da face vestibular de 8 dentes hígidos recém-extraídos. As cavidades foram preenchidas sucessivamente por 23

dos 28 materiais em estudo. As tomadas radiográficas e o processamento dos filmes também foram realizados sob a mesma padronização técnica. As radiografias foram avaliadas por seis cirurgiões-dentistas que indicaram se havia cavidade no dente exposto em cada radiografia, se a cavidade havia sido preenchida e se a radiopacidade do material de preenchimento era menor, similar ou maior do que a radiopacidade do dente. O propósito dessa avaliação foi separar os materiais em dois grupos: os que podiam ser distinguidos da estrutura dentária nas radiografias e os que não podiam ser distinguidos, além de determinar qual era a menor radiopacidade detectável. Na terceira parte deste estudo, 15 materiais foram preparados conforme as instruções dos seus fabricantes e lhes foi acrescentado sulfato de bário nas seguintes proporções: 0, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45 e 50%. Os autores concluíram que: (a) a radiopacidade dos 28 materiais estudados apresentou grande variação, e geralmente aumentou com o aumento na espessura dos materiais. No entanto, esse aumento foi muito pequeno para os materiais mais radiopacos, não havendo alteração da densidade de alguns deles em espessuras superiores a 4mm; (b) o material com 2mm de espessura que apresentou o valor da densidade igual a 194,7 foi considerado o material com menor valor de radiopacidade necessário à identificação. Alguns materiais foram tão radiopacos que sua presença foi facilmente detectada nas radiografias; no entanto, outros materiais foram tão pouco radiopacos que nem sempre puderam ser detectados. A interpretação radiográfica da radiopacidade depende de fatores subjetivos, o que dificulta uma avaliação correta; (c) a adição de pequenas quantidades de sulfato de bário aos materiais revelou que alguns deles se tornaram suficientemente radiopacos, mas que outros requerem tanta adição que outras propriedades desejadas são afetadas negativamente.

A American Dental Association – Council on Dental Materials, Instruments and Equipment – estabeleceu em 1977 a Especificação nº 27 para as resinas de restauração direta. O Conselho tem representação de todos os interesses, nos Estados Unidos, na padronização dos materiais, equipamentos e instrumentos em Odontologia, e, ao adotar essa especificação, demonstrou reconhecimento profissional da utilidade desses materiais em Odontologia. Além disso, recomendou que as especificações fossem aprovadas como Padrão Nacional Americano conferido pelo Instituto Americano de Padrões Nacionais. A aprovação da especificação nº 27 da A.D.A. como um Padrão Nacional Americano foi admitida

pelo Instituto Americano de Padrões Nacionais em fevereiro de 1977. São descritas duas categorias de resinas para restauração direta nessa especificação.

Campbel e Stanley (1979) estabeleceram normas para os trabalhos de pesquisa experimentais e quase experimentais, apresentando as características e requisitos de cada tipo de delineamento.

A American Dental Association – Council on Dental Materials, Instruments and Equipment (1981) – resumiu o estado da arte e relatou o que é desejável na radiopacidade dos materiais plásticos usados em Odontologia. A radiopacidade nos materiais plásticos odontológicos é desejável até mesmo por razões médicas, pois num caso de penetração acidental nos tecidos moles, ingestão ou inalação inadvertida, permitiria sua detecção por meio radiográfico para sua posterior remoção. No que tange aos materiais restauradores, a radiopacidade permitiria distinguir uma restauração existente, cárie, avaliar contornos, excessos de material, vazios no interior das restaurações e ajudar na identificação de cáries recorrentes. Afirmou também que a radiopacidade decorre da incorporação de um elemento de número atômico relativamente alto, como o bário e o estrôncio, no interior do vidro, o qual constitui uma parte ou a totalidade das partículas de reforço dos compósitos. Baseados na rápida evolução dos materiais restauradores e na sua importância para todos os pacientes, a American Dental Association – Council on Dental Materials, Instruments and Equipment recomendou que os requisitos de radiopacidade fossem considerados para incorporação à Especificação nº 27 da ANSI/ADA para resinas restauradoras diretas.

Cook (1981) investigou a radiopacidade de 33 materiais à base de resina composta mensurando-as em termos de sua equivalente espessura em liga de alumínio. O autor comentou que a radiopacidade, obtida pela inclusão de elementos com elevado número atômico nas partículas de carga desses materiais, trouxe várias vantagens, tais como: diferenciar cárie secundária ou dentina descalcificada da imagem da restauração; localizar a polpa; identificar excessos na margem gengival; localizar vazios ou outros defeitos nas restaurações. Os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes e polimerizados em discos em 1, 2 e 4mm de espessura. Foram confeccionados dois penetrômetros em uma liga de alumínio, cuja radiopacidade foi calibrada através da utilização de uma escala de alumínio puro (99,99%). Para o estudo, utilizaram dois aparelhos de raios X sem ajuste da corrente e da voltagem e um aparelho de raios X calibrado, além de

filtros de alumínio de 1,5mm e uma distância foco/filme de 300 a 400mm. As amostras, o filme e a escala foram radiografados uniformemente por um tempo de 0,3 segundo e 10mA. Os filmes do tipo oclusal e periapical foram processados conforme determinação do fabricante. Em seguida, mediu-se a densidade radiográfica das amostras usando-se um densitômetro fotográfico (E. E. L. Universal Densitometer). Com relação à comparação da escala de puro alumínio com a escala em liga de alumínio, notou-se que a radiopacidade da liga de alumínio foi 1,97 vez maior do que a radiopacidade do alumínio puro em 90kVp. O autor conclui que houve uma grande variação nos valores de radiopacidade dos 33 materiais comparados com os seus equivalentes em liga de alumínio; a radiopacidade de 30% dos materiais foi menor que a da dentina, e a radiopacidade de todos os materiais chamados de radiopacos por seus fabricantes foi maior que a da dentina. A radiopacidade foi mais sensível à variação de voltagem, especialmente para materiais com alta radiopacidade, existindo uma menor dependência de radiopacidade sobre as espessuras das amostras. Apesar de ter havido diferenças estatísticas entre os valores de radiopacidade obtidos com as diferentes unidades de raios X e as combinações de filmes, essas diferenças não parecem ser tão importantes para restringir a comparação de radiopacidade a um aparelho de raios X ou a um tipo de filme, já que a espessura das amostras, tipo e espessura dos filtros, padrão de exposição e potência de operação podem ser controlados. O autor sugeriu que se deveria requerer a radiopacidade próxima à do esmalte para que o material fosse considerado radiopaco.

Della Serra e Ferreira (1981) discutiram sobre a morfologia geral e características diferenciais dos dentes pré-molares. Disseram que estes são em número de quatro para cada arco, dois de cada lado da linha mediana. De acordo com a posição que ocupam no arco, indo da linha mediana para o lado distal, são chamados de primeiro e segundo pré-molares. Eles constituem peças de transição entre os dentes anteriores, unicuspidados e unirradiculares, e os molares que são multicuspidados e multirradiculares. Segundo os autores, os pré-molares superiores colocam-se em série de volume decrescente no sentido méso-distal, enquanto os pré-molares inferiores dispõem-se em série de volume crescente no mesmo sentido; ou seja, o primeiro pré-molar superior é mais volumoso que o segundo – inversamente, o primeiro pré-molar inferior é menor que o segundo. Também dizem que a coroa dos pré-molares pode ser considerada resultado da fusão de dois

cones, um lingual e outro vestibular, ligados na sua porção livre por duas cristas marginais (mesial e distal). De forma irregular cilíndrica ou cuboidal, os pré-molares apresentam seis faces. Por sua vez, esses dentes, tal como os molares, são destinados a triturar os alimentos. Os autores também apresentaram as características diferenciais entre o primeiro e o segundo pré-molares superiores, bem como as principais diferenças entre os pré-molares superiores e inferiores.

A American Dental Association – Council on Dental Materials, Instruments and Equipment (1983) relatou a situação dos compósitos posteriores e comentou alguns requisitos para esses materiais. Dentre os requisitos, salientou a importância de os compósitos posteriores apresentarem uma adequada radiopacidade, que possibilita a avaliação radiográfica da adaptação marginal na área gengival, a avaliação do contorno (excesso ou falta de material) e a detecção de cárie abaixo da restauração. Comentou ainda que a radiopacidade mais intensa do que a do esmalte é um pré-requisito para as resinas compostas de uso em posteriores. Concluiu afirmando que, até aquele momento, nenhum compósito satisfazia todos os requisitos necessários para as restaurações classes I e II.

Berry Júnior (1983) comentou a respeito de dois fenômenos, o registro cervical e a *Mach band*, que criam imagens radiolúcidas capazes de simular lesões de cárie incipientes, dificultando a interpretação radiográfica mesmo quando são usados critérios ideais para a produção e a análise radiográfica. O registro cervical, também denominado de translucidez cervical ou radiolucidez cervical, é uma verdadeira mudança na densidade produzida pela emulsão do filme. Aparece como uma banda ao redor da cervical dos dentes, sendo mais pronunciado nas bordas proximais por apresentarem concavidades, o que permite que os fótons dos raios X penetrem excessivamente ou queimem a fina borda dentária, criando uma área radiolúcida semelhante à cárie cervical, senilidade ou cárie em cimento. Dois critérios para o diagnóstico diferencial são: nos casos de registro cervical, a borda cervical da raiz estará intacta e discernível, embora esteja escura, o que não ocorre quando o dente é destruído por cárie; também no registro cervical, a borda dentária geralmente se apresentará levemente mais difusa, em torno da borda interna. Quanto ao efeito *Mach band*, o autor relata que é uma ilusão óptica (descrita por Ernst Mach em 1865) produzida por forças inibitórias protetoras dos receptores adjacentes no interior da retina criando, assim, uma verdadeira “sombra de dúvida” na junção dentina-esmalte em certos dentes. No efeito visual, quando uma forma

uniformemente escura encontra uma forma uniformemente clara (assim como ocorre na junção dentina-esmalte na radiografia), a forma escura aparece mais escurecida e a forma clara, mais clara nas proximidades da interface. Este fenômeno não é resultado de uma mudança de densidade ocasionada pela emulsão do filme tal como ocorre no registro cervical, o que pode ser verificado pela densitometria de transmissão. A forma clara que começa a brilhar é denominada *Mach band* positiva e a forma escura é denominada *Mach band* negativa. Nas radiografias dentárias, a *Mach band* negativa pode causar dúvida no diagnóstico por apresentar áreas radiolúcidas ilusórias na junção dentina-esmalte das faces proximais de incisivos e caninos, sendo menos freqüente em pré-molares e com baixa freqüência em molares. Também pode aparecer na imagem radiográfica de alguns pré-molares (mais freqüente nos inferiores, onde a dentina vem formar a ponta da cúspide, e na união das superfícies vestibular e oclusal do esmalte). Para distinguir as *Mach bands* das lesões de cárie, devemos cobrir o esmalte com um cartão opaco para impedir a passagem de luz do negatoscópio através da imagem do esmalte. Desse modo, o efeito inibitório lateral é cessado e a forma radiolucida ilusória da junção dentina-esmalte desaparece. Isso não acontece quando se trata de uma lesão de cárie verdadeira, pois esta produz um verdadeiro escurecimento da emulsão do filme.

Omer, Wilson e Watts (1986) mediram a radiopacidade de 21 resinas compostas recomendadas para uso em dentes posteriores, utilizando um densitômetro de transmissão (Modelo DT 1505; R.Y. Parry Ltd.). Concluíram que, das 21 resinas compostas comparadas em sua radiopacidade com a de um penetrômetro de alumínio e de uma fatia de um molar permanente com 2,5mm de espessura, treze exibiram radiopacidade igual ou superior a do esmalte, outras cinco foram menos radiopacas do que a dentina examinada, e que os três materiais restantes apresentaram uma radiopacidade intermediária entre a do esmalte e a da dentina.

Reconhecendo que a principal causa de troca das restaurações classe II é a cárie secundária, assim como a maioria dos defeitos e cáries em contato com as restaurações são localizados nas superfícies proximais dos dentes, especialmente na porção cervical, Tveit e Espelid (1986) compararam o uso da resina composta P30 com o amálgama, em restaurações classe II, quanto à facilidade de diagnóstico radiográfico das lesões de cárie e de defeitos marginais. Para isto utilizaram 65 pré-molares extraídos, os quais foram divididos em 3 grupos: no grupo 1 os dentes

apresentavam cáries proximais; no grupo 2 foram simulados defeitos marginais com resina de baixa radiopacidade; e o grupo 3 era composto por dentes saudáveis que foram utilizados como grupo-controle. Em todos os dentes prepararam cavidades classe II as quais foram restauradas com os dois materiais em estudo. Após a restauração, os dentes foram radiografados. Dez cirurgiões-dentistas examinaram as radiografias para diagnosticar lesões e defeitos, eles utilizaram uma escala de 5 pontos, que variou desde a certeza da ausência de cárie ou defeito marginal até a certeza da presença de cárie ou defeito marginal. Os dados foram tratados pelo método ROC (Receiver Operating Characteristic) e pelo Bayesian Statistics. Os autores comentaram que a opinião geral entre os clínicos é de que o alto contraste entre o material restaurador e o tecido dentário é mais eficiente no diagnóstico radiográfico, no entanto, esta suposição não foi confirmada pelos resultados deste estudo. Por exemplo, cáries próximas das faces lingual e vestibular de restaurações classe II, poderiam ser mascaradas pela alta radiopacidade do material restaurador, mas poderiam ser detectadas quando o material usado fosse de radiopacidade moderada. Os resultados mostraram que uma grande porcentagem das lesões de cárie secundária e dos defeitos marginais foram detectados com um alto grau de confiança tanto próximo ao compósito radiopaco quanto próximo ao amálgama. E que também as restaurações sem presença de cárie secundária ou de defeitos simulados foram diagnosticados corretamente com maior frequência no grupo restaurado com compósito, o que caracterizou que a frequência de falso positivo foi mais baixa nas restaurações com a resina P30. Os autores também afirmaram que as radiografias intra-orais são importantes na detecção e avaliação das falhas de algumas restaurações colocadas nas superfícies proximais, já que a alta radiopacidade de um material restaurador é pré-requisito para um adequado diagnóstico de cárie, defeito ou extravasamento, quando associados à restauração classe II.

Stanford et al. (1987) aferiram a radiopacidade de onze resinas compostas fotopolimerizáveis para posteriores em termos de valores equivalentes ao alumínio e avaliaram a habilidade dos observadores para distinguir as restaurações classe I em resina composta da estrutura dentária. Para a mensuração da densidade óptica de cada resina composta, foram usadas três amostras de quatro espessuras distintas (1,5; 2,5; 5 e 7mm), juntamente com secções de esmalte e dentina na espessura de 1,0 a 1,8mm. As radiografias foram realizadas de forma padronizada. Como padrão

interno, os autores usaram um penetrômetro de alumínio (1 a 4mm) e um espécime de chumbo de 4mm para cada radiografia. A densidade óptica de cada imagem foi mensurada usando um analisador de filmes com um orifício de 2mm (MacBeth TD-504). Para avaliar a habilidade dos observadores na distinção das restaurações de resina composta e da estrutura dentária, realizou-se um preparo classe I na superfície oclusal de um 2º molar extraído; preencheu-se a cavidade com cada material sem polimerizá-los para que ele pudesse ser removido sem afetar o preparo cavitário e um novo material pudesse ser inserido. Dessa forma, a mesma cavidade foi usada para todas as resinas compostas. Cinco observadores avaliaram subjetivamente cada radiografia quanto ao contraste entre dente e restauração. Os autores concluíram que todas as resinas compostas estudadas foram mais radiopacas do que a dentina, mas nem sempre foram mais radiopacas do que o esmalte. A radiopacidade das resinas compostas fotopolimerizáveis posteriores tem uma larga escala de mensuração em termos equivalentes de alumínio. Concluíram ainda que, em relação às imagens das estruturas dentais adjacentes, as avaliações clínicas das imagens radiográficas das restaurações classe I de resina composta demonstraram variações na distinção entre as imagens radiográficas das restaurações e que, como era esperado, a alta radiopacidade facilitou as distinções. Os autores não chegaram a um consenso sobre o grau mínimo de radiopacidade necessário às restaurações dentárias.

Considerando que é necessária uma adequada radiopacidade para os materiais restauradores diretos, principalmente os de uso em dentes posteriores, e que o alumínio tem sido utilizado como um padrão radiográfico, Watts (1987a) comparou as características radiográficas de um penetrômetro de alumínio puro (99,5% de pureza) com as de um penetrômetro de uma liga de alumínio, frente a tecidos dentários humanos de diversas espessuras. A finalidade do estudo foi facilitar a comparação de dados obtidos por diferentes pesquisadores de materiais restauradores. Segundo o autor, a ISO (ISO: DP4049, 1985), recomendava o uso de um alumínio com pelo menos 99,5% de pureza como padrão para os materiais restauradores à base de resina. No entanto, um alumínio com esse nível de pureza é relativamente mole, o que dificulta a confecção de um penetrômetro com esse material. Por conseguinte, os fabricantes de penetrômetro têm utilizado na sua confecção uma liga de alumínio contendo pequenas porcentagens de outros elementos como o cobre, metal que tem sido usado em conjunto com fatias de

tecido dentário como um padrão secundário. Para o estudo, foram usadas secções dentárias mesio-distais, com espessura de 0,5 a 3,9mm, dois penetrômetros de alumínio – o primeiro fabricado em alumínio puro e o segundo em uma liga de alumínio. A altura dos degraus dos penetrômetros foram mensuradas por um micrômetro digital (Mitutoyo Co.). Para mensurar a radiopacidade, os penetrômetros e as fatias de tecido dentário foram posicionados sobre um filme radiográfico (Ceaverken AB) de tamanho 18x13cm. Os espécimes foram radiografados, cada um por 5x, por um aparelho de raios X (Marksman II), operando em 65kVp e 330 impulsos (=5 segundos) e distância focal de 69cm. Os filmes foram revelados em processadora automática (Dürr 430). As densidades ópticas foram medidas por um densitômetro de transmissão (modelo DT 1505) para cada degrau e para cada secção dentária de esmalte e dentina em cada filme. O autor concluiu que os padrões de liga de alumínio usados para estabelecer comparações de radiopacidade exibem uma densidade radiográfica maior do que 99,5% de alumínio puro devido à incorporação de 4% de cobre na sua fabricação. A equivalente espessura de alumínio puro é, portanto, maior do que o tipo de liga de alumínio por um fator de aproximadamente 1,5. Esse fator de correção é relacionado com uma substituta para o alumínio puro. Por exemplo, a radiopacidade de uma das secções de esmalte com 2,5mm de espessura foi equivalente a 2,86mm de alumínio e $1,5x (2,86) + 4,29$ mm de alumínio puro. A radiopacidade da dentina é muito próxima da do alumínio puro nas diversas espessuras. O autor recomenda que, no futuro, quando se compararem dados de radiopacidade em diferentes materiais, o resultado seja expresso em relação a espessuras equivalentes de alumínio de 99,5% de pureza.

Watts (1987b) analisou a radiopacidade de uma série de compósitos com partículas de carga baseadas em bário e estrôncio juntamente com a radiopacidade de discos de vidros baseados também nesses elementos. A radiopacidade foi relatada para a composição química das partículas de carga, um valor acima daquele do esmalte dentário pode ser obtido pelos três tipos de formulação contendo: (1) partículas de vidro de bário; (2) mistura de partículas de vidros de bário e estrôncio (contendo 35% ou mais, em massa, de vidros de bário no total da mistura das partículas de carga) e (3) partículas de vidro de estrôncio (contendo o equivalente a 40% de óxido de estrôncio). Contudo, esta última formulação tem pouca resistência ao desgaste. De forma geral, a radiopacidade superior à do

esmalte pode ser alcançada pelos compósitos contendo mais que 20% em massa de óxido radiopaco nas partículas de carga.

Williams e Billington (1987) pesquisaram uma técnica desenvolvida para mensurar a transmissão de luz através de radiografias utilizando um espectrofotômetro de luz visível (Pye Unicam SP500 Série 2) e comparando estas com as leituras produzidas por um penetrômetro de alumínio. A técnica foi usada para mensurar a radiopacidade das estruturas dentárias (esmalte e dentina) e de materiais restauradores, neste caso três resinas compostas: Occlusin, P30 e Ful-Fil. Para o estudo, utilizaram dentes extraídos até 1h antes (dentes frescos) e dentes armazenados em solução salina de formaldeídos a 1% (dentes velhos). Após a obtenção de lâminas de 1mm de espessura, algumas cortadas longitudinalmente e outras perpendicularmente ao longo eixo da coroa dentária, cada lâmina foi radiografada juntamente com um penetrômetro de alumínio de forma padronizada. Auferiu-se a radiopacidade dos materiais em termos de equivalência ao alumínio (mm alumínio/1mm de material). Os resultados do trabalho mostram que, com a estocagem prolongada dos dentes, há uma diminuição do grau de radiopacidade devido a uma possível descalcificação do esmalte. A radiopacidade do esmalte foi em média de 2,1mm de alumínio/1mm de esmalte; para a dentina, a radiopacidade foi, em média, de 1,0mm de alumínio/1mm de dentina. A direção do corte não teve efeito sobre a radiopacidade. Constatou-se maior radiopacidade de todos os três materiais restauradores comparada à do esmalte e à da dentina, revelando-se os seguintes valores médios em mm Al/mm material: Occlusin= 3,4; P30= 2,3 e Ful-Fil= 2,8.

Wenzel e Frovin (1988) discorreram sobre a teletransmissão de radiografias, fizeram uma revisão da digitalização de radiografias e descreveram o protótipo de um sistema. Nos primeiros sistemas de teleradiografia, as radiografias eram escaneadas por luz e transmitidas como sinais análogos; as transmissões resultavam em artefatos de imagens que interferiam na interpretação das imagens. Surgiram outros modelos capazes de armazenar e transmitir a imagem como sinais digitais que não sofrem interferência da transmissão quando se utilizam protocolos adequados. Nos sistemas digitais, um detector converte todas as informações em sinais eletrônicos, denominados *bit*. O *bit* é a menor unidade no computador, e assume o valor numérico de 0 ou 1. A informação no computador atua em unidades específicas, podendo ser de 8, 16 ou 32 *bits*, dependendo do tipo de computador.

Um grupo de 8 *bits* forma um *byte*, e um *byte* pode ter 256 valores diferentes (pode representar números de 0 a 255). As intensidades típicas dos *bits* são 8 *bits* (256 tons de cinzas) e 10 *bits* (1.024 tons de cinza). O computador recebe a informação, armazena-a geralmente de uma forma análoga à radiografia, e, então, os sinais devem sofrer a conversão análogo-digital. Esta conversão acontece medindo-se a intensidade da luz na imagem análoga e expressando-a como uma figura digital de valor correspondente. A digitalização da imagem leva a um número de figuras dispostas em uma matriz de coordenadas X e Y, onde cada ponto da matriz é chamado *pixel*, que pode assumir tons de cinza variados. Quanto maior a matriz, maior o número de *pixels* e, conseqüentemente, melhor a resolução espacial da imagem. Os tamanhos típicos de matrizes são: 256x256, 512x512 e 1.024x1.024 (número de *pixels* versus o número de linhas contidas na imagem). Para serem detectadas, as alterações patológicas devem ter pelo menos o tamanho do *pixel*, e a resolução do contraste deve ser ótima para que se possam distinguir as pequenas alterações teciduais. A quantidade de detalhes vistos em uma radiografia digitalizada dependerá do tamanho da radiografia original. Por exemplo, com uma radiografia intra-bucal de 3x4cm, uma matriz de 512x512 resultará num tamanho de *pixel* com cerca de 0,08x0,08mm.

A American Dental Association – Council on Dental Materials, Instruments and Equipment (1989) resumiu em um artigo as propriedades mais importantes a serem avaliadas em uma padronização potencial. O artigo também relatou os (atuais) métodos disponíveis para a execução de tais avaliações *in vitro*. O artigo explica ainda os obstáculos ao desenvolvimento de um padrão para as resinas compostas posteriores. Relatou cinco principais características ideais que um compósito restaurador posterior deve apresentar: (1) boa resistência ao desgaste e à abrasão; (2) adaptação precisa às margens cavitárias, tornando efetivo o selamento da restauração contra a penetração de fluídos orais; (3) resistência adequada à degradação por água e outros solventes; (4) radiopacidade adequada, que permita diferenciar o material das estruturas dentárias adjacentes e facilitar a identificação de excessos nas margens; (5) manipulação e técnica razoáveis e claras. Além disso, esses materiais deveriam possuir os seguintes atributos: propriedades mecânicas satisfatórias, aparência estética e estabilidade de cor excelentes; tempo de trabalho suficiente; profundidade de polimerização adequada; boa capacidade de polimento e biocompatibilidade. Por fim, concluíram que, apesar da grande dedicação à

avaliação das resinas compostas, há um número insuficiente de estudos correlacionando os resultados de estudos *in vitro* com os de estudos *in vivo* para materiais similares.

Goshima e Goshima (1989) realizaram um experimento dividido em duas partes. Na primeira, avaliaram a radiopacidade de 16 compósitos restauradores divididos em quatro grupos baseados nos seus níveis de radiopacidade, comparando-os com um penetrômetro de alumínio composto de cinco degraus com espessura de 1, 2, 3, 4, e 5mm e fizeram um dispositivo de teste de equivalente padrão para cada material. A radiopacidade resultante das radiografias foi medida com um densitômetro (PDA-25). Na segunda parte, avaliaram quantitativamente a facilidade de detecção de cárie abaixo de diferentes espessuras dos 3 compósitos selecionados: P30, Brilliant Lux e Occlusin. Os autores simularam cárie através da confecção de sulcos de 0,5mm de profundidade em quatro blocos de alumínio de espessura equivalente em radiopacidade à do esmalte representando cárie recente (0,5mm) à cárie avançada (2,0mm). A densidade radiográfica foi medida em dois pontos. Tomaram-se essas medidas para todas as quatro profundidades dos sulcos e para as três espessuras de cada material (1, 2 e 3mm). Os autores descobriram que, das dezesseis resinas analisadas, três tiveram densidade óptica semelhante à do alumínio e as restantes apresentavam uma densidade menor. Quanto à facilidade na identificação de cáries, a resina P30 foi a mais satisfatória. Os autores concluíram que as resinas compostas com radiopacidade similar à do esmalte são melhores para a detecção de cáries recorrentes e outros defeitos.

Mouyen et al. (1989) comentaram que desde que a primeira radiografia dental foi realizada em 1896, as radiografias tornaram-se parte essencial da prática odontológica. Os autores apresentam um sistema chamado RadioVisioGraphy (RVG; Trophy Radiology, Vincennes, França), que por possuir um detector para radiação X mais sensível que os filmes convencionais, possibilita uma redução na dose de radiação. Outras vantagens desse tipo de sistema é a produção da imagem tão logo a exposição do sensor pela radiação X e a possibilidade de tratamento da imagem. Dessa forma, os autores se propõem a investigar comparativamente o desempenho entre as propriedades físicas dos filmes convencionais e das imagens produzidas pelo sistema RVG. Os autores concluíram que, dependendo do modo de trabalho (*zoom*) e do realce, a resolução das imagens RVG é ligeiramente inferior à das imagens dos filmes periapicais convencionais. Contudo, os filmes somente

oferecem uma resolução melhor quando vistos com o auxílio de uma lupa, enquanto o sistema RVG fornece a ampliação necessária. Além disso, a habilidade visual humana depende da intensidade da iluminação. A alteração da iluminação para filmes está restrita a mudanças na intensidade da iluminação do negatoscópio, enquanto o RVG fornece uma ampla variedade de meios eletrônicos para adaptar a imagem a uma determinada situação, ou seja, a informação radiográfica pode ser aumentada por meio do tratamento eletrônico das imagens.

Sabendo que uma radiopacidade adequada dos compósitos, principalmente aqueles de uso em posterior, é necessária para a diferenciação de cáries primárias ou para detecção de cáries recorrentes e defeitos marginais, van Dijken, Wing e Ruyter (1989) avaliaram a radiopacidade de 18 resinas compostas de uso recomendado para cavidades classes I e II e um amálgama. Analisaram também a composição das partículas inorgânicas das resinas compostas. Avaliaram a radiopacidade de acordo com a última padronização da ISO para materiais restauradores à base de resina, onde se diz que: para um material ser chamado radiopaco pelo seu fabricante, deve ter uma radiopacidade maior do que a mesma espessura em alumínio. Neste estudo, os valores da radiopacidade variaram de 0,53 a 6,72mm de equivalência ao alumínio. Quatorze compósitos mostraram radiopacidade maior e cinco compósitos menor do que à igual espessura em alumínio; a radiopacidade de doze compósitos foi maior do que a igual espessura de esmalte; a radiopacidade de cinco compósitos foi menor do que a da dentina e dois dos materiais apresentaram valores entre o do esmalte e o da dentina. A radiopacidade do esmalte não variou significativamente entre as diferentes radiopacidades medidas, enquanto que a da dentina variou significativamente. O amálgama testado mostrou um valor claramente mais alto do que os dos compósitos. Quanto às características das partículas de carga, a porção inorgânica de cada compósito restante após a combustão (575 +ou- 5°C por 30min.) foi analisada por um espectroscópio de emissão óptica (Hilger Quartz Spectrograph E 492) – trata-se de um método semi-quantitativo que pode identificar e estimar aproximadamente a composição elementar de diferentes partículas. Essa análise apresentou uma grande variabilidade na composição das partículas inorgânicas. Os elementos adicionados para aumentar a radiopacidade dos compósitos foram: bário, estrôncio, zircônio, zinco e itérbio, do qual o bário proporcionou a maior radiopacidade. Os autores, no entanto, comentam que as altas porcentagens de

alguns desses elementos requeridos para dar radiopacidade podem ser desvantajosas, pois podem resultar em alta solubilidade.

Curtis Júnior, von Fraunhofer e Farman (1990) compararam a radiodensidade do esmalte, da dentina, do alumínio e de 14 resinas compostas nas espessuras de 1 a 4mm. Nove dos 14 compósitos foram radiopacos comparativamente ao alumínio. Lesões radiolúcidas ou vazios foram simulados através de sulcos com 0,5, 1,0 e 2,0mm de profundidade no penetrômetro de alumínio, sobrepondo o penetrômetro aos compósitos radiopacos e radiografando a combinação. Os autores descobriram que somente cinco dos nove compósitos radiopacos possuíam radiodensidade que permitia a clara detecção radiográfica dos pequenos defeitos. E supõem que a detecção de vazios e cáries recorrentes seja facilitada quando a radiodensidade de um compósito é similar ou levemente maior do que a do esmalte.

Goshima e Goshima (1990) avaliaram a identificação radiográfica de lesões de cárie simuladas associadas ao uso de dois compósitos restauradores, o P30 (3M) e o Occlusin (ICI Dental), em restaurações classe II. Para o estudo foram utilizados cinco pré-molares extraídos – radiografados em filmes Kodak Ektaspeed (Kodak) e com um aparelho de raios X Rex (Yoshida Co.) ajustado em 60kVp, 10mA, 0,3 segundos, distância focal de 30cm. Uma densidade uniforme da imagem foi obtida pelo ajuste do tempo de exposição baseado nas medidas com o uso de um penetrômetro de alumínio e um densitômetro PDA-15 (Konica Co.). Preparos cavitários classe II foram feitos em cada dente. Cada preparo foi preenchido primeiramente com a resina P30 sem polimerizá-la, para permitir que, após ser radiografada, essa resina fosse removida e o mesmo preparo fosse preenchido pela resina Occlusin sem polimerizá-la e, então, radiografada novamente. Após remover a resina Occlusin, foram confeccionadas as simulações de lesões de cárie com uma broca carbide com 1mm de diâmetro, colocadas adjacentes ao preparo cavitário. Essas perfurações foram preenchidas com cera vermelha. A resina P30 foi então colocada nos preparos e os procedimentos (incluindo radiografias, remoção da resina P30 e colocação da resina Occlusin nos preparos) foram repetidos conforme já descrito. Após as radiografias com a resina Occlusin, esta foi removida e as simulações de lesões de cárie foram ampliadas de 1mm para 1,6mm, e repetiu-se todo o processo de inserção e troca das resinas já descritos anteriormente para a obtenção das respectivas radiografias. Dez cirurgiões-dentistas experientes avaliaram as radiografias de forma aleatória sob a mesma iluminação, sem ajuda de

lente de aumento e sem limite de tempo para a observação. Os resultados mostraram que os avaliadores obtiveram 90% de precisão na detecção dos defeitos; contudo, avaliações individuais apresentaram 30% de erros. A diferença do grau de radiopacidade e o tamanho das lesões não afetaram a habilidade dos avaliadores para uma correta identificação dos defeitos dentro dos parâmetros utilizados, sugerindo que, nesse estudo experimental, a percepção dos avaliadores foi mais importante do que os outros fatores, confirmando que não houve diferença entre as imagens radiográficas da resina P30 e da resina Occlusin para a detecção de defeitos que simularam cárie dentária associada às restaurações. Segundo os autores, para a detecção radiográfica de cáries secundárias, é suficiente que os compósitos apresentem o mesmo nível de radiopacidade do esmalte.

Hosoda, Yamada e Inokoshi (1990) utilizaram 66 resinas compostas, das quais 24 quimicamente polimerizáveis, 21 fotopolimerizáveis para uso em dentes anteriores, 3 fotopolimerizáveis para uso em dentes anteriores e posteriores e 18 fotopolimerizáveis para uso em dentes posteriores. As resinas foram analisadas em um MEV cobertas por carbono e a composição dos elementos de suas partículas de carga foi analisada por um EDX (SED-880, Seiko EG & G) metalizadas a ouro. De acordo com os resultados, os autores dividiram as resinas compostas em cinco grupos: (1) tradicional, de 100 a 1 μ m; (2) tipo microparticulada; (3) tipo submicroparticulada, partículas esféricas em torno de 0,3 a 0,2 μ m; (4) tipo híbrida, micropartículas pré-polimerizadas e macropartículas; (5) semi-híbrida, partículas menores que assumem o papel das micropartículas, variando entre 50 e 0,1 μ m ou de 6 a 0,1 μ m. Acrescentaram ainda duas categorias hipotéticas: (1) microparticulada, de 0,06 a 0,04 μ m e (2) híbrida, mistura de macro e micropartículas. Os autores então descreveram as características de cada tipo, bem como as suas indicações de uso clínico. As partículas de carga radiopacas continham Ba, Al, Zr, Zn e/ou Yb.

Segundo Tamburús (1990), a radiopacidade é uma das propriedades desejadas nos materiais restauradores, com o objetivo de permitir a diferenciação entre cavidades de cárie daquelas restauradas, distinção entre o material restaurador e a reincidência de cárie, a adaptação cervical adequada e o contorno proximal das restaurações. Por definição, o contraste radiográfico é o produto da absorção diferencial da radiação X pelas diferentes estruturas por ela atravessadas. Entre os fatores de exposição radiográfica, a quilovoltagem tem o maior efeito sobre

o contraste da imagem radiográfica, quando todos os outros fatores permanecem constantes. Tamburús verificou o contraste radiográfico de resinas compostas, produzido quando variações da quilovoltagem são empregadas, e também verificou a sua equivalência com espessuras de um penetrômetro de alumínio. O autor utilizou seis resinas compostas, classificadas em conformidade com os tipos de partículas: duas convencionais (Adaptic e Concise), duas híbridas (P30 e PrismaFil) e duas de micropartículas (Silux e Durafill), obtendo 40 amostras de cada resina. Foram utilizados filmes Kodak Ektaspeed e um aparelho de raios X (Weber tipo 11 R) com variação da quilovoltagem de 50, 55, 60, 65 e 70 quilovolts, 0 a 15mA, *timer* automático, filtro de 2mm de Al, distância focal de 40cm, incidência de foco de radiação perpendicular ao plano do filme. A quantidade de radiação foi aferida com um medidor de radiação (Model 660 - 4A - Victoreen Inc.). Radiografaram-se em conjunto os corpos-de-prova e um penetrômetro de alumínio escalonado em 8 degraus, com incrementos de 2 em 2mm variando de 2 a 16mm de espessura. Efetuou as leituras ópticas das densidades das resinas e dos degraus do penetrômetro em seqüência, com o auxílio de um densitômetro (07-424 Digital Densitometer - Victoreen Inc.). Os resultados demonstraram que as variações da quilovoltagem interferiram nas densidades ópticas das resinas, sendo mais acentuadas entre as quilovoltagens 50-55, 55-60 e 60-65. Apesar disso, as relações entre as densidades ópticas com as dos degraus do penetrômetro mantiveram-se inalteradas na maior parte das quilovoltagens empregadas. As resinas híbridas apresentaram maior grau de radiopacidade; as de micropartículas foram as mais radiolúcidas. Dentre as resinas convencionais, a Adaptic mostrou-se menos radiolúcida em relação à Concise. O autor comentou que este resultado sugere a conveniência do prévio conhecimento da resina utilizada na restauração quando da tomada da radiografia, para adequar a seleção da quilovoltagem mais apropriada e possibilitar contrastes entre as estruturas dentárias, cáries e materiais restauradores plásticos. Com a metodologia utilizada nesta pesquisa, apenas a densidade óptica da resina Prisma nas quilovoltagens 60 e 65 assemelha-se à densidade óptica da dentina.

Prévost et al. (1990) estudaram a radiopacidade de 32 materiais e de amostras de esmalte, dentina e polpa. Foram preparadas cinco amostras de cada material de acordo com as instruções dos fabricantes e inseridos num cilindro metálico de 5mm de diâmetro e 3mm de espessura (a espessura escolhida

representava a espessura vestibulo-lingual do material numa situação clínica). As amostras foram retiradas do molde após o término do endurecimento preconizado pelos fabricantes, identificadas e imersas em verniz (P.S.P. Vasnish) por 5 segundos. Em seguida, foram mantidas em meio úmido a 37° C até a realização do exame radiográfico. Para a comparação proposta, cinco molares impactados, recém extraídos e armazenados em água, foram cortados no seu centro no sentido mesio-distal, para a obtenção de uma lâmina de 3mm de espessura. As radiografias foram feitas usando filme 10x12 (Kodak RP X-Omat), sob técnica padronizada. Foram realizadas quatro exposições consecutivas e os filmes foram processados automaticamente. Estabeleceram a densidade de cada material por meio de um densitômetro (X – Rite 301), obtendo a média de cada amostra segundo a densidade de todos os quatro filmes. A análise estatística estimou que a variância pertencente aos materiais foi de 99,1%; 0,5% para as amostras e 0,5% para os filmes. Para estabelecer confiança clínica na leitura da densidade radiológica, escolheram duas amostras numa radiografia (uma com densidade moderadamente baixa e outra com densidade moderadamente alta). Nove cirurgiões-dentistas estimaram visualmente a densidade radiológica das duas amostras utilizando um densitômetro manual (Kodak), no qual cada um realizou duas leituras para cada amostra. Três fontes de variação foram identificadas: diferenças entre avaliadores, entre avaliações repetidas e uma diferença casual originada da interação avaliadores/material/avaliação. Para encontrar o grau de radiopacidade que pode ser distinguido pela maioria dos clínicos, foi obtido o desvio padrão de 0,2 que representa, dado a uma distribuição normal, 97,5% da população. O resultado (0,2) estabeleceu a magnitude mínima de variância para a qual duas densidades radiográficas (assumindo uma distribuição normal) podem ser percebidas como diferentes por 97,5% dos clínicos. Segundo os autores, dos 32 materiais avaliados, 16 apresentaram radiopacidade menor que a da dentina. Conforme esse estudo, devem-se evitar como base ou *liner* os materiais restauradores menos radiopacos do que a dentina por 0,2.

Espelid et al. (1991) compararam a precisão do diagnóstico radiográfico de lesões de cárie secundária, adjacentes a materiais restauradores com diferentes radiopacidades. Usaram para o estudo molares e pré-molares extraídos. Um grupo foi composto por 49 dentes que apresentavam lesões de cárie proximal e um outro grupo, o grupo-controle, por 29 dentes hígidos. Em todos os dentes, fizeram

cavidades classe II, deixando parte do tecido cariado no assoalho gengival para simular a presença de cárie secundária. Selaram as lesões com um material não radiopaco (Silux) para evitar que os materiais examinados penetrassem na lesão. Fizeram parte do estudo três compósitos para restauração posterior (o compósito P30 e dois compósitos experimentais) com radiopacidades diferentes e um amálgama. Preencheram cada cavidade com um material e, após a radiografia por técnica padronizada, removeram o material cuidadosamente para que essa mesma cavidade pudesse ser preenchida sucessivamente com os outros materiais para ser radiografada novamente. Mediram as densidades por meio de um densitômetro (MacBeth TD-502). Registraram 312 valores de densidade e onze cirurgiões-dentistas analisaram as radiografias que utilizaram iluminação padronizada e lupa de 2x de aumento. A presença ou ausência de cáries secundárias foi diagnosticada de acordo com um escore confidencial de cinco pontos, que variou desde a ausência de cárie até a certeza da presença de cárie. Os resultados receberam tratamento estatístico de acordo com o método ROC. Os resultados indicaram que a radiopacidade de uma restauração tem significância para o diagnóstico radiográfico de cáries secundárias. A precisão mais alta para a detecção de cáries secundárias foi encontrada com o compósito P30, cuja radiopacidade foi investigada entre a dos outros dois compósitos. Encontrou-se alta sensibilidade (percentual de verdadeiro-positivo) com as restaurações em P30. Com respeito à especificidade (percentual de verdadeiro-negativo), encontraram-se apenas pequenas diferenças entre os materiais, tendo o amálgama os valores mais altos nessa categoria. Os autores comentaram que a diferença de absorção da radiação (que depende da composição do material e de sua espessura) determinou a diferença de radiopacidade entre a restauração e o dente. E indicaram que são necessárias mais pesquisas para a padronização dos materiais restauradores, antes que eles sejam certificados como radiopacos.

El-Mowafy, Brown e McComb (1991) mensuraram a radiopacidade de dois materiais restauradores cerâmicos (Dicor MGC – Caulk/Dentispaly e Cerec Vita Blocks – Vita Zahnfabrik), fabricados para a confecção de inlays pelo sistema Cerec CAD-CAM, dois compósitos (Occlusin Uni-Tips – Coe Laboratories e Isosit – Ivoclar AG), uma porcelana convencional (Vita VMK 68 – Vita Zahnfabrik), secções dentárias e um penetrômetro de alumínio com degraus crescentes de 1mm a 14mm. Os espécimes foram divididos aleatoriamente em três grupos, cada um contendo

uma amostra de cada material e foram radiografados, por técnica padronizada, utilizando filme Ultraspeed-D (Eastman Kodak Co.), variando a voltagem em 65kVp e 70kVp. Após o processamento radiográfico automático, mensuraram a densidade óptica dos materiais com um densitômetro de transmissão (Macbeth TD-504, Macbeth Corp.). Os autores observaram que, quando mensuraram um mesmo espécime sob as mesmas condições, com exceção da voltagem, que variou (65kVp ou 70kVp), notaram uma ligeira diferença entre os valores, que não interferiu no ranqueamento dos materiais. Os autores comentaram que também podem existir outros fatores que venham a interferir nos valores de densidade óptica dos materiais, tais como: velocidade do filme utilizado, tempo de exposição e processamento radiográfico. Dicor MGC apresentou uma radiopacidade significativamente maior que a do esmalte, enquanto Cerec Vita Blocks apresentou uma radiopacidade significativamente menor que a da dentina. Em vista disso, os autores concluíram que Dicor MGC apresentou uma radiopacidade aceitável para o uso em uma restauração posterior intracoronária. A baixa radiopacidade do Cerec Vita Blocks indicou que o uso de um cimento radiopaco é essencial para permitir a detecção de cáries secundárias em torno dessas restaurações. Além disso, é difícil detectar desadaptação marginal nestas restaurações por meio de radiografia.

Scotti, Villa e Carossa (1991) desenvolveram um método para determinar a espessura dos tecidos mineralizados nas coroas de dentes predestinados a exodontias, radiografando os mesmos previamente. As medidas diretamente sobre os elementos dentários foram comparadas com as realizadas sobre as radiografias. Os autores observaram que a medida anatômica foi levemente menor do que a radiográfica.

Willems et al. (1991) avaliaram 55 compósitos anteriores e posteriores, tendo como referência um penetrômetro de alumínio de 99,5% de pureza (DIN 1712, Gemmel-Metalle). Após a exposição das amostras e do processamento radiográfico por técnicas padronizadas, as leituras das densidades ópticas foram realizadas por um densitômetro de transmissão (Transmission Densitometer 511, PRC Krochman GmbH). A radiopacidade de todos os materiais avaliados foi comparada com a radiopacidade do esmalte e da dentina humanos em amostras de espessura equivalente. Dezesete compósitos exibiram uma radiopacidade maior que a do esmalte. Alguns compósitos para uso em dentes posteriores não apresentam a radiopacidade necessária para restaurações posteriores em compósitos. Os autores

ainda acrescentaram que a maioria dos compósitos convencionais tem valores de radiopacidade bem abaixo dos valores para o esmalte porque sua principal partícula de carga é o quartzo, que não é radiopaco. Nos compósitos, alcança-se a elevação da radiopacidade por meio da incorporação de elementos com alto número atômico em sua fase inorgânica. Atualmente, o bário é o elemento mais comumente usado para este fim, pois apresenta uma radiopacidade maior que a dos outros elementos também usados para essa finalidade, tais como: estrôncio, zircônio, zinco, itérbio e lantânio. A quantidade incorporada de vidros com alto número atômico é restrita – a incorporação de grandes porcentagens de partículas radiopacas pode levar à desintegração química por hidrólise do silano entre partículas e resina. Pode também causar a perda da estabilidade dimensional na forma de um desgaste considerável localizado nas áreas de contato oclusal.

Preocupado com a efemeridade das novas tecnologias que são aceitas tão rapidamente, e com a mesma rapidez acabam desaparecendo antes mesmo da avaliação de seus benefícios, Gröndahl (1992) fez um julgamento crítico a respeito da radiologia digital. O autor descreveu resumidamente o sistema com filme, o sistema sem filme e o sistema híbrido. Em ambos, podem-se utilizar métodos de processamento para melhorar visualmente a imagem e para avaliar estatisticamente a informação. Vários fatores influenciam a percepção da imagem – alguns dependentes da própria imagem e outros, do observador. Desta forma, os dados da anamnese, clínicos e epidemiológicos são fatores importantes para um diagnóstico correto. O autor comentou algumas das vantagens da radiografia digital como a eliminação do tempo perdido nos procedimentos de revelação para os sistemas sem filme; a possibilidade de manipulação da imagem; a redução da dose de radiação e a utilização das imagens digitais na criação de bancos de dados para propósitos educacionais. O autor lançou aos leitores várias questões, entre elas: se este sistema trará benefício suficiente que justifique a substituição do filme; e se estes sistemas são de uso do cirurgião-dentista clínico geral, do especialista em radiologia ou de ambos. Para o autor, as radiografias digitalizadas ainda estão na sua “infância”, e os novos sistemas devem estar aptos a demonstrar uma qualidade no diagnóstico pelo menos igual ao já existente, auxiliar na escolha de alternativas de tratamento com o melhor prognóstico ou ter outras vantagens como baixo custo, menos radiação e utilização simples.

Khan et al. (1992) examinaram as partículas inorgânicas em sete resinas compostas fotopolimerizáveis quanto ao seu tamanho, composição, fase e conteúdo. Para isso, valeram-se dos seguintes instrumentos: MEV/EDX (microscopia eletrônica de varredura – JSM-6100, JEOL Co, associada à espectroscopia por dispersão de energia – 422J, Trancor Northern Co.), para o exame das partículas inorgânicas extraídas dos compósitos; XRD (difratometria de raio X – Geigerflex D-2, Rigaku Co.), para a identificação da fase das partículas inorgânicas extraídas e DTG (análise termogravimétrica diferencial – DT-30, Shimadzu Co.), para a determinação do conteúdo de partículas orgânicas nas resinas compostas. Nas partículas de carga os compostos em maior porcentagem em peso (wt%) foram: SiO_2 , BaO , Al_2O_3 , e em menor porcentagem em peso (wt%) foram ZrO_2 , NaO_2 , MgO e K_2O . A porcentagem em peso (wt%) do conteúdo de partículas inorgânicas nos compostos variou de 58,45% a 88,45%. As observações ao MEV indicam que cinco resinas compostas podem ser classificadas como do tipo híbrido, enquanto as outras duas pertencem aos tipos micro-particuladas e sub-micro-particuladas. A análise EDX revelou que cinco resinas compostas continham BaO enquanto outras duas, não. A análise XRD mostrou que três apresentavam-se em fase vítrea, duas em fase cristalina e as outras duas em uma mistura de ambas as fases. A análise termogravimétrica DTG indicou os compostos do tipo híbrido como aqueles com maior conteúdo de partículas inorgânicas comparados aos outros dois tipos. Os autores concluíram que existe uma grande variedade nas partículas inorgânicas dos compostos fotopolimerizáveis.

Nelving, Wing, Welander (1992) comentam que, em 1987, introduziu-se no mercado internacional um sistema de imagens radiográficas intra-oral, o RadioVisioGraphy (Trophy Radiology, Toulouse, França). Esse sistema possui uma tela intensificadora que é usada para conversão da energia da radiação X em luz, e um bulbo prismático de fibras ópticas transfere a luz para um detector CCD (dispositivo de carga acoplado). Os autores apresentaram um novo sistema de radiografia digital intra-oral direta, o Sens-A-Ray, um sistema baseado num dispositivo de carga acoplado projetado especialmente para exposições diretas à radiação X. Este é acompanhado de um *software* para a captura, armazenamento e melhoramento das imagens. O sistema produz imagens radiográficas com uma redução significativa da dose de exposição em comparação aos filmes intra-orais de

velocidade-E. Os autores também exemplificaram as aplicações do sistema e discutiram suas propriedades básicas.

Akerboom et al. (1993) confeccionaram sete placas de acrílico de 4mm de espessura, nas quais fizeram 21 orifícios com 4mm de diâmetro, estes foram preenchidos com sete resinas compostas, sete cimentos para cimentação e seis cimentos de ionômero de vidro para forramento. Deste modo foram obtidas 140 amostras. O vigésimo primeiro orifício de cada placa foi preenchido com 4mm de alumínio (99,5% Al). A espessura de 4mm foi escolhida para simular a dimensão da caixa proximal de uma restauração no sentido vestibulo-lingual. Obtiveram as amostras de esmalte e dentina de dois pré-molares superiores extraídos, cortados em lâminas de 4mm de espessura, depois fixados com cera na placa de acrílico em outros orifícios com 10mm de diâmetro. Radiografaram as amostras em filme oclusal Ultraspeed (Kodak) sob padronização técnica e tomaram as medidas das densidades ópticas das amostras com a ajuda de um densitômetro de transmissão (MacBeth TD-502). Fizeram três radiografias de cada placa e, em cada radiografia, a densidade foi determinada por uma leitura em cada amostra. Obtiveram o valor da radiopacidade de cada amostra por meio do cálculo dos valores das três radiografias. Esses valores foram expressos em equivalente espessura de alumínio. Os resultados mostraram que houve variações consideráveis nos valores de radiopacidade dos materiais. Em geral, as resinas compostas indicadas para posteriores apresentaram altos valores de radiopacidade quando comparados com os agentes cimentantes, e a combinação de resinas compostas com cimentos para cimentação e/ou ionômeros de vidro pode mostrar estruturas parecidas com fendas devido à diferença entre os valores de radiopacidade.

Sanderink (1993) comentou que, até a década de 80, o filme era o único meio de registro das imagens radiográficas. No entanto, a imagem digital tornou-se uma alternativa valiosa à radiografia convencional em 1987. Desde então, os sensores vêm melhorando consideravelmente. Há possibilidade de melhorar as imagens sem a necessidade de novas exposições, apenas realçando-se brilho e contraste. Segundo o autor, é difícil comparar os sistemas digitais com a radiografia convencional devido às características totalmente diferentes existentes entre estes sistemas, tais como tamanho, brilho e possibilidade de outras alterações. A qualidade da imagem é semelhante à dos filmes *E-speed* convencionais e é possível uma redução de aproximadamente 80% na dose de radiação em alguns

sistemas, quando comparados aos filmes D-speed. Atualmente, as imagens digitais estão em um estado ainda primitivo na Odontologia. Entretanto, as melhoras consideráveis a serem alcançadas fazem dos sistemas de imagem digital uma tecnologia plausível.

Toyooka et al. (1993) pesquisaram a radiopacidade de doze resinas compostas fotopolimerizáveis em comparação com um penetrômetro de alumínio. Os autores relataram que dois compósitos usados para restaurações de dentes anteriores foram radiolúcidos, enquanto dois compósitos para dentes anteriores, e um usado tanto para dentes anteriores quanto posteriores, exibiram uma radiopacidade igual ou ligeiramente superior à do esmalte dentário. Três compósitos posteriores e um compósito para *inlay* possuíam uma radiopacidade equivalente ou que excedia levemente à do esmalte humano. A radiopacidade de três compósitos para dentes posteriores ultrapassou razoavelmente a do esmalte humano. Quanto à análise química das partículas de carga sobre microscopia eletrônica de varredura-EDX (espectroscopia por dispersão de energia) os autores encontram ao menos um óxido compondo as partículas radiopacas, por exemplo: BaO, ZrO₂, Yb₂O₃ em concentrações variadas. Nesse caso, a radiopacidade dos compósitos foi linearmente proporcional à quantidade de óxidos radiopacos nas partículas de carga, sugerindo que o ZrO₂ foi um radiopacificante equivalente ou até superior ao BaO.

El-Mowafy e Benmergui (1994) avaliaram a radiopacidade de sete cimentos resinosos para restaurações *inlays* e dois cimentos para facetas em porcelana. Armazenaram seis amostras de cada material a seco, por 24h a 37°C, após a confecção. Posteriormente, foram divididas aleatoriamente em seis grupos iguais, consistindo de um espécime de cada material e mais uma secção de tecido dentário. Três grupos foram selecionados para armazenagem a seco antes de serem testados, e os outros três grupos foram armazenados por duas semanas em água a 37°C. Os grupos foram radiografados por técnica padronizada, acompanhados de um penetrômetro de alumínio com degraus crescentes de 1 a 13mm, utilizando filmes oclusais Ultraspeed-D (Eastman Kodak Co.). Após o processamento radiográfico automático, as densidades ópticas foram mensuradas por um densitômetro de transmissão (Mcbeth TD-504). Quando os dados das armazenagens a seco e em meio úmido foram comparados, quatro materiais (Indirect Porcelain System Dentist Bonding Kit, Mirage Bond, Twinlook e Dual) mostraram diferenças estatísticas significantes. Os espécimes sob armazenamento

em meio úmido apresentaram valores ligeiramente maiores que os valores dos espécimes sob armazenamento em meio seco. Contudo, essa variação não teve efeito no ranqueamento dos materiais testados. Os pesquisadores acreditam que essas variações não são se devem necessariamente ao armazenamento em água. Não há uma razão lógica ou explicação para o aumento da radiopacidade desses cimentos resinosos após o armazenamento em água, o que aconteceu com Dicor MGC e Mirage Bond. Tais variações poderiam ser relacionadas com outros fatores relatados na literatura, tais como: velocidade do filme radiográfico utilizado, tempo de exposição, voltagem utilizada, e processamento do filme. Mas afirmam que esses fatores foram controlados no estudo. Todavia, o envelhecimento das soluções processadoras não foi controlado e os filmes dos grupos armazenados em meio úmido foram processados duas semanas após os dos grupos sob armazenamento a seco. Outro fator que os levaram a argumentar sobre essa hipótese é o fato de o penetrômetro de alumínio não ter sido mantido armazenado em meio úmido e também ter sofrido alterações nos seus valores. Para os pesquisadores, isso torna claro que as diferenças nos valores devem ser atribuídas ao processamento dos filmes em soluções envelhecidas e não ao meio de armazenamento. Quatro cimentos para *inlays* (Indirect Porcelain System Dentist Bonding Kit, Dicor MGC, Duo e Twinlook) apresentaram valor de radiopacidade maior que o do esmalte. Dois outros cimentos para *inlays* (Dual e Porcelite Dual Cure) apresentaram valor que não diferiu do valor do esmalte, enquanto All-Bond Crown e Bridge Cement tiveram valor de radiopacidade menor que o da dentina. Para os dois cimentos para facetas de porcelana, Mirage Bond apresentou valor maior que o do esmalte, enquanto G-Cera Porcelain Venner Bonding System apresentou valor de radiopacidade menor que o da dentina. Concluíram que apenas os materiais que apresentaram valor de radiopacidade maior ou equivalente ao valor do esmalte são aceitáveis para o uso como cimentos para *inlays*. Para as facetas de porcelana, um valor de radiopacidade relativamente alto para os cimentos é vantajoso.

Farman e Scarfe (1994) comentaram que muitos formatos de imagem digital estão disponíveis e que, talvez, o meio mais comum de armazenar as informações de 8 *bit* seja o TIFF, que tem sido adotado pela maioria dos fabricantes de dispositivos para a radiografia intra-oral digital direta – enquanto o GIF é mais freqüentemente usado para as imagens de 12 *bit*. A necessidade de padronização do formato da imagem *versus* o uso de um programa de conversão que permite a

visualização das imagens em diferentes plataformas usadas na Odontologia digital é uma área importante para discussões futuras. Segundo os autores, as radiografias digitais são feitas de *pixels* (*picture elements*) discretos de variada densidade e que esses pontos de informações assemelham-se aos salpiques (*dots*) que formam figuras nos jornais, sendo que, cada ponto de informação ou *pixel*, é designado, na orientação espacial e densidade, dentro da memória digital do sistema, por um *byte* ou pela seqüência de dígitos binários (*bits*). Para o propósito dental, cada *byte* geralmente contém 8 *bits*, permitindo um máximo de 256 níveis de cinza. As imagens digitais podem ser processadas para apresentar detalhes que não aparecem num filme não digitalizado. Um filme, por exemplo, geralmente registra cerca de 16 a 24 níveis de cinza que podem ser discernidos pelo olho humano. Na melhor das hipóteses, o olho humano pode detectar cerca de 30 a 40 tons de cinzas separados. Com as imagens digitais usando um sistema de 8 *bit*, teoricamente podem ser diferenciados mais de 256 tons de cinza. A radiologia digital direta permite uma produção imediata da imagem, sem processamento, sem câmara escura, sem gastos com filmes e soluções processadoras. Também permite diminuir o tempo de exposição do paciente aos raios X em 75 a 80%, dependendo do sistema usado, bem como a recuperação de imagens pouco nítidas através do ajuste dos níveis de densidade, evitando assim a necessidade de uma nova exposição do paciente aos raios X. O *voxel* (*volume element*) é usado, preferencialmente ao *pixel*, quanto houver a necessidade de uma terceira dimensão, que no futuro possibilitará aos profissionais transmitir suas impressões ópticas aos laboratórios para a confecção de várias restaurações. Por fim, disseram que as clínicas, futuramente, deverão incorporar a tecnologia digital e que a nova ordem para a interpretação de imagens será virtualmente dependente da percepção *pixel* e da visão *voxel*, para as aplicações no consultório.

Khademi (1996) disse que, na Radiografia Digital Direta (DDR), o filme é substituído por um receptor de imagem eletrônico, o Dispositivo de Carga Acoplada (CCD), ou por um sensor conectado ao computador. Uma das vantagens da DDR é a formação instantânea de imagem na tela, possibilitando sua observação ou manipulação em poucos segundos, permitindo, assim, que o receptor seja reposicionado para uma rápida correção caso o exame precise ser repetido. Outra forma de radiografia digital, a Radiografia Computadorizada (CR), utiliza uma placa flexível para a recepção da imagem. Essa placa é colocada no interior da boca e

captura a imagem latente quando exposta aos raios X. A placa é, então, processada eletronicamente por um *laser* e transmitida eletronicamente para um computador onde poderá ser observada. Todo esse processo geralmente leva um ou dois minutos para ser concluído. A CR é, portanto, mais semelhante à técnica convencional que utiliza o filme, pois o sensor deve ser removido da boca para ser processado. Ao contrário dos dois sistemas já citados, o sistema de imagem digital indireto utiliza um filme para a captura da imagem, escaneada para dentro de um computador após ser processada. A imagem digital não é composta por um arranjo aleatório de grânulos de cristais de prata, como ocorre em um filme. Em vez disso, ela é formada por um arranjo ordenado e estruturado de *pixels*. Segundo o autor, o *pixel* é o equivalente digital do cristal de prata. O *pixel* é definido como um simples ponto na imagem digital, que possui uma localização e uma cor ou nível de cinza representado no interior do computador por um número. A idéia de que a imagem pode ser representada por uma grande tabela de números é o âmago da imagem digital. Já que os números podem ser somados, subtraídos, multiplicados, divididos, comparados, impressos e enviados pelo computador. Esse processo permite ao operador ajustar uma imagem que foi sub-exposta, através da adição ou multiplicação, para obter uma aparência melhor. Os *pixels* têm um tamanho e uma forma, geralmente quadrada, mas, algumas vezes, retangular. O tamanho determina a granulação ou resolução espacial do sistema, assim como o tamanho dos cristais de prata determina a granulação de um filme. No sistema dentário, o tamanho dos *pixels* é medido em *microns*. E a maioria dos sistemas de radiografia digital direta possui *pixels* de aproximadamente 50µm. Os *pixels* menores são melhores para a resolução. Segundo o autor, nenhum sistema no mercado teria a resolução de um filme dental. No entanto, pareciam ter uma resolução adequada para o diagnóstico das doenças dentais e a resolução continua melhorando. A resolução da escala de cinza estaria relacionada com o número máximo que um *pixel* pode conter. O cristal de prata equivalente pode ter o máximo de escuridão que o cristal permitir. Já nos sistemas de radiografia digital indireta, a média de números para um *pixel* varia de 0 a 255 (isto é chamado 8 *bits* por *pixel*; $2^8 = 256$). Assim existem 256 tons individuais de cinza em um *pixel* de 8 *bits*, indo desde 0 (preto) até 255 (branco). A razão para o uso de 256 níveis de cinza, ou 8 *bits*, ao invés de 100 ou 1.000 é que os computadores são estruturados por *bytes* e cada *byte* formado por 8 *bits*.

Spoehr e Costa (1997) realizaram um estudo preliminar exploratório com o objetivo de avaliar as relações entre a espessura e a densidade óptica do esmalte nas faces proximais de primeiros pré-molares superiores e inferiores. A amostra foi composta por 15 indivíduos brancos do sexo masculino na faixa etária entre 18 e 25 anos. Utilizaram o sistema de imagem digital indireta com o programa DentScan-DentView (APICA Eng. Ltda. – Dental Technologies) examinando 50 faces mesiais e 50 faces distais. Aplicaram os testes estatísticos Análise de Correlação e Teste t-Student. Com base nos resultados obtidos, as autoras concluíram que há viabilidade na utilização do programa DentScan-DentView para essa finalidade, e que existe uma correlação entre a espessura e a densidade óptica do esmalte a um nível de significância de 1%. Nas comparações múltiplas, concluíram que, para os primeiros pré-molares superiores, tanto a espessura como a densidade óptica foram mais elevadas em mesial; para os pré-molares inferiores, não houve diferenças significativas na espessura do esmalte nas medidas das faces mesial e distal. Porém, quanto à densidade óptica, houve diferença significativa, sendo esta maior na face distal. Observaram também que houve diferença significativa entre a espessura e a densidade óptica com valores mais elevados nos pré-molares superiores.

Versteeg, Sanderink e van Der Stelt (1997) revisaram artigos representativos da literatura internacional a respeito da eficácia da radiografia digital intra-oral na clínica odontológica e redigiram um artigo com o propósito de enfatizar a comparação entre a imagem digital intra-oral e a imagem baseada em filmes radiográficos, e também de discutir as novas possibilidades que surgem com a imagem digital, que podem contribuir para a eficácia do sistema. Segundo os autores, os principais aspectos para a pesquisa em imagem digital são a qualidade da imagem, a aquisição da imagem, a qualidade do diagnóstico, a manipulação da imagem, a análise automatizada e a aplicação do *software*. A resolução é um dos fatores relacionados à qualidade da imagem. Esta é a habilidade de distinguir pequenos objetos que estão próximos de outros. Uma imagem digital consiste de *pixels* (*picture elements*). Em uma radiografia digital, o número de tons de cinza (resolução do contraste), e o tamanho dos *pixels* (resolução espacial) determinam a resolução da imagem digital. Os autores discutiram que a vantagem da imagem digital sobre os filmes convencionais é que o contraste e o brilho podem ser ajustados. As imagens digitais indiretas requerem o processamento do filme,

digitalizadores sofisticados e tempo para a digitalização do filme. Apesar de este não ser um método eficaz para a prática odontológica, a digitalização pode ser muito útil para análises quantitativas de radiografias. Os autores consideram a imagem digital direta mais eficiente do que a imagem digital indireta. Suas principais vantagens são a imagem em tempo (semi) real, redução do tempo de exposição e o fato de não necessitarem do processamento químico, podendo atuar na clínica odontológica de forma tão eficaz quanto uma imagem de filme. Além disso, o computador fornece algumas opções na imagem digital, tais como o arquivo digital, a compressão e a troca de informações radiográficas. A manipulação da imagem (o realce, a subtração radiográfica e a reconstrução) e a análise automatizada podem beneficiar o diagnóstico radiográfico.

Com a finalidade de determinar o estado atual das restaurações diretas e indiretas baseadas em resina composta para uso em dentes posteriores, a American Dental Association – Council on Dental Benefit Programs e a American Dental Association – Council on Scientific Affairs reuniu, em fevereiro de 1998, um grupo de clínicos e pesquisadores, incluindo representantes e membros de ambos os conselhos, que se voltaram para o estudo das propriedades físicas e química desses materiais, como também suas propriedades clínicas, técnicas, longevidade, desgaste e usos. Após o término dos trabalhos, os participantes formularam as indicações e benefícios em consenso, associaram riscos à saúde e efeitos colaterais, expectativa de vida útil, pesquisa e desenvolvimento necessários das (atuais) resinas compostas para posteriores. O relatório aponta que, com o desenvolvimento dos materiais adesivos, aumentou-se o potencial de uso dessas resinas e que a literatura científica atual apóia o uso dos compósitos resinosos em várias aplicações clínicas, entre elas em lesões de classes I e II com preparos conservadores. Porém, o grupo não recomenda o uso desses materiais em dentes com alto estresse oclusal e áreas que não possam ser isoladas. Entre os benefícios do uso dos compósitos em posteriores pode-se citar a estética, a preservação da estrutura dentária e a possibilidade de reparo. Se utilizados como indicados, são materiais que não apresentam risco à saúde. Quando corretamente utilizados, a vida útil desses materiais pode ser comparada à das restaurações classes I, II e V de amálgama. Contudo, o seu uso clínico deve ser bem avaliado.

Christensen (1998) discorreu a respeito do estado da arte das restaurações classe II em resina composta. Disse que, desde 1968, os fabricantes vêm

promovendo o uso de restaurações de resina composta em dentes posteriores. Com o passar do tempo, foram crescentes as melhorias às propriedades físicas e químicas das resinas compostas, bem como dos sistemas adesivos, e gradativamente os cirurgiões-dentistas vêm substituindo as restaurações de amálgama pelas de resina composta com relativo sucesso. Contudo, nos Estados Unidos, o amálgama continua sendo o material restaurador mais usado para dentes posteriores. O autor afirmou que os pacientes devem receber informações sobre as diferentes alternativas de tratamento para fazer sua opção, tendo ao lado o profissional como um consultor especializado, uma vez que todas elas oferecem uma chance razoável de sucesso. A habilidade na técnica de manuseio tanto do amálgama quanto da resina composta é algo a se considerar. Os profissionais podem encontrar dificuldades na técnica com resinas compostas, tais como: falta de ponto de contato; vazios ou espaço na resina composta, principalmente nas áreas marginais; contorno proximal deficiente; dificuldade de acabamento e sensibilidade pós-operatória. Com a recente introdução de novos materiais e técnicas, tais como as resinas compactáveis e as matrizes melhoradas, essas dificuldades podem ser contornadas. Conclui seu artigo declarando que as resinas compostas para restauração de dentes posteriores possuem características físicas que justificam o seu uso, e que já é tempo de aceitar as restaurações classe II em resina.

Gürdal e Akdeniz (1998) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a eficácia da análise de imagens digitais indiretas com a radiometria convencional na investigação da radiopacidade de nove materiais restauradores diferentes à base de resina. Foram utilizados para o estudo um amálgama de prata (Standulley F) e nove materiais diferentes à base de resina (Estilux, Clearfil Photocore, Charisma, Clearfil Ray Posterior, Clearfil Ap-X, P50, Brilliant Dentine, Valux Plus e Dyract). As amostras (três para cada material) foram preparadas sob a forma de discos com 10mm de diâmetro e 2mm de espessura. Em seguida, foram radiografadas junto com secções transversais de dentes humanos hígidos e cariados, com 2mm de espessura; um penetrômetro de alumínio (99% de pureza) composto de 8 degraus de 1mm de espessura acrescido em cada degrau, usado como padrão para a comparação da radiodensidade dos materiais e como controle de qualquer variação na exposição e processamento. Todos esses elementos foram dispostos sobre um filme oclusal Ultraspeed. As radiografias foram obtidas com um aparelho de raios X (Trophy) regulado em 70kV, 7mA e 0,25s de exposição. A distância focal foi mantida a

40cm. Um filme oclusal não exposto, proveniente do mesmo lote, foi processado de forma idêntica por meio automático (Dürr XR 24) para se obter uma densidade de velamento extra na base. A densidade foi analisada através da avaliação densitométrica das radiografias, medidas por um densitômetro de transmissão digital (MacBeth TD-932), realizando 3 leituras para cada filme. A média foi devidamente calculada e corrigida, e então expressa em unidade de densidade óptica (ODU). O outro método para análise da densidade foi a avaliação densitométrica das imagens digitalizadas. Digitalizaram as radiografias com um *drum-scanner* (ICG Sentinel 350 I), estas foram convertidas em 256 níveis de cinza e salvas no formato TIFF. A seguir, exibiram as imagens digitalizadas num monitor a cores. Para a avaliação densitométrica das imagens digitalizadas, usaram a função de análise de histogramas do programa de computador (Image Tool 1.27, University of Texas Health Sciences Center), desenvolvido especificamente para a análise de imagens dentais. Os resultados revelaram que o programa de análise digital das imagens avaliou e classificou a radiopacidade das resinas compostas com maior eficácia que o densitômetro radiográfico convencional. Com o programa de análise digital das imagens, distinguiram-se com mais precisão os materiais das cáries e da dentina. Portanto, os autores presumem que a análise de imagens digitais com uma função de histograma possa ser útil na prática clínica para detectar pequenas alterações na densidade radiográfica. Os resultados deste estudo provam que todas as resinas compostas estudadas estão em concordância com as exigências de radiopacidade para esses materiais. Usando ambos os métodos de exames, Estilux Hybrid demonstrou ser o material cuja radiopacidade foi mais próxima à da dentina, enquanto que Dyract foi o mais radiopaco. Os autores também comentaram que as imagens digitais diretas reduzem a perda de informações que pode ocorrer com a utilização da digitalização indireta. Ao mesmo tempo, não se deve negligenciar as desvantagens da produção de imagens digitais diretas. Portanto, a escolha entre a análise de imagens digitais diretas ou indiretas e a densitometria de transmissão requer novas avaliações.

Marouf e Sidhu (1998) realizaram um estudo com o objetivo de analisar se havia diferença na radiopacidade de cores diferentes em três marcas comerciais de ionômeros de vidro resinosos, e também dos três produtos entre si. Para isto, foram confeccionadas cinco amostras de 10mm de diâmetro e 1mm de altura, para cada material, todos manipulados de acordo com as instruções de seus respectivos

fabricantes. Os materiais foram separados em cinco grupos: grupo 1 Fuji II LC (A₁; A₂; A_{3,5}; A₄), grupo 2 Fuji II LC (B₂; B₃; B₄; C₂; D₂), grupo 3 Vitremer (A₃; A₄; C₂; C₄), grupo 4 Photac-Fil (A₁; A₂; A₃; A_{3,5}) e grupo 5 Photac-Fil (B₂; B₃; C₄; DBO). Cada grupo foi posicionado diretamente sobre um filme oclusal, juntamente com um penetrômetro de alumínio (Protex Tem–Step Aluminium Stepwedge). As radiografias foram padronizadas através da utilização de um aparelho de raios X (Heliodent – MD), com 70kVp, 7mA, 0,25s, a uma distância foco/filme de 300mm. Foram realizadas cinco radiografias de cada grupo, depois processadas por método automático (P10, Hope Industries). Com a utilização de um densitômetro (TDX, Medical and Electrical Instrumentation Ltd.), realizaram três leituras da densidade para cada material em cada filme e as médias foram calculadas. A análise estatística (Análise de Variância) indicou diferenças significantes entre as densidades radiográficas dos três materiais avaliados. O Fuji II LC foi o material que apresentou a maior radiopacidade (radiopacidade equivalente a >2,5mm de alumínio); o Vitremer ficou com valor de radiopacidade intermediária (>1,5mm de alumínio) e o Photac-Fil foi o que apresentou a menor radiopacidade (<0,6mm de alumínio). No entanto, não houve diferença significativa de densidade entre as cores de um mesmo material (P<0,05), sugerindo que os pigmentos não alteram significativamente a radiopacidade dos produtos.

Willems (1998) comenta que durante mais de 150 anos o amálgama é usado para restauração em dentes posteriores, isso se deve em grande parte a algumas características desse material, tais como: facilidade e rapidez na reabilitação da função mastigatória, baixo custo, amplas condições clínicas de trabalho e uma liberdade relativamente alta de manipulação. Um substituto para o amálgama de prata deveria ser um material biologicamente aceitável, esteticamente agradável, e deveria ter uma combinação ideal de propriedades mecânicas, físicas e químicas. As resinas compostas estão sendo usadas como alternativa ao amálgama. Como são tecidos dentais que estão sendo substituídos, um material que tem a ambição de restaurar esses tecidos dentais perdidos, deveria ter propriedades idênticas ou comportáveis às da estrutura dental que visa substituir. As resinas compostas deveriam ter uma combinação ideal de propriedades físicas e mecânicas, a fim de satisfazer esse critério. Quanto à radiopacidade das resinas compostas, o autor comenta que devem ser radiopacas e que as resinas compostas para dentes posteriores, em particular, devem ter uma radiopacidade levemente maior do que a

do esmalte humano (198% Al). Para restaurações de dentes anteriores, as resinas compostas apresentam radiopacidade adequada. A radiopacidade adequada é de máxima importância para o diagnóstico radiográfico, particularmente na região posterior, onde radiografias interproximais são realizadas para diagnosticar cáries e reincidências de cárie. Simultaneamente, falhas, contornos proximais e excessos podem ser avaliados. A radiopacidade é obtida nos compósitos através da incorporação de elementos com um elevado número atômico ao componente de carga inorgânica. Atualmente, o bário é um dos elementos mais comumente usados para realçar a radiopacidade dos compósitos. Ele possui uma radiopacidade mais alta do que outros elementos usados para este propósito, tais como: estrôncio, zircônio, zinco, ítrio, itérbio, e lantânio. A quantidade de vidros com átomos de elevado número atômico incorporados é restrita, já que isso afeta outras propriedades do compósito, tais como a translucidez. A incorporação de grandes percentuais de cargas radiopacas pode também levar à desintegração química por hidrólise da ligação silano entre carga e resina, podendo causar perda da estabilidade dimensional na forma de um desgaste acentuado em áreas de contato oclusal.

Bouschlicher, Cobb e Boyer (1999) procuram determinar as radiopacidades relativas, expressadas em equivalentes de Al (mm), de 20 materiais à base de resina e compará-las à do esmalte e à da dentina. Utilizaram para esse estudo: um adesivo resinoso sem carga, um adesivo resinoso com carga, e três compômeros, seis resinas compostas fluídas, uma resina composta quimicamente ativada e oito resinas compostas fotopolimerizáveis. Sete amostras foram preparadas para cada material, utilizando um molde metálico (5mm de diâmetro e 2mm de espessura). Os espécimes de dentina e esmalte foram obtidos a partir de seções longitudinais de 2mm de espessura retirados de terceiros molares humanos com extrações recentes. As radiografias foram feitas incluindo um espécime de cada um dos 20 materiais, dentina, esmalte e um penetrômetro de alumínio de nove degraus e com um espécime de chumbo, usando um filme oclusal Ektaspeed-E. Os filmes foram expostos por 0,4s, 70kV, 10mA e a uma distância foco/filme de 400mm com um aparelho Gendex Model 1000. Os filmes foram revelados num processador de filmes (Dent-X Model 9000) utilizando produtos químicos novos. A densidade óptica de cada imagem radiográfica foi medida usando um densitômetro de transmissão (X-Rite Model 331 B/W). Três leituras foram tomadas de cada imagem radiográfica do

espécime. O valor da densidade óptica de cada espécime foi a média aritmética das três leituras realizadas. Calcularam matematicamente o equivalente de alumínio de cada material, e as radiopacidades relativas, expressas como espessura equivalente de alumínio, foram classificadas ordinalmente. Os resultados mostraram que todas as resinas compostas avaliadas neste estudo estavam de acordo com a ISO Standard 4049 e possuíam radiopacidade maior ou igual à da dentina. O adesivo resinoso sem carga avaliado nesse estudo foi radiolúcido, enquanto a radiopacidade do adesivo resinoso com carga (Opti-Bond FL) foi semelhante à da dentina. Todos os compômeros testados (Hytac Aplitip, Dyract e Compoglass) foram mais radiopacos do que o esmalte. Quatro dos seis compostos fluídos (AeliteFlo, FloRestore, Revolution, Ultraseal XT) estavam de acordo com o ISO Standard 4049. Porém, foram menos radiopacos que o esmalte; dois compostos fluídos (Flow-it e Tetric-Flow) possuíam radiopacidades maiores que a do esmalte. A resina composta quimicamente ativada (Bis-Fil 2B), e todas as resinas compostas convencionais fotopolimerizáveis (Heliomar RO, Charisma, Herculite XRV Dentin, Herculite XRV Enamel, Z100, TPH, Pertac II e Prodigy) apresentaram valores de radiopacidade que superavam o do esmalte. Os autores comentaram que, uma vez que as margens gengivais dos compósitos classe II são a parte particularmente vulnerável às microinfiltrações e às cáries secundárias subseqüentes, é fundamental que o primeiro incremento de resina composta inserida no assoalho da caixa proximal de uma restauração classe II seja suficientemente radiopaco para facilitar a avaliação da interface dente/restauração. Concluem que, admitindo que os compósitos devam ter uma radiopacidade semelhante ou maior que a do esmalte, para um correto diagnóstico radiográfico, dois compósitos fluídos, todos os compômeros, a resina composta quimicamente ativada e todos os compósitos fotopolimerizáveis foram avaliados como adequados para as restaurações posteriores com resinas compostas classes I e II.

Em 1999, Chan et al. realizaram um trabalho com o propósito de avaliar a radiopacidade de resinas com nanopartículas de carga de pentóxido de tântalo (Ta_2O_5) em diferentes concentrações. Para isso, os autores confeccionaram corpos-de-prova em um molde (2x2x15mm) com nanopartículas de Ta_2O_5 (<50nm) dissolvidas em metanol ou sobre a forma de pó acrescido a uma mistura dimetacrilato hidrofóbica (GTE) consistindo de bisGMA, trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) e bisEMA. Os corpos-de-prova foram radiografados em conjunto com um

pentrômetro de alumínio (99,5% de pureza) e fatias de dentina de mesma espessura que os corpos-de-prova. Para tanto, foram utilizados filmes periapicais (Kodak Ultraspeed D) e um aparelho de raios X (Gendex Corporation) com regime elétrico de 70kVp e 10mA, a uma distância focal de 45cm por um tempo de 0,5s e processados automaticamente (AT2000 Plus a 28° C). A densidade óptica foi medida (n=3) com um RMI (Processor Control Densitometer). A radiopacidade foi calculada pelo coeficiente de porcentagem linear relativa (Alfa). Para determinar a significância em nível de 95% foi utilizado ANOVA e as comparações Student-Newman-Keuls. Os autores constataram que a radiopacidade aumentou significativamente com as partículas de carga de Ta₂O₅ (p=0,001). As resinas com a inserção de partículas de tetróxido de tântalo obtiveram uma ótima extensão de detectabilidade diagnóstica ($\alpha=150-250$) com 50% em peso e equivalendo-se ao esmalte com 70% em peso. Dessa forma, os autores concluíram que as nanopartículas de Ta₂O₅ são um componente potencial a ser misturado às resinas compostas para a obtenção de radiopacidade dos materiais restauradores e assim evitar a utilização de partículas vítreas de reforço que tendam à hidrólise.

Lório (1999) afirmou que nenhuma resina composta atingiu ainda a excelência de um material restaurador ideal. Por razões estéticas, as restaurações com resina composta são aconselhadas preferencialmente para pré-molares e em cáries incipientes em molares, com preparos conservadores. Preparos mais extensos, em dentes posteriores, devem ser restaurados, quando a indicação de uma resina composta for imperiosa, com resinas condensáveis de alta densidade, devido à maior resistência ao desgaste e à maior facilidade de reconstituição do contorno e dos contatos interproximais. Não é recente a idéia da obtenção de uma resina de grande dureza e resistência, que podendo ser condensada como o amálgama, reconstituiria com mais facilidade o contorno proximal e a relação de contato interproximal. Vários fabricantes vêm introduzindo no mercado produtos com características de condensação iguais às do amálgama, comumente chamados resinas condensáveis, com a vantagem de, com maior facilidade do que as resinas convencionais, melhorar a reconstituição do ponto de contato interproximal em preparos classe II. O autor também previu que materiais dessa natureza venham a substituir as resinas compostas híbridas e microhíbridas para restaurações de dentes posteriores, ficando o uso das (atuais) resinas multiuso restrito aos dentes anteriores. Com novas formulações, essas resinas diminuem o tempo gasto na

restauração por serem condensáveis, permitem a colocação de incrementos de até 5mm de espessura, com diminuição da contração durante a fotopolimerização. Além disso, a sua resistência aos desgastes e às fraturas aumenta. Recomenda-se, como base, a inserção prévia de uma resina composta de alta fluidez para um melhor escoamento junto aos ângulos internos do preparo. O autor recomendou a eleição de resinas compostas que possuam grande qualidade de carga, para menor contração e com boa radiopacidade, para a verificação, por meio de exames radiográficos, de sua adaptação às paredes do preparo após a conclusão da restauração, principalmente à parede cervical, além de controle periódico para detectar possíveis infiltrações e lesões de cárie.

Figueiredo et al. (1999) comentaram que a difusão do uso das resinas compostas fotopolimerizáveis no campo da Dentística Operatória tem sido marcante nos últimos anos, e que os fabricantes têm buscado oferecer-lhes melhores propriedades físicas e estéticas. Uma das propriedades desejáveis seria a radiopacidade, uma vez que a mesma permite a diferenciação entre cavidades de cárie daquelas restauradas, a distinção entre o material restaurador e a reincidência de cárie, a adaptação cervical adequada e o contorno proximal das restaurações. Uma das formas de verificar a radiopacidade, em testes laboratoriais, é através da análise da densidade óptica. Mais recentemente, a imagem digitalizada aparece como um novo recurso de avaliação, instituindo uma nova unidade de radiopacidade verificada no computador, chamada *pixel*. Com o objetivo de avaliar as diferenças de radiopacidade das resinas compostas, os autores selecionaram as resinas Z100 (3M), TPH Spectrum (Dentsply), Charisma e Durafil VS (Kulzer), cor universal, para constituírem os corpos-de-prova. Essas resinas foram inseridas em tubos de polietileno de 10mm de comprimento, obtidos de uma Scalp-vein 19g atóxica. Confeccionaram cinco amostras de cada uma das resinas, polimerizadas com um aparelho fotopolimerizador (Gnatus) com intensidade de luz de $600\text{mW}/\text{cm}^2$ e ponta com 11mm de diâmetro. Cada lado do tubo foi fotopolimerizado por 40 segundos. Os cinco tubos de uma mesma marca de resina foram colocados sobre a superfície de um sensor do sistema Accu-Ray e foram radiografados por um aparelho de raios X (Siemens) a uma distância focal de 10cm e tempo de exposição de 0,2 segundos. A radiopacidade foi medida por um sistema próprio do Accu-Ray, cuja unidade padrão é o *pixel*. A partir da imagem digitalizada escolheram, para cada resina composta, um de cada cinco tubos, representativo da amostra mais homogênea conforme critérios

qualitativos. As amostras selecionadas foram novamente radiografadas a fim de comparar a diferença de radiopacidade existente entre elas. A densidade óptica foi analisada de duas formas no sistema Accu-Ray: por meio de gráfico e pelo método colorimétrico, em que cada cor corresponde a um intervalo de valores da densidade óptica (vermelho de 164 a 176 *pixels*, verde de 112 a 132 *pixels* e azul de 28 a 52 *pixels*). O artifício colorimétrico favorece a visualização das diferenças com mais clareza. Os autores concluíram que o método de avaliação da radiopacidade pela imagem digitalizada demonstrou diferenças entre as resinas compostas. A resina mais radiopaca foi a Z100 (171 *pixels*), seguida, em ordem decrescente, pela Charisma (167 *pixels*), TPH Spectrum (135 *pixels*) e Durafil VS (42 *pixels*). Os autores advertiram que o profissional que realizar restaurações com resinas menos radiopacas, como a Durafil VS, encontrará dificuldades de verificar alterações radiolúcidas que possam ocorrer, principalmente a cárie secundária.

Muñoz Chávez et al. (1999) descreveram um caso clínico de substituição de restaurações de amálgama (dentes 14 e 15, classe I e dente 16, classe II MO) por razões estéticas. Usaram a resina composta compactável Prodigy Condensable (Kerr) nessas restaurações. Segundo os autores, esse material tem características clínicas superiores aos tradicionais: menor contração de polimerização (menor que 1%) e restabelecimento dos pontos de contatos interproximais. Os autores comentaram que a falta de uma adaptação íntima, devido à grande quantidade de carga inorgânica das resinas compactáveis, aumenta o potencial de sensibilidade pós-operatória. No entanto, citaram várias manobras clínicas para a redução desse potencial. Justificaram a escolha da resina composta como material de eleição para este caso clínico não só pelo desejo do paciente de trocar as restaurações de amálgama por um material estético, mas também pela presença de condições favoráveis para a realização do procedimento – ou seja, boa higiene bucal e baixo risco de cárie, ausência de contato oclusal cêntrico direto ou na interface dente/restauração, e boa margem cervical da cavidade classe II. Para os autores, é importante considerar a necessidade de controle periódico para avaliações clínicas quando da utilização desse material e, se necessário, avaliações radiográficas dos pacientes submetidos a esse tipo de restauração.

Murchison, Charlton e Moore (1999) investigaram, em um estudo *in vitro*, a radiopacidade de oito resinas compostas fluídas, recentemente introduzidas no mercado, e compararam a sua radiodensidade com a do esmalte, a da dentina, com

a de uma resina composta universal – há muito comercializada e largamente utilizada – e com a de um padrão de alumínio (99,5% de pureza). Confeccionaram cinco espécimes cilíndricos (2mm de espessura) para cada resina composta. Usaram dois métodos para determinar a radiopacidade dos materiais: um transmissor densitométrico (X-Rite) e uma estação de análise de imagens densitométricas assistida por computador (CADIA). Para todos os casos, foram feitas cinco determinações da radiodensidade e foram calculados os valores médios e o desvio-padrão. O resultado foi que, das oito resinas compostas fluídas testadas, só três apresentavam radiopacidade igual ou maior à do esmalte. A radiopacidade das outras resinas compostas fluídas não teve significância estatística maior do que a da dentina. Concluíram que o nível de radiopacidade das resinas compostas fluídas foi variável e que aquelas com baixa radiopacidade, se empregadas em restauração classe II, podem comprometer a habilidade do clínico no diagnóstico radiográfico de cáries recorrentes. Encontraram uma alta correlação inversa ($r = -0,98$) entre a transmissão densitométrica e os valores digitais dos *pixel*. Portanto, ambos os métodos de análise parecem apropriados para estudos comparativos de radiodensidade.

Porto Neto e Machado (1999) redigiram um artigo no qual propuseram apresentar dois casos clínicos onde empregaram dois tipos diferentes de resinas condensáveis para confecção de restaurações posteriores, com o intuito de devolver aos pacientes um sorriso mais estético. Segundo os autores, o tratamento estético conservador predomina como opção de tratamento atual. É crescente a demanda de pacientes que procuram o cirurgião-dentista em busca de restaurações estéticas. Com o surgimento dessas novas resinas, o profissional pode oferecer esse tratamento aos seus pacientes desde que saiba as indicações, contra-indicações, vantagens e desvantagens. Embora esses novos materiais apresentem resultados clínicos iniciais bastante animadores, ainda há a necessidade de comprovações clínicas adicionais em longo prazo para que se possa utilizá-los em larga escala. Deve-se compreender bem as suas propriedades físicas, mecânicas e biológicas para que se possam utilizá-las em larga escala. Para o primeiro caso clínico, utilizaram a resina composta condensável Solitaire. O caso é descrito passo-a-passo desde a remoção da restauração de amálgama classe I insatisfatória no dente 37 até o acabamento, polimento e proteção superficial da restauração substituta. Os autores ressaltam que esse tratamento só se tornou possível porque o paciente

tinha boa higiene oral e que, para o sucesso do caso, é sempre bom fazer a preservação do mesmo. No segundo caso clínico, o material de eleição foi a resina composta condensável Alert. Os autores observaram que a resina Alert não proporcionou um resultado estético tão satisfatório quanto se esperara.

Santos et al. (1999) avaliaram a radiopacidade dos compômeros Dyract AP, Dyract, Freedom e Compoglas, a fim de verificar se atendiam às especificações da ISO/DIS 4049. Para tanto, confeccionaram cinco corpos-de-prova de cada material, medindo cada um deles 10,0mm de diâmetro e 1,6mm de espessura. Posicionaram sobre um filme oclusal (Ekta-speed Eastermann Kodak) um corpo-de-prova de cada material junto com um penetrômetro de alumínio, um disco de amálgama de prata e um disco de esmalte/dentina para serem radiografados por um aparelho de raios X (Dabi-Atlante 70kVp, 10mA, 0,4s). Os tempos da tomada da densidade óptica foram: imediato, 1 dia, 2 dias, 3 dias, 4 dias, 6 dias, 7 dias, 15 dias e 30 dias após a fotopolimerização dos espécimes. Esse intervalo objetivou avaliar a existência de alteração no grau de radiopacidade em função do tempo. As películas radiográficas foram processadas 2 horas após a sensibilização em sala de revelação por meio da técnica tempo/temperatura. Efetuaram três leituras das densidades ópticas para cada elemento com um fotodensitômetro (Macabath TD931). A média da densidade óptica dos cinco corpos-de-prova de cada material foi relacionada à equivalente espessura em alumínio. Os resultados levaram aos autores concluir que todas as marcas de compômeros preencheram a exigência da ISO/DIS 4049, mantendo a radiopacidade média entre as marcas, exceto o Freedom, que apresentou radiopacidade mais baixa. O estudo da variação da densidade óptica ao longo do tempo não mostrou alteração da radiopacidade dos compômeros, que apresentaram estabilidade.

Sarmiento, Pretto e Costa (1999) realizaram uma revisão bibliográfica para esclarecer aspectos importantes sobre o processo de formação e interpretação das imagens digitalizadas e enfatizar sua superioridade em relação a outros métodos de diagnóstico por imagens. Para isso, as autoras iniciam traçando um paralelo entre a imagem radiográfica convencional e a imagem digitalizada, dizendo que, enquanto na imagem radiográfica convencional temos a emulsão de um filme radiográfico composta por um arranjo aleatório de cristais de prata, na imagem digitalizada temos o *pixel*, que é um simples ponto na imagem digitalizada e é o equivalente digital do cristal de prata. A grande diferença entre os cristais de prata e os *pixels* é que estes

são ordenadamente distribuídos sobre a tela do computador e sua localização, cor ou tom de cinza é representado por números. As autoras comentam algumas diferenças sobre os três sistemas digitais existentes para imagens radiográficas: (1) Radiografia Digital Direta (Direct Digital Radiography–DDR); (2) Sistema Radiográfico Computadorizado (Computed Radiography–CR) e (3) Radiografia Digital Indireta. Explicam ainda o que é resolução espacial e alcance dinâmico. Por fim, comentam as vantagens e a aplicação das imagens digitalizadas.

Souza, Costa e Puppini (1999) realizaram um estudo preliminar sobre a influência dos tecidos moles na análise óptica da densidade óssea mandibular por meio de imagens radiográficas digitalizadas. Compararam entre si três materiais utilizados como simuladores de tecidos moles (água, cera-utilidade e músculo bovino), para que na etapa seguinte fossem utilizados na região retromolar bilateralmente em 15 mandíbulas secas. Submeteram cada região a uma análise óptica da densidade óssea utilizando imagens radiográficas digitalizadas indiretamente pelo sistema DentScan-DentView (APICA Eng. Ltda. – Dental Technologies). Utilizaram músculo bovino como simulador e, também, como tecido mole referencial. Estabeleceram os valores médios das leituras ópticas expressos em *pixels* e os compararam aos das regiões retromolares mandibulares, com e sem a presença dos diferentes simuladores. Também compararam esses valores entre os lados direito e esquerdo das quinze mandíbulas secas analisadas. Escanearam e digitalizaram 432 radiografias, tecnicamente padronizadas, para que pudessem mensurar a densidade óptica dos diferentes simuladores e das áreas delimitadas em cada região retromolar, realizando cinco leituras ópticas para cada uma dessas áreas. Por fim, analisaram estatisticamente os resultados por meio dos testes Análise de Variância (Anova), Teste de Tukey e t-Student. Os autores descobriram que a cera-utilidade, quando avaliada isoladamente, foi o material cujos valores médios de densidade óptica mais se assemelharam aos encontrados com o músculo bovino. Também confirmaram que existiram diferenças significativas entre as médias das leituras ópticas da densidade óssea mandibular, avaliadas com a presença dos diferentes simuladores e as médias obtidas somente com as mandíbulas secas. Por fim, o teste t-Student, para amostras emparelhadas, mostrou que não houve diferenças significativas dos valores de densidade óptica entre os lados direito e esquerdo das mandíbulas secas, com e sem a influência dos diferentes simuladores de tecidos moles.

Watanabe et al. (1999) apresentaram em seu artigo os recentes métodos de diagnóstico por meio da imagem digitalizada. Discorreram sobre os princípios das imagens eletrônicas e digitais, os autores descreveram o *bit* como a unidade de computação, originado da palavra binário, ou seja, o *bit* seria uma casela que possui duas possibilidades de estado: vazio, valendo zero, ou cheio, valendo 1. O *byte* seria o conjunto de 8 *bits* que possuem as mesmas possibilidades. Comentaram sobre algumas das vantagens das imagens digitais tais como: o armazenamento, a organização, a manipulação, a transmissão, a subtração digital (comparação de imagens), a redução da dose de radiação e, nos sistemas sem filmes, a grande vantagem seria a eliminação do filme e do processamento radiográfico, que sempre produzem algum tipo de interferência na qualidade da radiografia. Os autores disseram ainda que a imagem digital seria ideal para muitos propósitos – com ela, seria fácil criar bancos de dados (arquivos) radiológicos para serem utilizados com propósito educacional. Os autores também expuseram nesse artigo alguns sistemas de imagem digitalizada: os sistemas que utilizam os filmes radiográficos, nos quais o filme convencional serve como um detector onde sua informação é captada por um *scanner* ou uma câmera de TV, digitalizada, estocada na memória do computador e mostrada em seu monitor; já nos sistemas que não utilizam filmes radiográficos, o filme e o processamento radiográfico são substituídos por um sensor eletrônico e pelo computador. Os sensores podem ser de dois tipos: com cabo (a placa sensora é conectada ao sistema por meio de cabos com diâmetro relativamente grande); e os sensores sem cabo – que funcionam com placas de fósforo semelhantes a um filme periapical. Após a exposição aos raios X, essas placas serão introduzidas em uma leitora que capta a imagem e a transmite para o sistema.

Silveira et al. (2000) realizaram uma pesquisa para medir a densidade óptica de quatro resinas compostas condensáveis nas espessuras de 1, 2, 3 e 4mm, por meio de um sistema indireto de digitalização de imagens, o DentScan-DentView (APICA Eng. Ltda. – Dental Technologies) e também para compará-las entre si. Para isso, utilizaram vinte placas de acrílico transparente, cujas medidas aproximavam-se das de um filme oclusal. Cada placa apresentava quatro orifícios de 4mm de diâmetro com profundidade correspondente às espessuras propostas. As placas foram divididas em quatro grupos, ficando cada grupo com cinco placas de uma determinada espessura. Cada placa foi radiografada três vezes, obtendo-se assim 60 radiografias. Essas radiografias foram escaneadas, e suas imagens transferidas para um monitor de

computador onde, por meio das funções do programa DentScan-DentView, fizeram três leituras do valor da densidade óptica de cada resina, totalizando 720 leituras ópticas. A análise estatística dos dados permitiu aos autores concluir que a resina Surefil apresentou o maior valor de densidade óptica em todas as espessuras, seguida, em ordem decrescente de valor de densidade óptica, pelas resinas Prodigy Condensable, Alert e, por último, a Solitaire. Para os autores, também ficou evidente que, quando analisadas individualmente, os valores de densidade óptica de todas as resinas foram diretamente proporcionais às suas espessuras, apesar de não terem uma diferença estatisticamente significativa entre os valores obtidos nas espessuras de 3 e 4mm.

Graziottin et al. (2001) realizaram um estudo com o objetivo de mensurar a densidade óptica de quatro resinas compostas compactáveis nas espessuras de 1, 2, 3 e 4mm, utilizando um sistema direto de digitalização de imagens, o Digora (Soredex Orion Corporation) e compará-las entre si. Foram utilizadas vinte placas de acrílico, cada uma contendo uma amostra de cada resina. Radiografaram cada placa acrílica três vezes sob técnica padronizada, usando uma placa óptica (*small size*) sob cada amostra de resina, totalizando 60 exposições. Após cada exposição, escanearam as placas ópticas, identificaram as suas imagens e fizeram três leituras ópticas consecutivas de cada imagem, totalizando 720 leituras. Os resultados submetidos à análise estatística permitiram aos autores concluir que, quando analisadas individualmente, todas as resinas apresentaram a menor média de densidade óptica na espessura de 1mm, seguida em ordem crescente de densidade pelas espessuras de 2mm e 3mm, que não diferiram entre si, e, por último, a espessura de 4mm. Quando comparadas as quatro resinas, nas espessuras de 1mm e 3mm, a Solitaire apresentou a menor média, seguida pela Alert e pela Prodigy Condensable, que não diferiram entre si, e, por último, pela Surefil, que apresentou o valor mais alto, porém não diferindo da Prodigy Condensable. Já na espessura de 2mm, a resina Surefil continuou sendo a de maior densidade, seguida em ordem decrescente por Prodigy Condensable, Alert e Solitaire. Por sua vez, na espessura de 4mm, a Solitaire mais uma vez apresentou a menor média, seguida em ordem crescente por Alert, Prodigy Condensable e Surefil, sendo que as duas últimas não diferiram entre si quanto ao valor médio da densidade óptica.

Gürdal, Hildebolt e Akdeniz (2001) realizaram um trabalho para determinar a variação nos dados de radiodensidade ocorrida pela perda da qualidade da imagem

com a compressão em JPEG em três programas de computador. Um filme oclusal com um penetrômetro de alumínio foi exposto, processado e digitalizado em condições padronizadas. Quando as imagens, salvas em formato TIFF, foram abertas nos três programas, um deles resultou em valores em níveis de cinza que não concordavam com o valor real. Todas as imagens salvas em formato JPEG resultaram em valores em níveis de cinza que não coincidiam com os valores reais. Dessa forma, os autores concluem que a compressão em JPEG introduz uma variação deletéria aos dados de radiodensidade dos tecidos duros bucais. Se os erros podem ou não afetar as análises radiométricas desses tecidos, dependerá do grau de sutileza necessária à análise.

Hara et al. (2001) compararam 13 materiais restauradores com estruturas dentárias. Prepararam 315 espécimes com os materiais restauradores com 2mm de altura por 4,1mm de diâmetro. Radiografaram os espécimes junto com a amostra de estrutura dentária e o penetrômetro de alumínio. Os valores de radiopacidade de cada espécime foram mensurados utilizando um densitômetro de transmissão (IDIM 820). Os resultados mostraram que todos os materiais mostraram radiopacidade maior que as estruturas dentárias, exceto uma resina composta, uma resina poliácido modificada, um ionômero de vidro modificado por resina e o ionômero de vidro convencional.

Graziottin et al. (2002) realizaram um estudo para mensurar e comparar a densidade óptica de quatro resinas compostas compactáveis nas espessuras de 1, 2, 3 e 4mm, utilizando os sistemas de digitalização de imagens Digora (Soredex Orion Corporation) (direto) e DentScan-DentView (APICA Eng. Ltda. – Dental Technologies) (indireto), bem como para comparar os sistemas entre si. Para isso, utilizaram vinte placas de acrílico nas espessuras propostas, cada uma contendo uma amostra de cada resina. Cada placa acrílica foi radiografada três vezes, sob técnica padronizada, usando uma placa óptica sob cada amostra de resina para o sistema Digora, e filmes oclusais para o sistema DentScan-DentView, totalizando 60 exposições para cada sistema. Em seguida, escanearam as placas ópticas e os filmes, e fizeram três leituras ópticas consecutivas de cada imagem, totalizando 1.440 leituras. Os resultados submetidos à análise estatística permitiram aos autores concluir que, a média de densidade óptica das quatro resinas manteve-se crescente com o aumento da espessura. Quanto à comparação entre as resinas compostas nas duas análises, a de maior densidade óptica foi a Surefil, seguida em ordem

decrecente pelas resinas Prodigy Condensable, Alert e Solitaire. As correlações entre os resultados do Digora e DentScan-DentView foram significativas para as diferentes espessuras e materiais. A tendência observada é que, à medida que os valores do Digora aumentam, os valores do DentScan-DentView também aumentam. Com o aumento das espessuras, os valores das médias de densidade óptica das análises efetuadas com o Digora e com o DentScan-DentView tenderam a se aproximar. Quando comparado ao sistema DentScan-DentView, o Digora apresentou menor amplitude entre os valores das espessuras próximas.

Tommasi (2002) diz que os dentes derivam embriologicamente do ectoderma e do mesoderma da cavidade bucal primitiva. Do ectoderma, origina-se o órgão do esmalte, a estrutura epitelial que modela todo o dente e forma o esmalte. Do mesoderma, deriva a papila dentária, que mais tarde se diferencia em polpa dental e elabora a dentina, e o saco dentário, que forma o cimento e o ligamento periodontal. O esmalte é a estrutura mais dura e rica em cálcio do corpo humano (95% de sais de cálcio, 2% de matéria orgânica e 3% de água). Com a idade, diminui a parte orgânica e o componente aquoso aumenta o grau de mineralização. A dentina, estrutura mineralizada semelhante ao osso, porém mais dura, contém glicoproteínas e colágeno, além dos cristais de hidroxiapatita (cerca de 64% de substância inorgânica entram em sua composição, mais 30% de substância orgânica e 6% de água). O cimento é um tecido também semelhante ao osso, porém menos mineralizado que a dentina (cerca de 45% de sais minerais, 50% de matéria orgânica e 5% de água). A polpa dental é formada, no jovem, por um tecido conjuntivo do tipo mucoso e, no adulto, por tecido conjuntivo frouxo, cujas células predominantes são fibroblastos estrelados que aumentam de número com a idade. É ricamente inervada e vascularizada, existindo evidência de vasos linfáticos em seu interior.

Zanettini, Veeck e Costa (2002) realizaram um trabalho para mensurar os níveis de cinza de duas resinas compostas compactáveis, a Prodigy Condensable e a Solitaire, nas espessuras de 1, 2, 3 e 4mm e nas cores I, A₂, A₃ e B₃, utilizando o programa Digora (Soredex Orion Corporation) para a digitalização das imagens. Inseriram, compactaram e polimerizaram as resinas em 40 placas de acrílico transparente (10 placas em cada espessura), onde confeccionaram quatro orifícios de 4mm de diâmetro e de profundidade correspondente à espessura das placas. Radiografaram as placas três vezes, totalizando 120 radiografias. Em seguida,

escanearam as imagens e as exibiram num monitor de computador. Através das funções do programa Digora, fizeram três vezes a leitura do valor dos níveis de cinza de cada imagem, totalizando 1.440 leituras ópticas. Os resultados foram submetidos à análise estatística e, com ela, as autoras puderam concluir que as interações entre espessura e resina, bem como entre cor e resina, produziram diferenças estatisticamente significantes na média da densidade óptica dos materiais. A densidade óptica dos materiais restauradores foi influenciada na razão direta de suas espessuras, ocorrendo aumento de densidade óptica com o aumento da espessura das amostras, fato observado em ambas as resinas estudadas. Em relação à influência da cor na radiopacidade dos materiais estudados, as autoras concluíram que apenas a cor A₂ da resina Solitaire produziu diferença estatisticamente significativa na média de densidade óptica ($p= 0,004$), apresentando o menor valor.

Figún e Garino (2003) discorrem sobre a morfologia dos dentes primeiros pré-molares superiores dizendo que sua face oclusal tem forma pentagonal, com diâmetro vestibulo-lingual de 9mm e méso-distal de 7mm. Sobre esta superfície situam-se duas cúspides, uma em cada face livre, separadas por um sulco nítido de direção méso-distal, que termina em duas fóveas secundárias, mesial e distal. De cada uma delas, partem dois sulcos secundários em direção aos ângulos formados pela união das faces livres com as de contato – sendo mais marcados os sulcos que se orientam para vestibular. Segundo os autores, como o sulco está mais próximo da face lingual, o resultado é que essa cúspide é também mais extensa no sentido das faces livres. As fóveas secundárias situam-se muito próximas dos lados de contato, dando origem a cristas marginais delgadas. Frequentemente, da fóvea mesial parte um sulco minúsculo que passa por cima da crista marginal e termina na face mesial. Conforme os autores, a face lingual desses dentes tem forma pentagonal, com limites semelhantes à face vestibular, mas de tamanho bem menor. O lado oclusal visto pela face lingual, tem duas vertentes desiguais, sendo a distal a maior e mais inclinada. Isso contribui para aumentar a impressão de que a cúspide lingual está deslocada para mesial. Nas superfícies das faces de contato, a face distal é totalmente convexa; a mesial apresenta um aplanamento ou concavidade cervical, que continua sobre a superfície radicular correspondente e, às vezes, se perde na bifurcação radicular. O sulco que tem origem nas fóveas da superfície oclusal e passa por cima da crista marginal é mais freqüente na face mesial e raro na distal.

Os autores ainda discorrem sobre a determinação do arco dental a que pertencem estes dentes (se superior ou inferior), a distinção entre o primeiro e o segundo pré-molares superiores e a determinação do lado (se direito ou esquerdo).

Martins, Haiter Neto e Whaites (2003) avaliaram imagens padronizadas de um penetrômetro de alumínio (2 a 16mm com incrementos de 2mm a cada degrau) e de mandíbulas secas cobertas com resina acrílica para simular tecidos moles. Obtiveram essas imagens utilizando uma unidade de raios X GE 1000 (General Electric Company) e placas de armazenamento por fósforo dos sistemas digitais Digora (Soredex Orion Corporation) e DenOptix (Dentsply Gendex). Expuseram doze placas, as escanearam imediatamente e consideraram as suas imagens o padrão ouro. Expuseram novamente as placas e as armazenaram sob diferentes condições (temperatura ambiente, refrigeração e baixa umidade) e as escanearam após 6h, 12h, 18h, 24h e 72h. Os autores então realizaram uma avaliação objetiva e outra subjetiva do efeito das diferentes condições de armazenamento e dos diferentes tempos de espera entre a irradiação das placas. Realizaram a análise objetiva por meio da mensuração da densidade dos *pixels* e os dados analisados estatisticamente usando a Análise de Variância. Três radiologistas fizeram a análise subjetiva analisaram os dados usando o Mann Whitney U-test. Para o sistema digital DenOptix, não houve diferenças objetivas ou subjetivas nas imagens obtidas em todas as placas utilizando diferentes condições de armazenamento e intervalos de tempo para o escaneamento, até as 72h analisadas. Para o sistema digital Digora, a análise objetiva mostrou perda da densidade dos *pixels* com o escaneamento após 6h em todas as condições de armazenamento. A análise subjetiva, por sua vez, mostrou diferenças entre a imagem padrão ouro e as imagens provenientes das placas escaneadas após 24h armazenadas em temperatura ambiente e baixa umidade e as placas escaneadas após 12h armazenadas sob refrigeração.

Pagnoncelli et al. (2003) utilizaram o sistema digital indireto DentScan-DentView (APICA Eng. Ltda. – Dental Technologies) para comparar a densidade óptica de dez materiais ionoméricos com a densidade óptica da dentina nas espessuras de 1mm, 2mm, 3mm e 4mm. Para isso, os autores utilizaram doze placas de acrílico transparente, três de cada espessura, com dimensões de 3,1x4,1cm. Nas placas, foram confeccionados 10 orifícios de 4mm de diâmetro que serviram de sítio para a inserção dos materiais. Na parte superior direita de cada placa, havia um recorte retangular para o posicionamento do fragmento dentário na

espessura correspondente. Para a tomada radiográfica, utilizaram filmes periapicais nº2 Kodak Ultraspeed 7 (DF-58) – cada placa foi radiografada 3 vezes por um aparelho de raios X (Dabi Atlante) com regime elétrico de 70kVp e 10mA, tempo de exposição de 0,6s, distância focal de 30cm e feixe central dos raios X incidindo perpendicularmente ao filme. Os autores utilizaram uma processadora automática AT – 2000 (Air Techniques) para processar os filmes. As 36 radiografias foram captadas, uma por vez, via *scanner* e enviadas aos arquivos do programa DentScan–DentView. Para cada material de cada uma das radiografias, fizeram três leituras ópticas em diferentes áreas, o que totalizou 1.188 leituras, padronizadas através da utilização de *zoom* e de uma grade oferecida pelo programa. Determinaram o valor da densidade óptica para cada espessura de material pela média das leituras das três radiografias de cada placa de acrílico. Para a comparação das médias de densidade óptica dos materiais com as médias de densidade óptica da dentina nas diferentes espessuras, utilizaram o teste t-Student. Para a avaliação da densidade óptica resultante do aumento na espessura das amostras, utilizaram a Análise de Variância (ANOVA) e o teste de Tukey. Os autores concluíram que todos os materiais avaliados apresentaram médias de densidade óptica estatisticamente diferentes da média da densidade óptica da dentina em todas as espessuras. Ressaltaram ainda que alguns materiais apresentaram valores superiores e outros valores inferiores aos apresentados pela dentina. O aumento na espessura das amostras elevou significativamente os valores das medidas de densidade óptica da dentina e de todos os materiais avaliados, à exceção do Chelon–Fil e do Vidrion F nas espessuras de 1mm e 2mm e o Chelon–Silver nas espessuras de 2mm, 3mm e 4mm.

Tagger e Katz (2003) propõem uma nova técnica de fácil reprodução para mensurar a radiopacidade de 21 cimentos endodônticos. Tal como na técnica que se preconiza atualmente, radiografaram as amostras padronizadas ao lado de um penetrômetro de alumínio. Porém, em substituição ao densitômetro óptico para mensurar a densidade e então calcular a radiopacidade, digitalizaram as imagens. Compararam os valores dos níveis de cinza em *pixel* dos materiais testados com os do penetrômetro de alumínio usando um *software* (Ready Concept Computerized System, Redik Co.) para encontrar o degrau correspondente. A radiopacidade das amostras variou de 1,6mm a mais de 11mm de alumínio. Os autores ainda sugerem

que a técnica pode ser desenvolvida para o uso com imagens digitais obtidas diretamente por intermédio de um sensor.

Turgut, Attar e Önen (2003) realizaram um estudo para determinar a radiopacidade de 21 materiais restauradores estéticos diretos, tendo como referência um penetrômetro de alumínio de equivalente espessura em esmalte e dentina. Totalizaram 168 amostras medindo 6mm em diâmetro e 1mm em espessura, com oito amostras de cada material. Prepararam as amostras de esmalte e dentina com 1mm de espessura por meio de secções longitudinais de oito molares permanentes humanos usando uma máquina de corte. Mensuraram as densidades ópticas de cada material restaurador da amostra de tecido dentário seccionado e do penetrômetro de alumínio a partir das imagens radiográficas usando um fotodensitômetro de transmissão (DT 1105, Ryparry Limited). Usaram os valores de densidade óptica dos espécimes para determinar os valores da equivalente espessura em alumínio. Analisaram os dados por meio dos testes estatísticos Análise de Variância de uma via (ANOVA) e teste de Duncan. Os resultados mostraram diferenças estatísticas significativas entre os materiais. Tetric Ceram teve o maior valor de radiopacidade entre os materiais, também superior ao valor de radiopacidade do esmalte. Os autores encontraram variações consideráveis nos valores de radiopacidade dos materiais estéticos para restaurações de dentes posteriores. Três das cinco resinas compostas híbridas, Tetric Ceram, TPH Spectrum e Filtek™Z250, apresentaram valores de radiopacidade maiores do que o do esmalte. Todavia, Composan LCM e Glacier tiveram valores de radiopacidade menores que o do esmalte. As resinas compostas compactáveis também apresentaram valores diferentes de radiopacidade. Das cinco usadas neste estudo, apenas SureFil e P60 tiveram valores mais altos que o do esmalte, considerando que Pyramid Dentina, Pyramid Esmalte e Solitaire2 tiveram valores menores que o esmalte. Todos os materiais, exceto a resina composta microparticulada Filtek™A110, tiveram valores de radiopacidade maior que a dentina e possuíram radiopacidade suficiente para satisfazer o padrão da ISO 4049. Os autores encontraram diferenças significativas entre materiais de mesma composição quando comparados ao esmalte.

Ramamurthy et al. (2004) avaliaram o impacto da exposição de placas de fósforo foto-estimuláveis em um ambiente variando intensidade de luz (300, 150 ou 20 lux) e tempo de exposição (<10s a 120s) no momento prévio ao escaneamento a

laser. Utilizaram dois sistemas digitais, o DenOptix (Dentsply Gendex) e o ScanX (Air Techniques Inc.). Concluíram que um ambiente com luminosidade reduzida é preferível para a manipulação das placas de fósforo foto-estimuláveis previamente ao escaneamento a *laser*.

Souza, Costa e Veeck (2004) analisaram os níveis de cinza em *pixels* da região retromolar mandibular, considerando a influência do tecido mole muscular e, principalmente, do tecido adiposo, adjacentes a essa região. Utilizaram para esse estudo quinze mandíbulas secas, radiografadas por técnica padronizada. Escanearam e analisaram as radiografias com o programa de imagens digitalizadas Digora (Soredex Orion Corporation). Como simuladores dos tecidos muscular e adiposo, utilizou-se cera-utilidade na espessura de 1,0cm e amostras de gordura animal em espessuras diferentes de 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0cm. Os resultados mostraram que o tecido adiposo foi capaz de influenciar a análise dos valores em níveis de cinza em *pixel* da região retromolar mandibular quando estudados em espessuras diferentes pelo programa de imagens digitalizadas Digora.

Sabbagh, Vreven e Leloup (2004) avaliaram a radiopacidade de materiais à base de resina utilizando o sistema Digora (Soredex Orion Corporation). Para esse estudo, eles compararam 41 materiais utilizando a técnica de avaliação de densidade óptica medida através de um densitômetro (X-Rite model 331). Calcularam todos os milímetros equivalentes utilizando a curva calibrada da densidade óptica x espessura do alumínio. Após o tempo de exposição de 0.16s e 0.32s, enviaram os dados para o *software* de processamento (NIH Image Engineering). Os resultados do estudo não apresentaram diferenças de radiopacidade quanto à variação do tempo de exposição, e encontraram diferenças entre materiais de mesma categoria. As resinas fluidas foram mais radiopacas, quando comparadas à dentina, enquanto os compósitos microparticulados apresentaram maior radiolucidez. A maioria dos materiais à base de resina disponíveis mostraram-se mais radiopacos que o esmalte, concluindo-se, então, que a radiopacidade depende da porcentagem e do tipo de partículas de carga.

Bianchi e Silva et al. (2005) compararam a composição química de duas resinas compostas compactáveis (Solitaire e Prodigy Condensable) em quatro cores diferentes: incisal/extra-light, A₂, A₃ e B₃. Após a fotopolimerização das cinco amostras de cada cor para cada material, compostas por discos de resina composta com diâmetro de 4mm, estas amostras foram trituradas até se obter uma

consistência de pó, e prensadas nos nichos com 4mm de diâmetro de uma matriz de Teflon. As amostras foram montadas em *stubs* para metalização em ouro e suas imagens, importadas para um MEV com detector de raios X (Phillips XL30), para o teste de espectroscopia por dispersão de energia (EDS). Os autores encontraram carbono, oxigênio, alumínio, sílica, flúor e bário em diferentes porções nos materiais estudados. Concluíram que a composição química de um mesmo material variou de acordo com a cor analisada e os componentes químicos encontrados foram praticamente os mesmos, mas em diferentes proporções.

Graziottin et al. (2005) realizaram um trabalho para mensurar e comparar a densidade óptica de quatro resinas compostas de alta viscosidade (Fill Magic, P60, Solitaire e Surefil) nas espessuras de 1, 2, 3 e 4mm, utilizando o sistema digital DenOptix (Dentsply Gendex). Foram utilizadas cinco placas de acrílico para cada uma das espessuras, cada placa contendo uma amostra de cada resina. Cada placa acrílica foi radiografada três vezes, sob técnica padronizada, usando uma placa óptica sob cada placa acrílica, totalizando 60 exposições. Após cada exposição, as placas ópticas de fósforo foram escaneadas no sistema digital DenOptix, e fizeram três leituras ópticas consecutivas de cada imagem, totalizando 720 leituras. Os resultados submetidos à análise estatística permitiram aos autores concluir que os valores de densidade óptica aumentaram com o aumento das espessuras das amostras. E, quando comparadas entre si, na espessura de 1mm, as resinas Surefil e P60 não diferiram estatisticamente entre si e apresentaram as maiores médias de densidade óptica, seguidas da resina Fill Magic e, por último, da resina Solitaire. Todas as resinas apresentaram diferenças estatísticas na espessura de 2mm, sendo a resina Surefil a de maior expressão de densidade óptica, seguida em ordem decrescente de densidade óptica pelas resinas P60, Fill Magic e Solitaire. Nas espessuras de 3mm e 4mm, a resina Surefil apresentou a maior média de densidade óptica, seguida pelas resinas P60 e Fill Magic, que não diferiram estatisticamente entre si e, por último, a resina Solitaire, que apresentou o menor valor médio de densidade óptica.

Pereira et al. (2005) analisaram os diferentes níveis de cinza de quatro resinas compostas micro-híbridas na cor A₂ (Concept, Vigodent; Herculite, Sybron Kerr; IntenS, Ivoclar Vivadent e Z100, 3M ESPE), por meio do sistema de radiografia digital direta Sens-A-Ray. Para isso, confeccionaram três placas de acrílico, com dimensões de um filme periapical, para cada espessura (2, 3 e 4mm). As placas

possuíam quatro orifícios eqüidistantes com 4mm de diâmetro, nos quais inseriram as resinas compostas. Radiografaram as amostras por meio de técnica padronizada. Os níveis de cinza, em *pixel*, foram aferidos pelo sistema Sens-A-Ray. Após a obtenção das médias, os resultados foram submetidos ao teste estatístico ANOVA-Tukey, com nível de significância ($p < 0,05$). Os autores utilizaram a colorimetria para ilustrar a densidade óptica dos compósitos com as cores vermelho, verde e azul, representando, respectivamente, do mais radiopaco para o menos radiopaco. Concluíram que a medida em que aumentou a espessura dos materiais, os níveis de cinza também aumentaram. A resina Herculite apresentou os menores níveis de cinza, diferindo estatisticamente das demais. As resinas IntenS e Z100 apresentaram os maiores níveis de cinza.

Akdenis e Gröndahl (2006) avaliaram a degradação das imagens armazenadas em placas fósforo-estimuladas relacionada ao intervalo de tempo precedente ao escaneamento. Realizaram uma série de exposições utilizando um penetrômetro de alumínio de cinco degraus e espessura crescente (2 a 10mm) e as placas azuis de armazenamento por fósforo do Digora (Soredex Orion Corporation). Os tempos decorridos entre exposição e escaneamento das imagens foram: imediatamente após a exposição, meia hora após a exposição, 1h e 8h após a exposição. As médias dos níveis de cinza de cada degrau do penetrômetro e seu fundo foram comparadas usando-se a análise de variância ANOVA e as diferenças entre os grupos foram avaliadas com o teste de comparações múltiplas de Bonferroni/Dunn ($p < 0,05$). Os autores descobriram que os valores médios dos níveis de cinza aumentaram com a diminuição do tempo de espera entre exposição e escaneamento. O teste ANOVA revelou que a média dos níveis de cinza do fundo e de cada degrau do penetrômetro tiveram diferença significativa para todos os tempos decorridos ($p < 0,0001$). O teste Bonferroni/Dunn mostrou que a média dos níveis de cinza das placas escaneadas meia hora após a exposição não foram significativamente diferentes daquelas escaneadas imediatamente ($p > 0,05$). O maior tempo decorrido entre exposição e escaneamento resultou na elevação das diferenças significativas na média dos níveis de cinza ($p < 0,05$). As placas azuis do Digora mostram estatisticamente uma degradação significativa dos valores dos níveis de cinza e do contraste em placas escaneadas meia hora ou mais após a exposição. Com base nesses resultados, os autores pressupõem que as placas de

armazenagem por fósforo que não puderem ser imediatamente escaneadas necessitam ser expostas por maior dose de radiação. A fim de evitar uma degradação significativa das informações ali contidas, elas não devem ser escaneadas após transcorrida meia hora de sua exposição.

Gu et al. (2006) relataram que a ISO e a ANSI/ADA estabelecem protocolos para a determinação da radiopacidade dos materiais dentários utilizando a radiografia convencional, baseada em filmes radiográficos, e que, contudo, os pesquisadores nem sempre seguem esses métodos. Os autores elaboraram esse estudo objetivando adaptar estes procedimentos com a utilização da radiografia digital e de um penetrômetro de alumínio simplificado. Também examinaram o efeito da distância focal e do tempo de exposição, utilizando diferentes combinações entre eles. Os autores constataram que a variação no tempo de exposição não causou efeito significativo na média de radiopacidade a uma distância focal de 30cm. A variação na distância focal não afetou a média de radiopacidade significativamente quando as amostras foram expostas de maneira adequada.

Martins et al. (2006) avaliaram objetiva e subjetivamente o efeito de diferentes condições de armazenamento e diferentes tempos de espera entre a irradiação das placas de armazenamento por fósforo do sistema digital Digora (Soredex Orion Corporation) e o escaneamento. Imagens padronizadas de um penetrômetro de alumínio (2 a 16mm com incrementos de 2mm a cada degrau) e de mandíbulas secas cobertas com resina acrílica para simular tecidos moles foram obtidas utilizando uma unidade de raios X GE 1000 (General Electric Company). Doze placas foram expostas e imediatamente escaneadas, e suas imagens foram consideradas o padrão ouro. As placas foram novamente expostas e armazenadas sob diferentes condições (temperatura ambiente, refrigeração e baixa umidade) e escaneadas após 10min., 30min., 1h, 2h, 3h e 4h. A análise objetiva foi realizada pela mensuração da densidade dos *pixels* e os dados analisados estatisticamente usando a análise de variância. Três radiologistas fizeram a análise subjetiva e analisaram os dados usando Mann Whitney U-test. A análise objetiva mostrou perda da densidade dos *pixels* no tempo de 4h de espera para o escaneamento das placas de armazenamento por fósforo em todas as condições de armazenamento. Subjetivamente, não se evidenciou a perda de densidade. Os autores concluíram que o tempo de espera de 4h anterior ao escaneamento pode levar a uma perda de

densidade quando se usam placas de armazenamento por fósforo (Digora), o qual não se pode detectar clinicamente, mas pode comprometer estudos multicêntricos.

Fonseca et al. (2008) procuraram determinar se o processo de fixação com formalina a 10% modifica a densidade óptica óssea. Para isso, os autores utilizaram oito tíbias de coelhos, colocadas em recipientes com três soluções diferentes à base de formalina a 10%. Obtiveram as radiografias de forma padronizada e em cinco tempos diferentes: antes da fixação (tempo zero), um dia, 15 dias, 30 dias e 90 dias. Escanearam as radiografias e determinaram a densidade óptica usando o *software* ImageTool. Independente de a solução ser tamponada ou não, a densidade óptica no tempo zero foi significativamente maior do que em 15, 30 e 90 dias. Contudo, enquanto a densidade óptica no primeiro dia foi significativamente maior do que no 30º e 90º dia, esta não diferiu daquela do 15º dia. Também não houve diferença na densidade óptica entre o 30º e o 90º dia (Anova, Teste de Tukey com 5% de nível de confiança). Os autores concluíram que a densidade óptica radiográfica dos espécimes armazenados em formalina a 10% diminui com o passar do tempo, independentemente da tamponação, o que sugere a ocorrência de uma desmineralização óssea.

Kühnisc et al. (2008) realizaram um estudo epidemiológico para verificar a freqüência, em radiografias interproximais, das radiolucências em forma triangular não relacionadas a tecido cariado. Tal fenômeno que, por vezes, pode ocorrer nas superfícies mesiais de molares superiores decíduos e primeiros molares superiores permanentes em radiografias interproximais, simulam a ocorrência de cárie. No entanto, são atribuídas ao efeito de sobreposição, devido a características anatômicas de dentes rômnicos em combinação com uma freqüente proeminência na cúspide palatina e um menor diâmetro méso-distal no estrangulamento cervical. Os pesquisadores valeram-se de exames radiográficos de 113 pacientes com idade entre 11 e 12 anos. Os autores registraram o *status* de cárie (padrão OMS-Organização Mundial de Saúde) e a freqüência das radiolucências em forma triangular. Estas foram mais freqüentes nos segundos molares superiores decíduos (60,3%). Dos primeiros molares superiores decíduos, 35,5% apresentaram tal fenômeno, bem como 24,8% dos primeiros molares superiores permanentes. Nenhum molar inferior, decíduo ou permanente, apresentou esse fenômeno.

Mesquita, Cé e Thaddeu Filho (2008) apresentaram uma tabela adaptada do trabalho clássico de Shillingburg e Grace (1973), no qual descrevem as diferentes

espessuras em diversas regiões dos dentes. Para o esmalte dos primeiros pré-molares superiores, região oclusal: cúspide V=1,5mm, sulco=1,3mm, cúspide P=1,8mm; meio da coroa dentária: M=1,2mm, V=1,3mm, D=1,3mm e L=1,4mm. Para a dentina dos primeiros pré-molares superiores, região oclusal: cúspide V=3,0mm, sulco=3,1mm, cúspide P= 3,3mm; região da junção cimento-esmalte (JCE): M=2,2mm, V=2,6mm, D=2,2mm e L=2,7mm.

Vieira et al. (2008) disseram que, comparativamente, o primeiro pré-molar superior geralmente apresenta duas raízes, cúspide vestibular mais volumosa e mais alta do que o segundo pré-molar superior e sulco principal deslocado para a cúspide palatina. O segundo pré-molar geralmente apresenta raiz única, cúspide vestibular menos volumosa e mais baixa do que o primeiro pré-molar e sulco principal centralizado. As cúspides vestibular e palatina dos pré-molares superiores são piramidais, sendo a cúspide palatina deslocada para mesial. Nos inferiores, a cúspide vestibular é piramidal e a lingual é globulosa e centralizada (nos casos de pré-molares biscupidados). A crista marginal é paralela ao plano horizontal nos superiores. Contudo, a crista marginal apresenta acentuada inclinação nos inferiores. Outra diferença ressaltada pelos autores entre pré-molares superiores e inferiores relaciona-se à convergência das faces livres para oclusal, que é acentuada nos superiores e discreta ou ausente nos inferiores. Segundo os autores, os pré-molares superiores e os inferiores podem ser uni ou birradiculados. Entretanto, os primeiros pré-molares superiores são os que freqüentemente apresentam duas raízes. Ocasionalmente, os primeiros pré-molares inferiores também podem apresentar duas raízes. Porém, no superior, a separação é nítida, o que não acontece no inferior. O diâmetro V-L é maior nos superiores, enquanto os diâmetros M-D e V-L são semelhantes nos inferiores. O ápice radicular ou a bifurcação estão alinhados com o sulco mésio-distal nos superiores e, nos inferiores, o ápice radicular alinha-se com o vértice da cúspide vestibular. Em um corte cervical, os superiores apresentam secção em forma de “8” e os inferiores, em forma oval.

3 METODOLOGIA

O projeto da presente pesquisa recebeu aprovação da Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul sob o protocolo nº 0029/07 (Anexo A) e do Comitê de Ética e Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, registro CEP 07/03857 (Anexo B).

Este trabalho de pesquisa está de acordo com as prerrogativas do paradigma quantitativo ou tradicional, apresentando-se sob uma abordagem quase experimental do tipo materiais equivalentes, conforme Campbel e Stanley, 1979.

Apresenta como variáveis independentes:

- três sítios de leitura dos níveis de cinza;
- estruturas dentárias híginas;
- estruturas dentárias com preparos cavitários sem restauração, em três espessuras;
- estruturas dentárias com preparos cavitários restaurados, em três espessuras;
- três espessuras de resinas compostas;
- três resinas compostas.

E como variáveis dependentes:

- valores em níveis de cinza;
- porcentagem de elementos químicos na composição das três diferentes resinas compostas.

3.1 TESE

A adequada radiopacidade é uma das cinco características principais que um compósito restaurador para dentes posteriores deve apresentar. Esses materiais restauradores apresentam valores diferentes em níveis de cinza, diferenciando-se entre si e das estruturas dentárias. Por serem tecidos dentários perdidos que estão sendo substituídos, a característica de radiopacidade desses materiais deve ser idêntica ou comparável às da estrutura dental que se visa substituir. A radiopacidade tem importância clínica, pois interessa não só ao radiologista, mas também ao clínico, que poderia distinguir as diferentes resinas compostas entre si, de outros materiais, de estruturas dentárias, de lesões de cárie e de outras alterações, levando a diagnósticos mais precisos e, desta forma, beneficiando diretamente os pacientes.

3.2 DELINEAMENTO DA PESQUISA

O cálculo de previsão do tamanho da amostra indicou que nove dentes seriam suficientes para a confiabilidade dos resultados deste trabalho. Devido à possibilidade de perda de algum dos corpos-de-prova durante os procedimentos da pesquisa, acrescentou-se um elemento como margem de segurança. Dessa forma, foram utilizados dez primeiros pré-molares superiores hígidos, extraídos por indicação ortodôntica e doados pelo Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da PUC-RS (Anexo C).

Esses dentes constituíram 13 grupos de $n= 10$, pois uma vez que cada dente passasse por algum processo que o alterasse em sua forma original, ou seja, recebesse um novo tratamento, ele passava a constituir outro grupo. Desse modo, os grupos que apresentavam tecidos dentários ficaram assim distribuídos (Figura 2):

- **grupo 1:** dentes hígidos;
- **grupo 2:** dentes com preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 2mm;
- **grupo 3:** dentes com preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 2mm, restaurados com resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE);
- **grupo 4:** dentes com preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 2mm, restaurados com resina composta 4Seasons® (Ivoclar Vivadent);
- **grupo 5:** dentes com preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 2mm, restaurados com resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE);
- **grupo 6:** dentes com preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 3mm;
- **grupo 7:** dentes com preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 3mm, restaurados com resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE);
- **grupo 8:** dentes com preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 3mm, restaurados com resina composta 4Seasons® (Ivoclar Vivadent);
- **grupo 9:** dentes com preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 3mm, restaurados com resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE);
- **grupo 10:** dentes com preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 4mm;
- **grupo 11:** dentes com preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 4mm, restaurados com resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE);
- **grupo 12:** dentes com preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 4mm, restaurados com resina composta 4Seasons® (Ivoclar Vivadent);
- **grupo 13:** dentes com o preparos cavitários MOD, com largura (V-P) de 4mm, restaurados com resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE).

Confeccionaram-se ainda 30 placas de acrílico liso e transparente, medindo cada uma 1,4cm x 3,4cm, sendo 10 placas para cada uma das espessuras de 2, 3 e 4mm. Estas apresentavam três orifícios, medindo 4mm de diâmetro, localizados 6mm eqüidistantes entre si e a 5mm das bordas da placa. Suas profundidades correspondiam à espessura da placa acrílica. Inseriu-se uma amostra de cada resina composta estudada (Figura 1), (na cor A₃ e dentro do prazo de validade). Uma resina por vez foi compactada e fotopolimerizada, em incrementos de 2mm dentro

dos respectivos orifícios. Desse modo, constituíram-se outros três grupos, distribuídos desta maneira (Figura 2):

- **grupo 14:** 10 placas acrílicas na espessura de 2mm, com uma amostra de cada resina composta estudada;
- **grupo 15:** 10 placas acrílicas na espessura de 3mm, com uma amostra de cada resina composta estudada;
- **grupo 16:** 10 placas acrílicas na espessura de 4mm, com uma amostra de cada resina composta estudada.

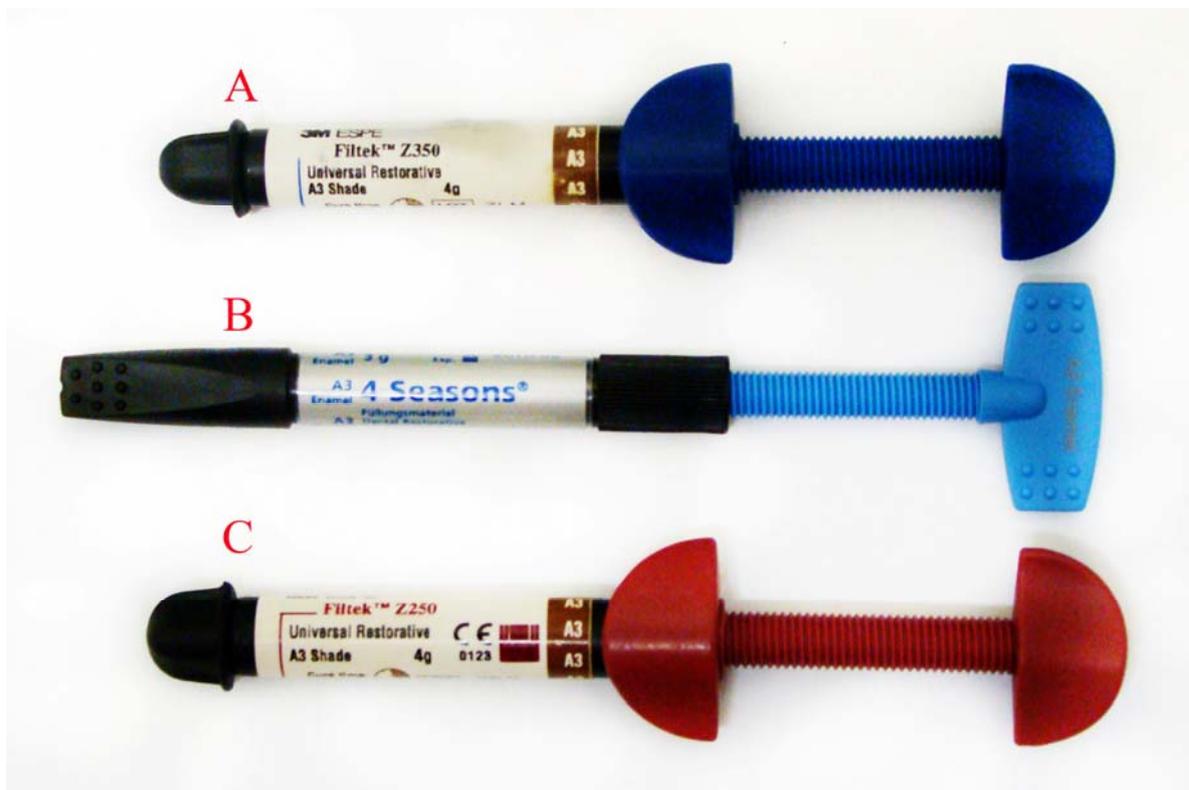


Figura 1: Resinas utilizadas: (A)Filtek™Z350 (3M ESPE), (B)4Seasons® (Ivoclar Vivadent) e (C)Filtek™Z250 (3M ESPE).

Sistema DenOptix



Figura 2: Esquema do delineamento da pesquisa.

3.3 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Todos os procedimentos foram realizados sem o contato direto das mãos, protegidas por luvas de látex para procedimentos clínicos (Polimed).

Os dentes passaram por uma triagem prévia para identificação, conforme sua anatomia, segundo (DELLA SERRA e FERREIRA, 1981; FIGÚN e GARINO, 2003 e VIEIRA et al., 2008) para conferência do grupo dental e identificação do quadrante a que pertenciam, para identificação das faces mesial e distal. Os dentes selecionados foram observados por meio de uma lupa (Telelupa D. F. Vasconcellos) com aumento de 10x para que fossem descartados aqueles com trincas ou alterações estruturais que pudessem ser causa de erro experimental. Em seguida, passaram por uma seleção para padronizar o tamanho coronário, conforme descrito por Galan Junior (1970). Para a aferição das medidas coronárias (Apêndice A) foi utilizado um Paquímetro Eletrônico Digital Série 727 (Starret®) (Figura 3). Desse modo, a amostra foi constituída por 10 primeiros pré-molares superiores hígidos. Os dentes não selecionados foram devolvidos ao Banco de Dentes.



Figura 3: Mensuração dos dentes primeiros pré-molares superiores com o Paquímetro Eletrônico Digital Série 727 (Starret®) para padronização das coroas dentárias.

3.4 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA, TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Para compor a amostra deste estudo, os dentes foram desinfetados em solução de glutaraldeído 2% (Glutaron II – Rioquímica Indústria Farmacêutica) por 10 minutos, lavados em água corrente com o auxílio de uma escova macia de cerdas de *nylon* (Condor) e cureta periodontal Gracey #5-6 (Thimon) para remoção de quaisquer resquícios de ligamento periodontal e secos com toalhas de papel (Melhoramentos).

GRUPO 1 – GRUPO-CONTROLE

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

Após a seleção, as raízes foram incluídas em um prisma acrílico de base quadrangular (12mm x 12mm) preenchido por resina acrílica autopolimerizável (Jet), até cerca de 2mm abaixo do limite amelodentinário (Figura 4). Os espécimes foram identificados, por meio de numeração nas bases dos prismas e armazenados em água destilada deionizada, à temperatura ambiente entre uma etapa e outra do trabalho, tendo-se o cuidado de trocá-la semanalmente.

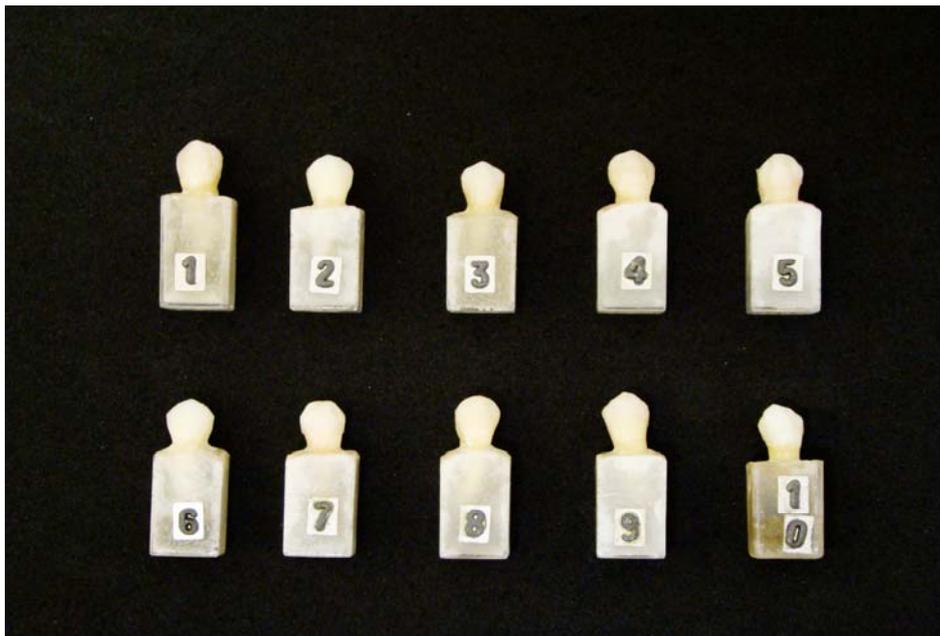


Figura 4: Corpos-de-prova constituídos de 10 dentes primeiros pré-molares superiores, com suas raízes incluídas em prismas de acrílico devidamente numerados para a sua identificação nas radiografias digitais.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS

Cada dente foi radiografado por técnica radiográfica digital indireta. A captura das imagens foi realizada pelo sistema digital indireto DenOptix (Dentsply International/Gendex Dental X-Ray Division, Des Plaines, IL) e utilizou-se placas ópticas de fósforo foto-estimulável de formato 2, de dimensões 31x41mm do sistema indireto de digitalização de imagens DenOptix, devidamente embaladas por envelope plástico próprio do sistema (Figura 5).



Figura 5: Placas ópticas de fósforo foto-estimulável de tamanho #2 do sistema digital indireto DenOptix (Dentsply International/Gendex Dental X-Ray Division, Des Plaines, IL): (A) embalagem dos envelopes plásticos para proteção das placas ópticas; (B) placa óptica mostrando a face de exposição à radiação X; (C) verso da placa óptica; (D) placa óptica embalada por envelope plástico, próprio do sistema, mostrando o lado transparente do envelope e (E) placa óptica embalada por envelope plástico, próprio do sistema, mostrando o lado escuro do envelope, que protege a face de exposição da placa óptica contra a luminosidade.

A padronização das tomadas radiográficas foi obtida com o auxílio de um dispositivo posicionador em acrílico (Figura 6), desenvolvido pelos autores para esta pesquisa (Apêndices B1 e B2), tendo essa padronização as seguintes características:

- uso de um aparelho de raios X Timex-70 DRS (Gnatus), com regime elétrico de 70kVp e 7mA;
- manutenção da distância focal em 30cm;
- feixe central de raios X incidindo em ângulo de 90° com o centro da placa óptica de fósforo foto-estimulável e o longo eixo dental, que se apresentavam sobrepostos e paralelos entre si;
- interposição, entre a fonte de raios X e os corpos-de-prova, de um simulador de tecidos moles, composto de cera-utilidade (Wilson), na espessura de 1,0cm (SOUZA, COSTA e PUPPIN, 1999 e SOUZA COSTA e VEECK, 2004);
- uso do invólucro plástico para embalagem das placas ópticas de fósforo foto-estimuláveis;
- sistema digital calibrado com resolução de 300 DPI (85micra por pixel^2 , aproximadamente 6lp/mm);
- tempo de exposição: 0,16s que foi oriundo de um teste preliminar, variando-se o tempo de exposição, para que três cirurgiões-dentistas especialistas em Radiologia verificassem qual imagem digital apresentava-se visualmente com o melhor contraste e densidade.

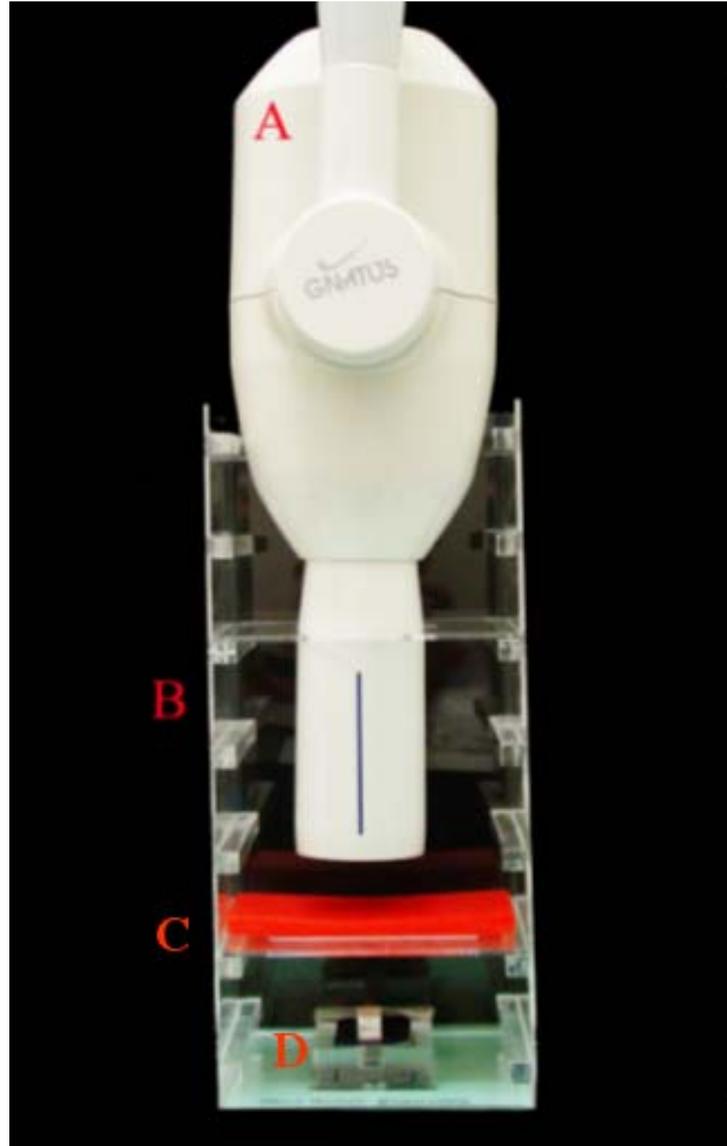


Figura 6: Padronização das tomadas radiográficas com distância focal de 30cm: (A)cabeçote do aparelho de raios X Timex-70 DRS (Gnatus) junto ao (B)dispositivo posicionador de acrílico, (C)simulador de tecidos moles (cera-utilidade), (D)um dos corpos-de-prova e placa óptica fósforo fotoestimulável de tamanho #2 do sistema digital indireto DenOptix (Dentsply International/Gendex Dental X-Ray Division, Des Plaines, IL).

Cada tomada radiográfica foi devidamente identificada por numeração de chumbo, em uma seqüência numérica em que o primeiro algarismo identificava o grupo (números de 1 à 13), o segundo o dente (números de 1 à 10) e o terceiro algarismo a tomada radiográfica (números de 1 à 3), (Figura 7).



Figura 7: (A) Base de acrílico liso transparente pertencente ao dispositivo posicionador de acrílico, (B) placa óptica embalada pelo envelope plástico, (C) corpo-de-prova devidamente identificado (grupo 1, corpo-de-prova nº 8, 3ª tomada radiográfica).

Para que se pudesse estabelecer um padrão, realizaram-se três tomadas radiográficas de cada dente, totalizando 30 tomadas para o grupo 1.

DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Após a tomada radiográfica, levou-se a placa óptica de fósforo foto-estimulável sensibilizada pela radiação-X à sala onde encontra-se o *scanner* de leitura a laser (EN60825, dispositivo laser de classe I), (Figura 8). Lá, as placas ópticas foram desembaladas de seu invólucro plástico, em ambiente com restrição de luminosidade (RAMAMURTHY et al., 2004), posicionados no tambor deste *scanner* e então procedeu-se o escaneamento das placas ópticas e o arquivamento das imagens no formato TIFF (FARMAN e SCARFE, 1994 e GÜRDAL, HILDEBOLT e AKDENIZ, 2001).



Figura 8: (A)Scanner do sistema digital indireto DenOptix (Dentsply International/Gendex Dental X-Ray Division, Des Plaines, IL), (B)tambor do sistema digital indireto DenOptix com 4 placas ópticas posicionadas.

Após a conclusão de cada grupo, os dentes seguiam mantidos em água destilada deionizada à temperatura ambiente, realizando-se a troca semanal.

GRUPO 2

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA - PREPAROS CAVITÁRIOS MOD COM 2mm DE LARGURA (V-P)

Os mesmos dentes passaram pela etapa de preparo cavitário padronizado, utilizando-se para este fim um dispositivo semelhante ao “Aparelho de Perfuração” utilizado por Walter e Hokama (1976). Este é uma base de microscópio óptico adaptado, composto de uma base de apoio para os corpos-de-prova, movimentada pelo giro dos botões macro e micrométrico, e de uma haste para fixação da caneta de alta rotação ou contra-ângulo (Figura 9).

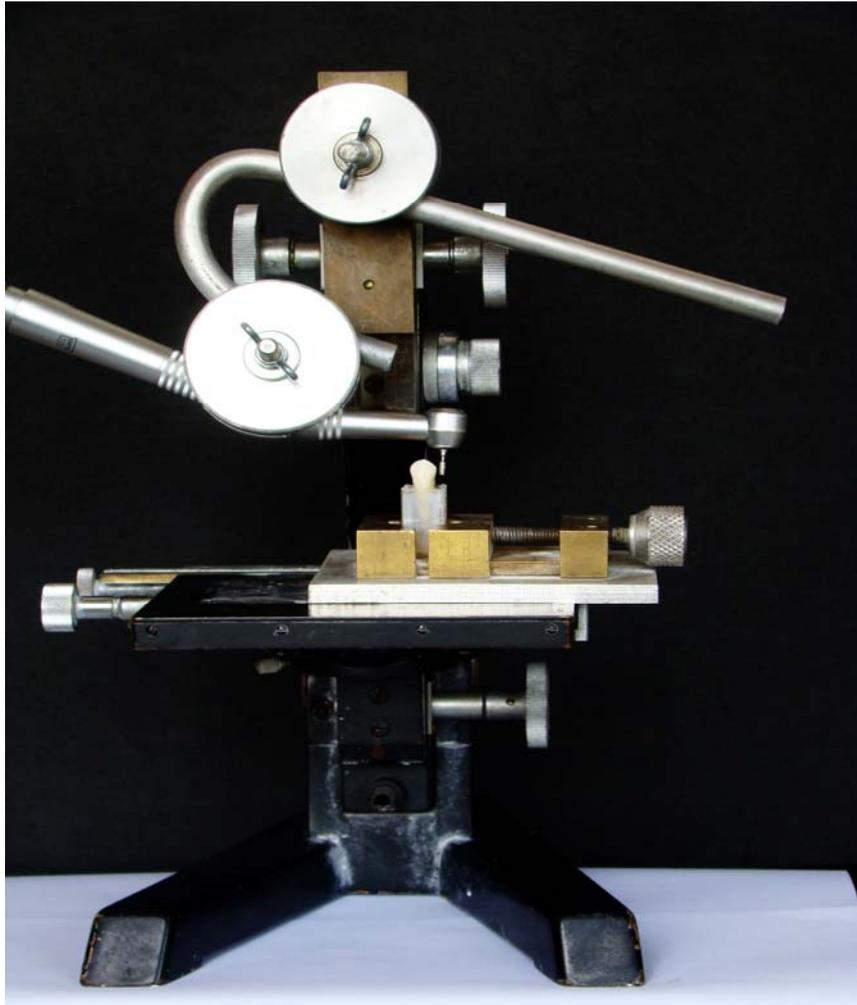


Figura 9: Aparelho para padronização das cavidades, composto por uma base de microscópio óptico adaptada com uma haste metálica para fixação da turbina pneumática (Kavo) e dispositivo para fixação dos corpos-de-prova.

Para o desgaste do tecido dentário, empregou-se uma ponta diamantada para alta rotação (KG Sorensen) #2094 (\varnothing ISO= 018 e Lmm= 4,0), movida por turbina pneumática (Kavo) com refrigeração por *spray* a 250.000 r.p.m. em giro livre, com o instrumento rotatório entrando com seu longo eixo paralelo ao longo eixo dentário através da face proximal mesial, passando pela face oclusal e indo em direção à face proximal distal. Posteriormente, essa mesma ponta diamantada foi adaptada a um mandril e inserida em um contra-ângulo (Kavo) movido por micro-motor (Kavo) em baixa rotação para ampliar as cavidades e lhes dar acabamento. Dessa forma, essas cavidades ficaram padronizadas com profundidade (ocluso-cervical) de 4mm (correspondente à parte ativa da ponta diamantada) e uma canaleta no sentido méso-distal com largura (vestíbulo-palatina) de 2mm, correspondendo a uma

cavidade mésio-ocluso-distal (MOD), (Figura 10A). As medidas das cavidades foram aferidas por intermédio de um Paquímetro Eletrônico Digital Série 727 (Starret®).

Os instrumentos rotatórios foram descartados e substituídos após sua utilização em cinco dentes. Os dentes foram lavados em água corrente e secos com jatos de ar, para que então se pudesse passar para a próxima etapa.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Os dentes cavitados foram radiografados conforme a padronização técnica já descrita anteriormente. A digitalização seguiu os mesmos passos da digitalização do grupo 1.

GRUPO 3

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA - RESTAURAÇÕES DAS CAVIDADES MOD DE 2mm DE LARGURA (V-P) COM A RESINA COMPOSTA FILTEK™Z350 (3M ESPE)

Previamente à inserção da resina composta, as cavidades foram isoladas com vaselina líquida (Lifar), para facilitar a posterior remoção da resina composta ali inserida. Realizou-se um teste preliminar de mensuração dos níveis de cinza por meio do qual se constatou que a vaselina líquida (Lifar), na quantidade utilizada para isolamento das cavidades, não alterou os níveis de cinza dos tecidos dentários.

Conforme as instruções do fabricante, o material restaurador foi inserido e compactado nas cavidades com o auxílio de uma espátula para compósitos #6 (Thompson) e as cavidades envolvidas por uma tira de poliéster extra-fina para restaurações (Frasaco) presa por pressão digital. As inserções foram feitas com incrementos de no máximo 2mm de espessura após a compactação em cada cavidade, e cada incremento foi fotopolimerizado por 20 segundos, usando-se um aparelho fotopolimerizador de luz halógena (Demetron 500), com intensidade entre 490 e 430mW/cm², aferida através do radiômetro do próprio aparelho.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Após a confecção das restaurações com a primeira resina composta pesquisada, Filtek™Z350 (3M ESPE), os dentes passaram pelo mesmo processo de tomada radiográfica padronizada e digitalização das imagens, já descritos anteriormente, obtendo-se 30 imagens digitais para esse novo grupo.

GRUPO 4

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA – RESTAURAÇÃO DAS CAVIDADES MOD DE 2mm DE LARGURA (V-P) COM A RESINA COMPOSTA 4SEASONS® (IVOCLAR VIVADENT)

As restaurações foram destacadas das cavidades com o auxílio de uma ponta diamantada para alta rotação (KG Sorensen) #2200 (\varnothing ISO= 010 e Lmm= 7,0) movida por turbina pneumática (Kavo) com refrigeração por spray a 250.000 r.p.m. em giro livre, passando pelo centro da restauração, sem tocar as paredes e assoalho cavitários, e puxadas no sentido oclusal por uma pinça de Backhaus (Edlo). As cavidades foram novamente isoladas com vaselina líquida (Lifar) e a segunda resina pesquisada, 4Seasons® (Ivoclar Vivadent), foi inserida, compactada e fotopolimerizada, nessas mesmas cavidades da mesma forma que o grupo 3.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Após a confecção das restaurações com a segunda resina composta pesquisada, 4Seasons® (Ivoclar Vivadent), os dentes passaram pelo mesmo processo de tomada radiográfica e digitalização das imagens, descrito anteriormente, obtendo-se para este novo grupo 30 imagens digitais.

GRUPO 5

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA - RESTAURAÇÕES DAS CAVIDADES MOD DE 2mm DE LARGURA (V-P) COM A RESINA COMPOSTA FILTEK™Z250 (3M ESPE)

Mais uma vez, as restaurações foram destacadas das cavidades, conforme descrição anterior. As cavidades foram novamente isoladas com vaselina líquida (Lifar) e a terceira resina pesquisada, Filtek™Z250 (3M ESPE), foi inserida, compactada e fotopolimerizada nessas mesmas cavidades de forma igual aos grupos 3 e 4.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Após a confecção das restaurações com a terceira resina composta pesquisada, Filtek™Z250 (3M ESPE), os dentes passaram pelo mesmo processo de tomada radiográfica e digitalização das imagens, descrito anteriormente, obtendo-se para este novo grupo 30 imagens digitais.

GRUPO 6

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA - PREPAROS CAVITÁRIOS MOD COM 3mm DE LARGURA (V-P)

Depois que todos os valores de densidade óptica foram anotados, as restaurações foram destacadas das cavidades, como descrito anteriormente, e os dentes passaram por uma segunda etapa de preparo cavitário padronizado, resultando na ampliação da cavidade já existente. Como a cavidade já estava aberta na largura (V-P) de 2mm, esta foi ampliada à mão livre. Para a ampliação da cavidade, utilizou-se uma ponta diamantada PM para baixa rotação (KG Sorensen) #82 G (\varnothing ISO= 029 e Lmm= 10,0), montada em peça-de-mão (Kavo), movida por micro-motor (Kavo) em baixa rotação, com o instrumento rotatório entrando com seu longo eixo paralelo ao longo eixo dentário através da face proximal mesial, passando pela face oclusal e indo em direção à face proximal distal. Dessa forma, as cavidades ficaram padronizadas com profundidade (ocluso-cervical) de 4mm e uma canaleta no sentido méso-distal com largura (vestíbulo-palatina) de 3mm

(Figura10B). As medidas das cavidades foram aferidas por intermédio de um Paquímetro Eletrônico Digital Série 727 (Starret®).

Os instrumentos rotatórios foram descartados e substituídos após sua utilização em cinco dentes. Os dentes foram lavados em água corrente e secos com jatos de ar, para que então se pudesse passar à próxima etapa.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Os dentes cavitados foram radiografados conforme a padronização técnica já descrita anteriormente. A digitalização seguiu os mesmos passos realizados para os grupos anteriores.

GRUPO 7

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA - RESTAURAÇÕES DAS CAVIDADES MOD DE 3mm DE LARGURA (V-P) COM A RESINA COMPOSTA FILTEK™Z350 (3M ESPE)

Previamente à inserção da resina composta, as cavidades foram isoladas com vaselina líquida (Lifar) para facilitar a posterior remoção da resina composta ali inserida.

Conforme as instruções do fabricante, o material restaurador foi inserido e compactado nas cavidades com o auxílio de uma espátula para compósitos #6 (Thompson) e as cavidades envolvidas por uma tira de poliéster extra-fina para restaurações (Frasaco) presa por pressão digital. As inserções foram feitas com incrementos de no máximo 2mm de espessura após a compactação em cada cavidade, e cada incremento foi fotopolimerizado por 20 segundos, usando-se um aparelho fotopolimerizador de luz halógena (Demetron 500), com intensidade entre 490 e 430mW/cm², aferida através do radiômetro do próprio aparelho.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Após a confecção das restaurações com a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE), os dentes passaram pelo mesmo processo de tomada radiográfica

padronizada e digitalização das imagens, descrito anteriormente, obtendo-se para este novo grupo 30 imagens digitais.

GRUPO 8

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA - RESTAURAÇÕES DAS CAVIDADES MOD DE 3mm DE LARGURA (V-P) COM A RESINA COMPOSTA 4SEASONS® (IVOCLAR VIVADENT)

Mais uma vez, as restaurações foram destacadas das cavidades conforme descrição anterior. As cavidades foram novamente isoladas com vaselina líquida (Lifar) e a resina, 4Seasons® (Ivoclar Vivadent), foi inserida, compactada e fotopolimerizada nas mesmas cavidades de forma igual ao grupo 7.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Após a confecção das restaurações com a resina composta 4Seasons® (Ivoclar Vivadent), os dentes passaram pelo mesmo processo de tomada radiográfica e digitalização das imagens, descrito anteriormente, obtendo-se 30 imagens digitais para o novo grupo.

GRUPO 9

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA - RESTAURAÇÕES DAS CAVIDADES MOD DE 3mm DE LARGURA (V-P) COM A RESINA COMPOSTA FILTEK™Z250 (3M ESPE)

Mais uma vez, as restaurações foram destacadas das cavidades, conforme descrição anterior. As cavidades foram novamente isoladas com vaselina líquida (Lifar) e a resina, 4Seasons® (Ivoclar Vivadent), foi inserida, compactada e fotopolimerizada nas mesmas cavidades de forma igual aos grupos 7 e 8.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Após a confecção das restaurações com a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE), os dentes passaram pelo mesmo processo de tomada radiográfica e

digitalização das imagens, descrito anteriormente, obtendo-se 30 imagens digitais para o novo grupo.

GRUPO 10

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA - PREPAROS CAVITÁRIOS MOD COM 4mm DE LARGURA (V-P)

As restaurações foram destacadas das cavidades, como descrito anteriormente, e os dentes passaram por uma terceira etapa de preparo cavitário padronizado, resultando na ampliação da cavidade já existente. Como a cavidade já estava aberta na largura (V-P) de 3mm, esta foi ampliada à mão livre. Para a ampliação da cavidade, utilizou-se uma ponta diamantada PM para baixa rotação (KG Sorensen) #85 G (\varnothing ISO= 040 e Lmm= 10,0), montada em peça-de-mão (Kavo), movida por micro-motor (Kavo) em baixa rotação, com o instrumento rotatório entrando com seu longo eixo paralelo ao longo eixo dentário através da face proximal mesial, passando pela face oclusal e indo em direção à face proximal distal. Dessa forma, as cavidades ficaram padronizadas com profundidade (ocluso-cervical) de 4mm e uma canaleta no sentido mésio-distal com largura (vestíbulo-palatina) de 4mm (Figura 10C). As medidas das cavidades foram aferidas por intermédio de um Paquímetro Eletrônico Digital Série 727 (Starret®).

Os instrumentos rotatórios foram descartados e substituídos após a utilização em cinco dentes. Os dentes foram lavados em água corrente e secos com jatos de ar, para que se pudesse passar à próxima etapa.

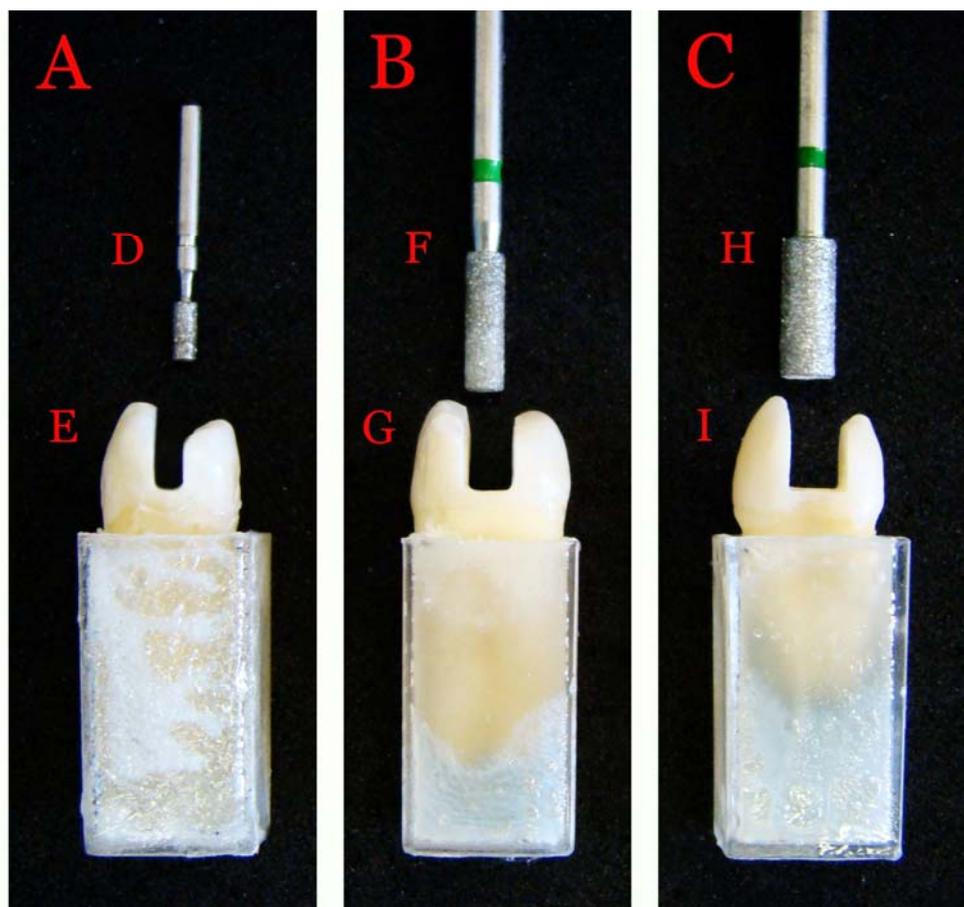


Figura 10A: elemento do grupo 2, (D) ponta diamantada para alta rotação (KG Sorensen) #2094 (\varnothing ISO= 018 e Lmm= 4,0), (E) dente com cavidade MOD na largura de 2mm;

Figura 10B: elemento do grupo 6, (F) ponta diamantada PM para baixa rotação (KG Sorensen) #82 G (\varnothing ISO= 029 e Lmm= 10,0), (G) dente com cavidade MOD na largura de 3mm;

Figura 10C: elemento do grupo 10, (H) ponta diamantada PM para baixa rotação (KG Sorensen) #85 G (\varnothing ISO= 040 e Lmm= 10,0), (I) dente com cavidade MOD na largura de 4mm.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Os dentes cavitados foram radiografados conforme a padronização técnica já descrita anteriormente. A digitalização seguiu os mesmos passos realizados para os grupos anteriores.

GRUPO 11

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA - RESTAURAÇÕES DAS CAVIDADES MOD DE 4mm DE LARGURA (V-P) COM A RESINA COMPOSTA FILTEK™Z350 (3M ESPE)

Previamente à inserção da resina composta, as cavidades foram isoladas com vaselina líquida (Lifar) para facilitar a posterior remoção da resina composta que ali foi inserida.

Conforme as instruções do fabricante, o material restaurador foi inserido e compactado nas cavidades, com o auxílio de uma espátula para compósitos #6 (Thompson) e as cavidades envolvidas por uma tira de poliéster extra-fina para restaurações (Frasaco) presa por pressão digital. As inserções foram feitas com incrementos de no máximo 2mm de espessura após a compactação em cada cavidade, e cada incremento foi fotopolimerizado por 20 segundos, usando-se um aparelho fotopolimerizador de luz halógena (Demetron 500), com intensidade entre 490 e 430mW/cm², aferida através do radiômetro do próprio aparelho.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Após a confecção das restaurações com a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE), os dentes passaram pelo mesmo processo de tomada radiográfica padronizada e digitalização das imagens, descrito anteriormente, obtendo-se 30 imagens digitais para o novo grupo.

GRUPO 12

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA - RESTAURAÇÕES DAS CAVIDADES MOD DE 4mm DE LARGURA (V-P) COM A RESINA COMPOSTA 4SEASONS® (IVOCLAR VIVADENT)

Mais uma vez, as restaurações foram destacadas das cavidades. As cavidades foram novamente isoladas com vaselina líquida (Lifar) e a resina, 4Seasons® (Ivoclar Vivadent), foi inserida, compactada e fotopolimerizada nas mesmas cavidades de forma igual ao grupo 11.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Após a confecção das restaurações com a resina composta 4Seasons® (Ivoclar Vivadent), os dentes passaram pelo mesmo processo de tomada radiográfica e digitalização das imagens, descrito anteriormente, obtendo-se 30 imagens digitais para este novo grupo.

GRUPO 13

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA - RESTAURAÇÕES DAS CAVIDADES MOD DE 4mm DE LARGURA (V-P) COM A RESINA COMPOSTA FILTEK™Z250 (3M ESPE)

Mais uma vez, as restaurações foram destacadas das cavidades, conforme descrição anterior. As cavidades foram novamente isoladas com vaselina líquida (Lifar) e a resina, Filtek™Z250 (3M ESPE), foi inserida, compactada e fotopolimerizada nas mesmas cavidades de forma igual aos grupos 11 e 12.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Após a confecção das restaurações com a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE), os dentes passaram pelo mesmo processo de tomada radiográfica e digitalização das imagens, descrito anteriormente, obtendo-se 30 imagens digitais para o novo grupo.

GRUPOS 14, 15 E 16

CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA DE RESINAS COMPOSTAS NAS ESPESSURAS DE 2, 3 E 4mm

Foram confeccionadas 30 placas de acrílico liso e transparente, medindo cada uma 1,4cm x 3,4cm, aferidas por intermédio do paquímetro eletrônico digital série 727 (Starret®), sendo 10 placas para cada uma das espessuras de 2mm (grupo 14), 3mm (grupo 15) e 4mm (grupo 16). As placas apresentavam três orifícios, cada um medindo 4mm de diâmetro, localizados 6mm equidistantes entre si e a 5mm das bordas da placa; suas profundidades correspondiam à espessura da placa acrílica.

Os orifícios serviram de sítio para a compactação das resinas compostas pesquisadas. Na borda de cada orifício, confeccionou-se um nicho que serviu para o escoamento do material excedente (Figura 11).

Para a devida identificação e individualização, posicionou-se cada placa com um dos menores lados do retângulo voltado para cima. As perfurações no vértice inferior esquerdo deste retângulo indicavam a espessura correspondente de cada placa. No vértice superior esquerdo, as placas foram numeradas de 1 a 10. Essas marcações foram também realizadas entre os nichos para as resinas compostas e preenchidas com resina composta fluída Natural Flow (DFL), para que se pudesse visualizá-las nas imagens digitais.

As dez placas de acrílico foram fixadas, uma por vez, com fita adesiva (3M), sobre uma placa de vidro liso transparente com 5mm de espessura, intermediada por uma tira de poliéster extra-fina para restaurações (Frasaco). Conforme as instruções dos fabricantes, os materiais restauradores foram inseridos e compactados nos respectivos orifícios com o auxílio de uma espátula compactadora de compósitos #6 (Thompson), sem o contato das mãos, protegidas por luvas de látex de procedimento (Polimed). Inseriu-se cada resina no seu sítio, com incrementos de no máximo 2mm de espessura, na seguinte ordem, de cima para baixo: Filtek™Z350 (3M ESPE), 4Seasons® (Ivoclar Vivadent) e Filtek™Z250 (3M ESPE). Após a compactação, cada incremento foi fotopolimerizado por 20 segundos utilizando-se um aparelho fotopolimerizador de luz halógena (Demetron 500) com intensidade entre 490 e 430mW/cm², aferida através do radiômetro do próprio aparelho. Após a compactação do último ou único incremento da resina composta em cada orifício, o material foi pressionado com uma lâmina de vidro liso transparente (7,5cm x 2,6cm e espessura de 1,2mm), intermediada por uma tira de poliéster extra-fina para restaurações (Frasaco), para limitar a espessura da resina inserida e nivelar sua superfície. Cuidou-se para não vedar a região do nicho de cada orifício, para que o excesso da resina extravasasse para o seu interior, sem qualquer resistência.

Após a polimerização das amostras, as placas também foram mantidas em água destilada deionizada, à temperatura ambiente, tendo-se o cuidado de realizar a troca semanal.

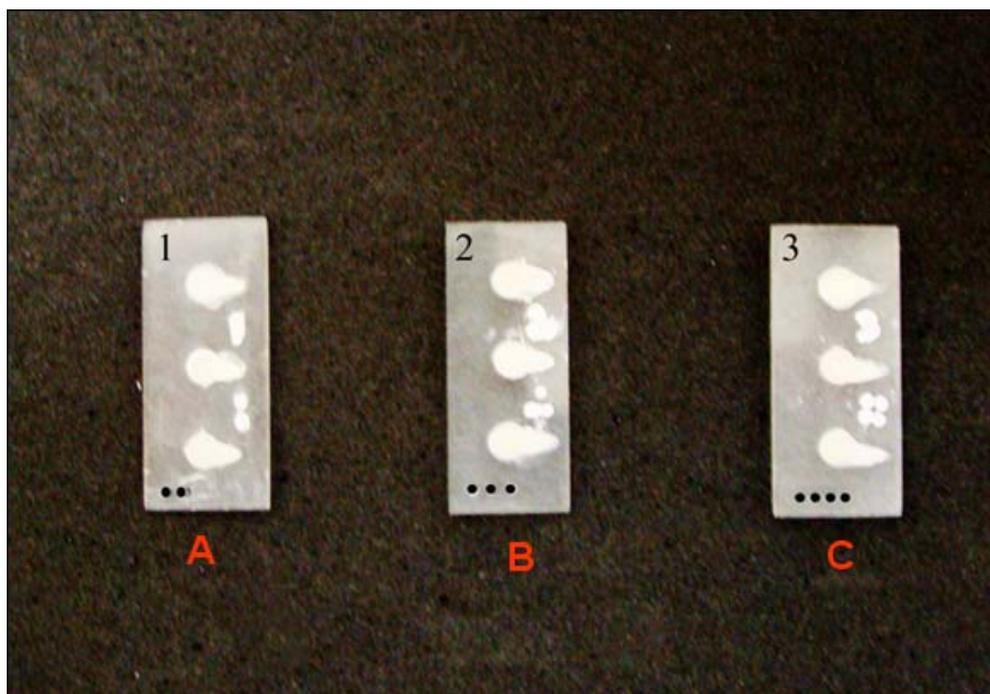


Figura 11: Placas de acrílico liso e transparente, devidamente identificadas, cada uma apresentando três orifícios, medindo 4mm de diâmetro, localizados 6mm eqüidistantes entre si e a 5mm das bordas da placa. Cada orifício de uma placa contendo uma amostra de cada resina composta. (A)placa acrílica nº 1, na espessura de 2mm, grupo 14; (B)placa acrílica nº 2, na espessura de 3mm, grupo 15 e (C)placa acrílica nº 3, na espessura de 4mm, grupo 16.

TOMADAS RADIOGRÁFICAS E DIGITALIZAÇÃO DAS IMAGENS

Após a confecção desses corpos-de-prova, as placas passaram pelo mesmo processo de tomada radiográfica (mantendo-se o simulador de tecidos moles) e digitalização das imagens já descrito, obtendo-se 90 imagens digitais para o novo grupo, sendo 30 para cada espessura.

3.5 LEITURAS ÓPTICAS

As leituras ópticas para os grupos que apresentavam tecidos dentários foram realizadas em três pontos da coroa dentária: nas faixas de esmalte das faces proximais mesial e distal, de cada dente, e na porção central da coroa dentária (oclusal), regiões que coincidem com o equador dentário. Foram realizadas de forma seqüencial por ordem dos números dos grupos, sempre pelo mesmo pesquisador e com um lapso de tempo de 15 dias entre a 1ª e a 2ª leitura, o mesmo ocorrendo

entre a 2ª e a 3ª leitura. O valor de densidade óptica para cada leitura óptica foi anotado em planilhas separadas, não permitindo a comparação entre uma leitura e outra no momento das anotações.

GRUPO 1 – GRUPO-CONTROLE

Primeiramente, por meio do recurso de medição linear do *software* VixWin 2000, que compõe o sistema digital indireto DenOptix (Dentsply International/Gendex Dental X-Ray Division, Des Plaines, IL), mediu-se largura méso-distal nas faixas de esmalte das faces proximais, região do equador dentário (Figura 12), em cada um dos 10 elementos dentários, onde foi encontrada uma média de 1,39mm para as faces mesiais e 1,43mm para as faces distais (Apêndice C). Sendo assim, para leitura óptica nas faces proximais, selecionou-se uma área na imagem correspondente ao esmalte proximal, na região do equador dentário e a cerca de 0,6mm do limite mais externo da face a ser medida (Figura 13). Com essa distância, conseguiu-se medir sempre em um ponto central dentro das faixas de esmalte proximais. O terceiro ponto foi escolhido na porção central da coroa dentária (oclusal), região do equador dentário, onde se sobrepõem as imagens do esmalte da face vestibular, da dentina e do esmalte da face palatina.

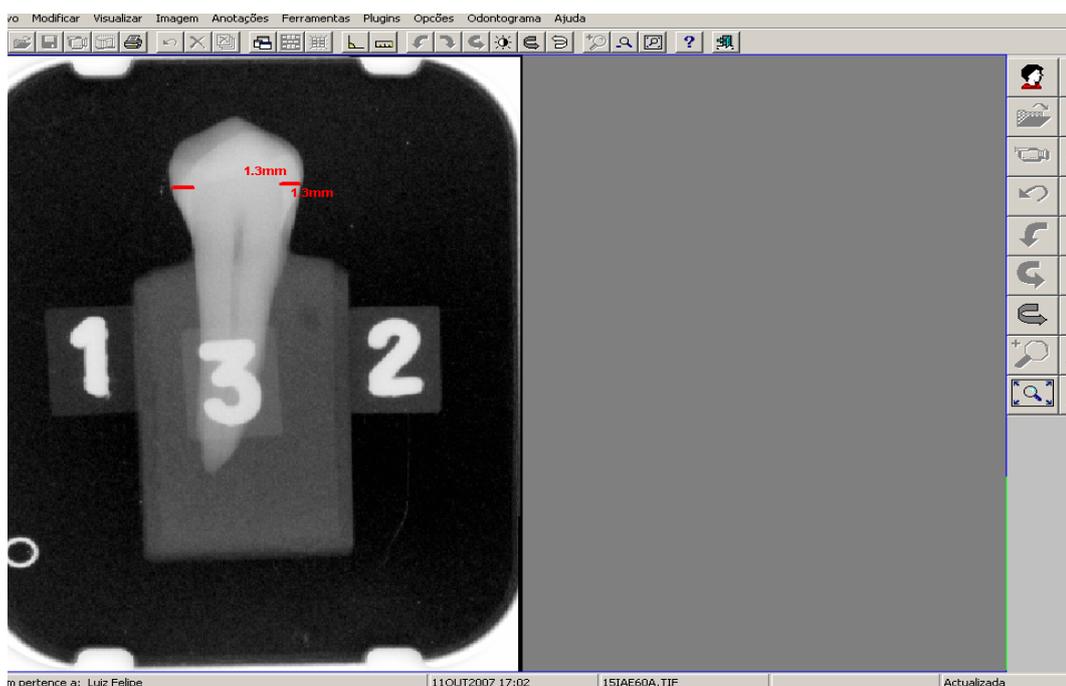


Figura 12: Tela do programa VixWin 2000 no momento da mensuração das espessuras de esmalte proximais no sentido méso-distal na porção correspondente ao equador dentário; grupo 1, corpo-de-prova nº 3 (elemento dental 24 – primeiro pré-molar superior esquerdo), 2ª tomada radiográfica.

Para cada uma das 30 imagens digitais, deste grupo, foram realizadas três leituras ópticas em cada uma das faces proximais e três leituras na região central da coroa dentária (oclusal), obtendo-se, portanto, 270 leituras ópticas para este grupo.

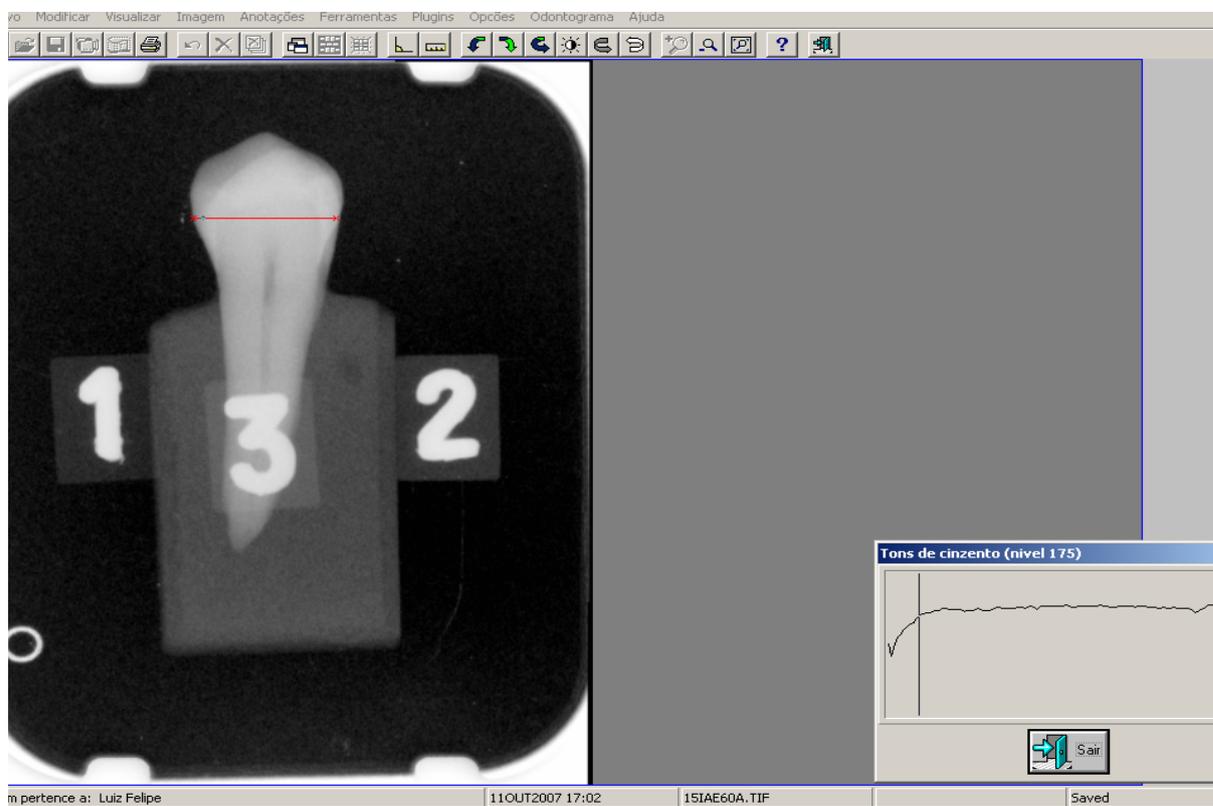


Figura 13: Tela do programa VixWin 2000 no momento da leitura dos níveis de cinza no sítio distal do corpo-de-prova nº 3 (elemento dental 24 – primeiro pré-molar superior esquerdo), grupo 1, 2ª tomada radiográfica.

GRUPOS 2, 6 e 10

As leituras ópticas foram realizadas em três pontos da coroa dentária: nas faces proximais, selecionou-se uma área na imagem, localizada na região do equador dentário e a cerca de 0,6mm do limite mais externo da face a ser medida (Figura 14). O terceiro ponto foi escolhido na porção central da coroa dentária (oclusal), região do equador dentário.

Para cada uma das 30 imagens digitais (por grupo), realizaram-se três leituras ópticas em cada um desses pontos correspondentes às faces proximais e ao centro (oclusal), no equador dentário, obtendo-se, portanto, 270 leituras ópticas para cada grupo.

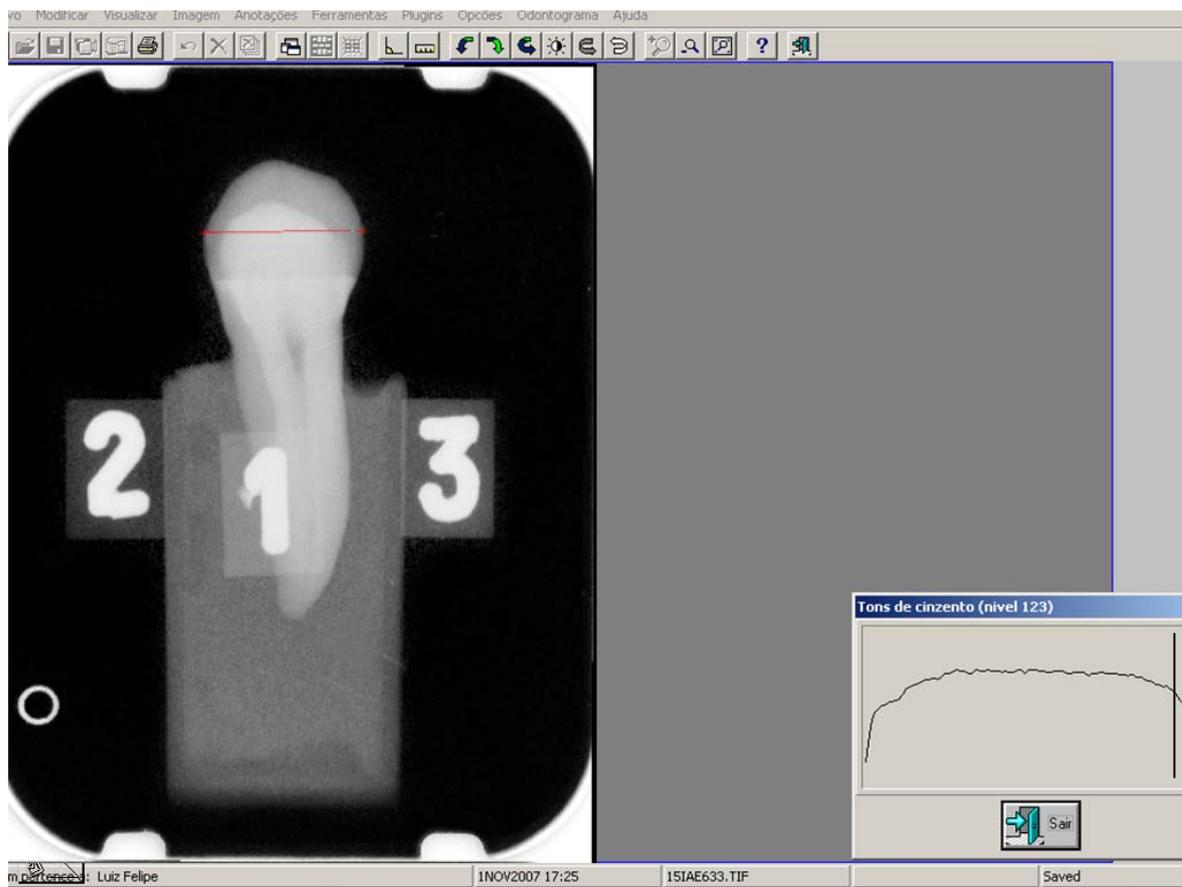


Figura 14: Tela do programa VixWin 2000 no momento da leitura dos níveis de cinza no sítio distal do corpo-de-prova nº 1 (elemento dental 14 – primeiro pré-molar superior direito), grupo 2, 3ª tomada radiográfica.

GRUPOS 3, 4, 5, 7, 8, 9, 11, 12 e 13

As leituras ópticas foram realizadas em três pontos da coroa dentária: nas faces proximais, selecionou-se uma área localizada na imagem, localizada na região do equador dentário e a cerca de 0,6mm do limite mais externo da face a ser medida (Figura 15). O terceiro ponto foi escolhido na porção central da coroa dentária (oclusal), região do equador dentário, onde se sobrepunham as imagens do esmalte vestibular, da dentina vestibular, da restauração com resina composta, da dentina palatina e do esmalte palatino.



Figura 15: Tela do programa VixWin 2000 no momento da leitura dos níveis de cinza no sítio mesial do corpo-de-prova nº 2 (elemento dental 24 – primeiro pré-molar superior esquerdo), grupo 3, 1ª tomada radiográfica.

Para cada uma das 30 imagens digitais (por grupo), realizaram-se três leituras ópticas em cada um desses pontos correspondentes às faces proximais e ao centro da coroa dentária (oclusal), no equador dentário, obtendo-se, portanto, 270 leituras ópticas para cada grupo.

Dessa forma, obtiveram-se sempre 270 leituras por grupo, sendo 13 grupos os que apresentavam tecido dentário, totalizaram-se 3.510 leituras para esses 13 grupos.

GRUPOS 14, 15 e 16

Para cada uma das resinas compostas nestas imagens, realizaram-se três leituras ópticas traçando-se uma reta, de cima pra baixo, coincidente com o diâmetro de cada nicho onde estavam as resinas compostas e anotando-se os valores em três pontos dessa reta (Figura 16). Obtiveram-se, portanto, 810 leituras ópticas para os três últimos grupos.



Figura 16: Tela do programa VixWin 2000 no momento da leitura dos níveis de cinza na região central da resina composta 4Seasons[®], placa nº1, grupo 16 (espessura de 4mm).

3.6 VERIFICAÇÃO DA COMPOSIÇÃO QUÍMICA DAS AMOSTRAS

Para a verificação das composições químicas, utilizaram-se três amostras de cada uma das resinas após as leituras. Destacadas de seus nichos nas placas de acrílico, as resinas passaram por uma limpeza em ultra-som (Ultrasonic Cleaner USC700) emergidas em água destilada deionizada por 30 minutos. Em seguida, foram removidas, secas em papel absorvente especial (Melhoramentos) e levadas para uma secagem em dessecador (Xertell) a vácuo, contendo sílica gel, por duas semanas.

Após este processo, as amostras foram montadas em um suporte, porta-amostra do MEV, “*stub*”, fixadas a ele por meio de uma fita adesiva dupla face de cobre (3M). Devido ao fato de as amostras não serem condutoras, elas foram revestidas com um filme condutor em ouro para evitar efeitos do carregamento. A metalização (Sputter Coater - deposição de íons) sobre as amostras foi feita por meio de um sistema de evaporação conhecido como “*sputtering*” (SCD 005 –

Baltec). O processo consiste em utilizar uma atmosfera de argônio (a vácuo), que acelera os íons de argônio contra um alvo de ouro (cátodo) deslocando átomos de ouro, que são acelerados na direção da amostra a ser revestida, garantindo imagens com boa resolução no microscópio eletrônico de varredura.

As imagens das amostras metalizadas foram importadas ao microscópio eletrônico de varredura (Phillips XL30) com um detector de raios X (CDU LEAP – EDA X). A partir da seleção de duas áreas de cada amostra, foram realizadas as leituras através da Espectroscopia por Dispersão de Energia (EDS), expressa em histogramas e tabelas pelo próprio aparelho e, mediante a ampliação de cada imagem, obtiveram-se fotomicrografias das referidas microscopias (Figura 17).

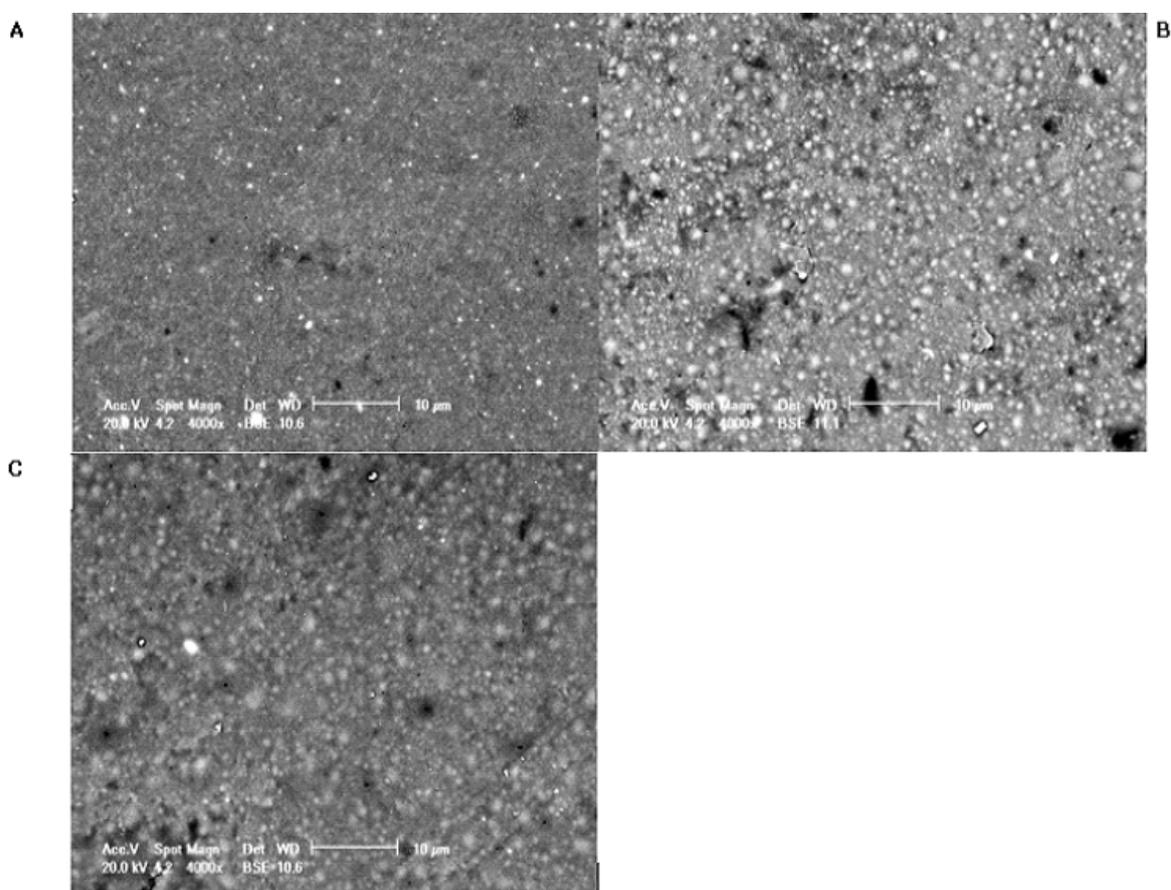


Figura 17: Imagens das microscopias eletrônicas de varredura em aumento de 4.000X, resinas compostas: (A)Filtek™Z350 (3M ESPE), (B)4Seasons® (Ivoclar Vivadent) e (C)Filtek™Z250 (3M ESPE).

3.7 ANÁLISE DOS DADOS

Para o processamento e análise destes dados utilizou-se o *software* estatístico SPSS versão 10.0.

Para alcançar os objetivos propostos neste estudo fez-se necessário montar uma estratégia para a comparação dos grupos (Figuras 18 e 19). Era necessário que se analisasse os dados obtidos comparando-os ao grupo-controle (G1), primeiramente identificando se havia diferença estatística entre os sítios de leitura (mesial, oclusal e distal). A partir de então, as análises foram feitas comparando os diferentes tratamentos realizados numa dada espessura e estes ao grupo-controle. Posteriormente, foram feitas análises dos diferentes tratamentos em suas diferentes espessuras e estes também comparados ao grupo-controle. Desta forma, para os grupos que apresentavam tecido dentário, a estratégia compreendia:

- 1ª coluna, comparação entre os grupos cavitados nas 3 diferentes espessuras e grupo-controle;
- 2ª coluna, comparação entre as diferentes espessuras da resina composta Filtek™ Z350 (3M ESPE) e grupo-controle;
- 3ª coluna, comparação entre as diferentes espessuras da resina composta 4Seasons® (Ivoclar Vivadent) e grupo-controle;
- 4ª coluna, comparação entre as diferentes espessuras da resina composta Filtek™ Z250 (3M ESPE) e grupo-controle;
- linha A, comparação entre os tratamentos realizados na espessura de 2mm e o grupo-controle;
- linha B, comparação entre os tratamentos realizados na espessura de 3mm e o grupo-controle;
- linha C, comparação entre os tratamentos realizados na espessura de 4mm e o grupo-controle.



Figura 18: Esquema das comparações entre os grupos que apresentavam tecidos dentários.

E para os grupos que não apresentavam tecidos dentários (placas), a estratégia compreendia:

- 1ª coluna, comparação entre as 3 diferentes resinas compostas entre si, na espessura de 2mm;
- 2ª coluna, comparação entre as 3 diferentes resinas compostas entre si, na espessura de 3mm;
- 3ª coluna, comparação entre as 3 diferentes resinas compostas entre si, na espessura de 4mm;
- linha A, comparação entre a resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) nas 3 diferentes espessuras;
- linha B, comparação entre a resina composta 4Seasons® (Ivoclar Vivadent) nas 3 diferentes espessuras;
- linha C, comparação entre a resina composta Filtek™Z250 (3M ESPE) nas 3 diferentes espessuras.

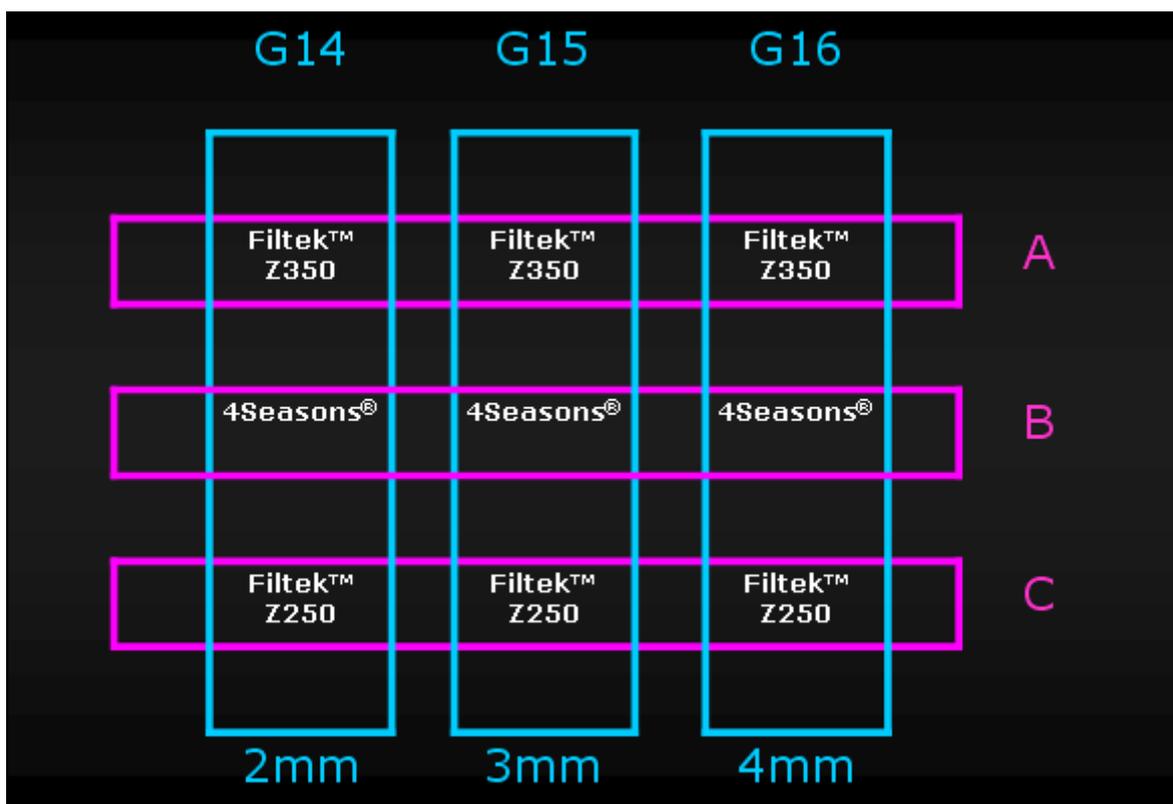


Figura 19: Esquema das comparações entre os grupos que não apresentavam tecidos dentários.

Desta forma foram abrangidas as seguintes situações: dentes hígidos, dentes cavitados nas 3 diferentes espessuras, dentes restaurados nas 3 diferentes espessuras e por 3 diferentes resinas compostas e as 3 diferentes resinas compostas sem a influência dos tecidos dentários.

A análise estatística deste trabalho, para os grupos que compreendiam tecidos dentários, foi realizada através de tabelas, gráficos, estatística descritiva (média e desvio-padrão) e os testes não-paramétricos de Friedmann e Kruskal-Wallis.

Para a comparação entre as espessuras, grupos de tratamento, sítios de leitura, e ainda, das leituras de um mesmo corpo-de-prova (estudo do erro) por serem dados pareados, foi utilizado o teste não-paramétrico de Friedmann. Este teste permite a comparação de dados resultantes de uma mesma amostra (dependente) submetido a tratamentos distintos. Para este caso o corpo-de-prova estudado é o controle de si mesmo.

Nas comparações entre as placas acrílicas foram utilizados os testes de Friedman e Kruskal-Wallis.

RESULTADOS

4 RESULTADOS

Primeiramente, realizou-se o teste não-paramétrico de Friedman para verificar se havia diferença significativa entre as leituras dos níveis de cinza, uma vez que foram realizadas por um mesmo operador em dias diferentes com um lapso de tempo de 15 dias entre a 1ª e a 2ª leitura, o mesmo ocorrendo entre a 2ª e a 3ª leitura (Tabelas 1, 2, 3 e 4).

ESTUDO DO ERRO

Tabela 1: Comparação das leituras dos níveis de cinza em dentes – Sítio mesial: Erro.

Comparação	n	Leitura 1 (em <i>pixels</i>)	Leitura 2 (em <i>pixels</i>)	Leitura 3 (em <i>pixels</i>)	p
Dentes Hígidos	10	184,50	184,13	185,20	0,29
Dentes Cavitados					
Espessura 2 mm	10	146,50	143,30	145,77	0,21
Espessura 3 mm	10	133,30	135,10	135,40	0,82
Espessura 4 mm	10	124,10	124,20	125,67	0,34
Resina Filtek™Z350					
Espessura 2 mm	10	189,27	188,80	189,97	0,61
Espessura 3 mm	10	187,23	186,63	186,90	0,98
Espessura 4 mm	10	192,73	194,10	194,73	0,97
Resina 4 Seasons					
Espessura 2 mm	10	202,07	200,90	201,27	0,15
Espessura 3 mm	10	202,57	201,07	202,30	0,18
Espessura 4 mm	10	208,83	208,83	208,10	0,61
Resina Filtek™Z250					
Espessura 2 mm	10	194,97	194,63	195,07	0,78
Espessura 3 mm	10	193,67	193,67	192,67	0,50
Espessura 4 mm	10	200,90	199,80	200,87	0,21

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que não existiu diferença significativa entre as leituras dos níveis de cinza realizadas no sítio mesial.

Tabela 2: Comparação das leituras dos níveis de cinza em dentes – Sítio oclusal: Erro.

Comparação	n	Leitura 1 (em <i>pixels</i>)	Leitura 2 (em <i>pixels</i>)	Leitura 3 (em <i>pixels</i>)	p
Dentes Hígidos	10	199,07	198,57	198,83	0,72
Dentes Cavitados					
Espessura 2 mm	10	189,00	188,27	189,17	0,25
Espessura 3 mm	10	186,07	185,87	186,57	0,57
Espessura 4 mm	10	175,63	176,13	175,97	0,58
Resina Filtek™Z350					
Espessura 2 mm	10	209,20	208,93	208,93	0,99
Espessura 3 mm	10	211,50	211,07	211,50	0,46
Espessura 4 mm	10	216,00	215,57	216,10	0,43
Resina 4 Seasons					
Espessura 2 mm	10	217,53	217,03	217,23	0,15
Espessura 3 mm	10	221,77	221,27	221,77	0,17
Espessura 4 mm	10	225,40	225,20	225,13	0,48
Resina Filtek™Z250					
Espessura 2 mm	10	212,03	211,87	211,47	0,15
Espessura 3 mm	10	214,43	214,37	214,53	0,81
Espessura 4 mm	10	218,30	217,53	217,77	0,22

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que não existiu diferença significativa entre as leituras dos níveis de cinza realizadas no sítio oclusal.

Tabela 3: Comparação das leituras dos níveis de cinza em dentes – Sítio distal: Erro.

Comparação	n	Leitura 1 (em <i>pixels</i>)	Leitura 2 (em <i>pixels</i>)	Leitura 3 (em <i>pixels</i>)	p
Dentes Hígidos	10	177,13	177,93	177,93	0,92
Dentes Cavitados					
Espessura 2 mm	10	177,13	177,93	177,93	0,92
Espessura 3 mm	10	141,93	141,33	140,53	0,84
Espessura 4 mm	10	133,57	133,50	134,27	0,79
Resina Filtek™Z350					
Espessura 2 mm	10	186,43	186,27	186,77	0,83
Espessura 3 mm	10	180,43	179,50	179,40	0,91
Espessura 4 mm	10	191,93	189,07	189,77	0,29
Resina 4 Seasons					
Espessura 2 mm	10	199,67	199,47	199,63	0,39
Espessura 3 mm	10	197,63	197,03	197,60	0,84
Espessura 4 mm	10	201,13	201,60	200,10	0,28
Resina Filtek™Z250					
Espessura 2 mm	10	193,17	193,33	192,47	0,53
Espessura 3 mm	10	188,13	188,00	188,67	0,58
Espessura 4 mm	10	191,57	191,33	192,17	0,33

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que não existiu diferença significativa entre as leituras dos níveis de cinza realizadas no sítio distal.

Tabela 4: Comparação das leituras dos níveis de cinza nas placas acrílicas:
Erro.

Comparação	n	Leitura 1 (em <i>pixels</i>)	Leitura 2 (em <i>pixels</i>)	Leitura 3 (em <i>pixels</i>)	p
Resina Filtek™Z350					
Espessura 2 mm	10	140,80	140,47	140,73	0,83
Espessura 3 mm	10	164,46	163,40	163,97	0,06
Espessura 4 mm	10	179,83	179,90	180,07	0,89
Resina 4 Seasons					
Espessura 2 mm	10	159,67	159,67	159,43	0,97
Espessura 3 mm	10	184,90	185,00	185,03	0,98
Espessura 4 mm	10	200,23	200,20	200,43	0,97
Resina Filtek™Z250					
Espessura 2 mm	10	163,43	162,97	163,30	0,73
Espessura 3 mm	10	182,77	182,93	183,00	0,79
Espessura 4 mm	10	195,20	195,47	195,33	0,79

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que não existiu diferença significativa entre as leituras dos níveis de cinza realizadas para as resinas compostas nas placas acrílicas.

COMPARAÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA ENTRE OS SÍTIOS DE LEITURA MESIAL, OCLUSAL E DISTAL

Tabela 5: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Dentes Hígidos.

Sítios de leitura	n	Média (em pixels)	Desvio-padrão	Rank Médio	p
Dentes Hígidos					
Mesial	10	184,611	10,200	1,70 ^B	0,000
Oclusal	10	198,822	1,959	3,00 ^A	
Distal	10	177,667	6,063	1,30 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que existiu diferença significativa dos níveis de cinza entre os sítios de leitura. Observou-se que o sítio oclusal apresentou valores médios, em níveis de cinza, significativamente superiores aos valores encontrados nos sítios mesial e distal, que não diferiram entre si ($p=0,000$).

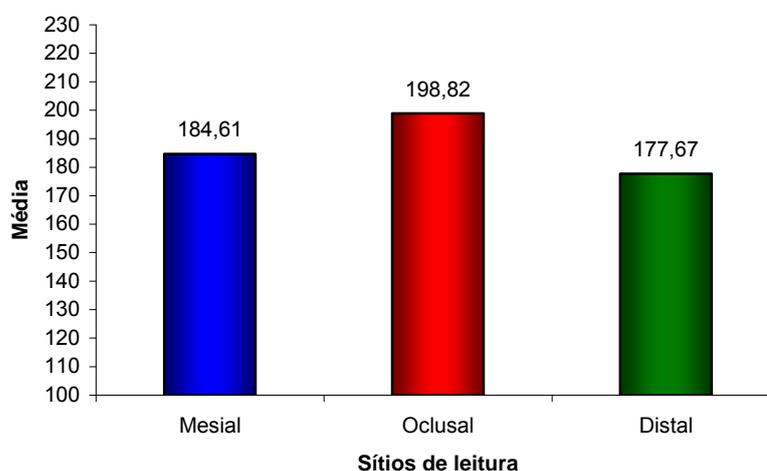


Gráfico 1: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Dentes Hígidos.

Tabela 6: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 2mm.

Sítios de leitura	n	Média (em pixels)	Desvio-padrão	Rank Médio	p	
Dentes Cavitados						
G2	Mesial	10	145,19	17,30	1,50 ^B	0,001
	Oclusal	10	188,81	2,78	3,00 ^A	
	Distal	10	141,27	10,40	1,50 ^B	
Filtek™Z350						
G3	Mesial	10	189,34	4,39	1,60 ^B	0,001
	Oclusal	10	209,02	1,22	3,00 ^A	
	Distal	10	186,49	4,51	1,40 ^B	
4Seasons®						
G4	Mesial	10	201,41	3,03	1,70 ^B	0,000
	Oclusal	10	217,27	1,17	3,00 ^A	
	Distal	10	199,59	1,75	1,30 ^B	
Filtek™Z250						
G5	Mesial	10	194,89	2,78	1,60 ^B	0,001
	Oclusal	10	211,79	0,93	3,00 ^A	
	Distal	10	192,99	2,66	1,40 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que existiu diferença significativa dos níveis de cinza entre os sítios de leitura para todas as comparações acima realizadas. Observou-se que o sítio de leitura oclusal apresentou valores médios, em níveis de cinza, significativamente superiores aos sítios de leitura mesial e distal, que não diferiram entre si.

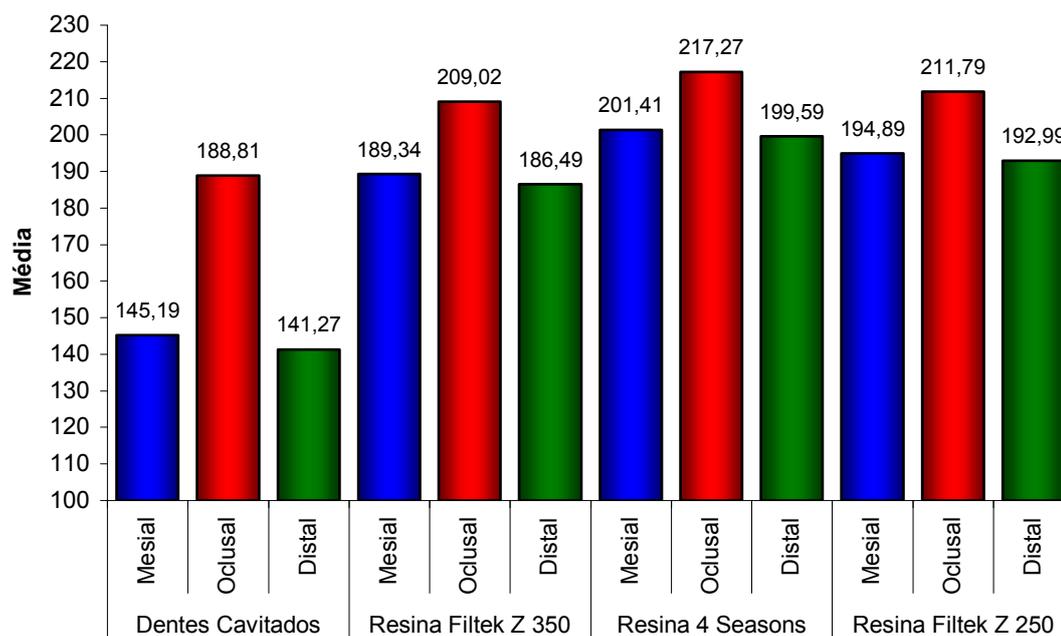


Gráfico 2: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 2mm.

Tabela 7: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 3mm.

Sítios de leitura	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio-padrão	Rank Médio	p	
Dentes Cavitados						
G6	Mesial	10	133,70	17,12	1,40 ^B	0,001
	Oclusal	10	186,17	2,53	3,00 ^A	
	Distal	10	133,78	11,03	1,60 ^B	
Filtek™Z350						
G7	Mesial	10	186,92	4,97	1,60 ^B	0,001
	Oclusal	10	211,36	0,87	3,00 ^A	
	Distal	10	179,78	7,85	1,40 ^B	
4Seasons®						
G8	Mesial	10	201,98	4,58	1,70 ^B	0,000
	Oclusal	10	221,60	0,64	3,00 ^A	
	Distal	10	197,42	4,90	1,30 ^B	
Filtek™Z250						
G9	Mesial	10	193,33	4,40	1,70 ^B	0,000
	Oclusal	10	214,44	0,79	3,00 ^A	
	Distal	10	188,27	4,18	1,30 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que existiu diferença significativa dos níveis de cinza entre os sítios de leitura para todas as comparações feitas acima. Observou-se que o sítio de leitura oclusal apresentou valores médios, em níveis de cinza, significativamente superiores aos valores médios dos sítios mesial e distal, que não diferiram entre si.

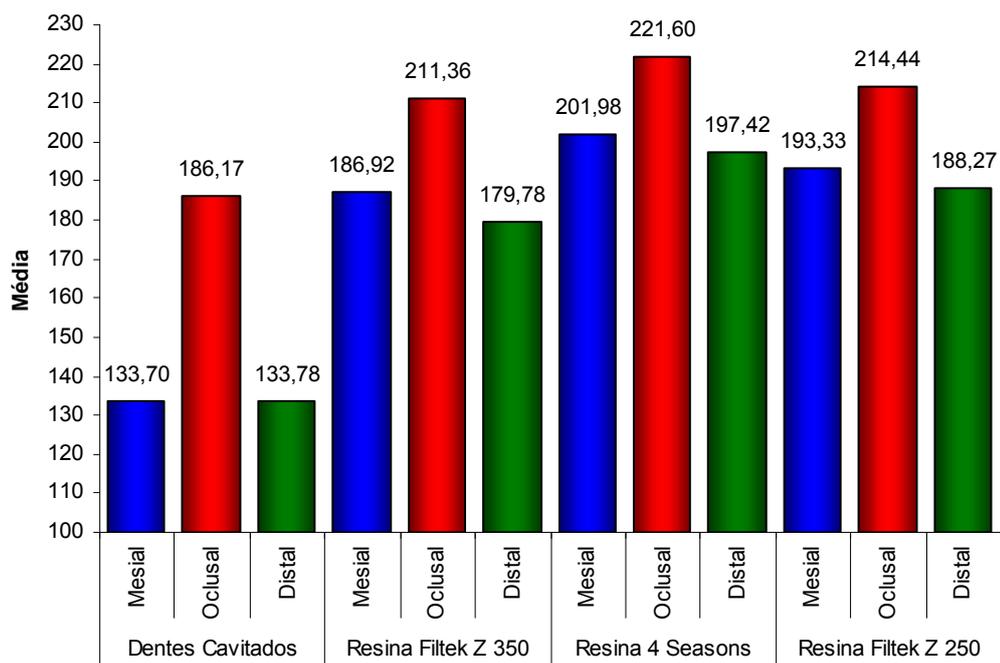


Gráfico 3: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 3mm.

Tabela 8: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 4mm.

Sítios de leitura	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio- padrão	Rank Médio	p	
Dentes Cavitados						
G10	Mesial	10	124,66	15,69	1,40 ^B	0,001
	Oclusal	10	175,91	2,96	3,00 ^A	
	Distal	10	122,03	6,33	1,60 ^B	
Filtek™Z350						
G11	Mesial	10	193,86	6,36	1,60 ^B	0,001
	Oclusal	10	215,89	1,12	3,00 ^A	
	Distal	10	190,26	5,60	1,40 ^B	
4Seasons®						
G12	Mesial	10	208,59	3,96	1,90 ^B	0,000
	Oclusal	10	225,24	0,68	3,00 ^A	
	Distal	10	200,94	5,65	1,10 ^C	
Filtek™Z250						
G13	Mesial	10	200,52	5,26	1,80 ^B	0,000
	Oclusal	10	217,87	1,09	3,00 ^A	
	Distal	10	191,69	6,37	1,20 ^C	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que existiu diferença significativa dos níveis de cinza entre os sítios de leitura para todas as comparações acima realizadas. Observou-se que, para os dentes cavitados e para a resina Filtek™Z350, o sítio de leitura oclusal apresentou valores, em níveis de cinza, significativamente superiores aos valores dos sítios de leitura mesial e distal, que não diferiram entre si ($p=0,001$). Para as resinas 4Seasons® e Filtek™Z250, observou-se que todos os sítios de leitura diferiram entre si onde o sítio de leitura oclusal apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido pelo sítio de leitura mesial e, por fim, pelo sítio de leitura distal, com os menores valores médios em níveis de cinza ($p=0,000$).

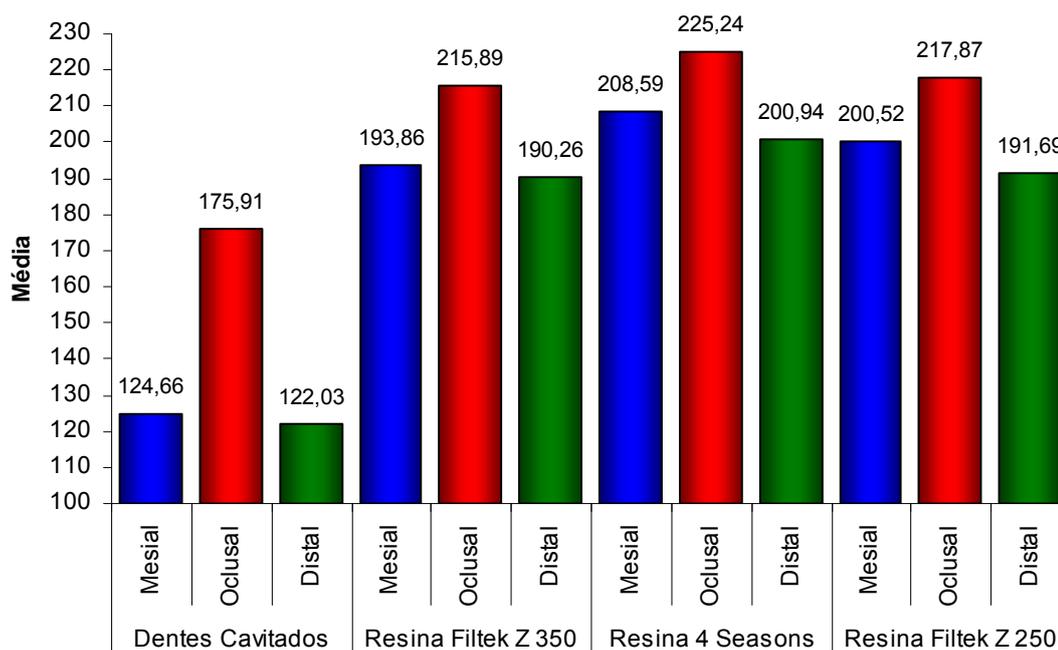


Gráfico 4: Comparação dos níveis de cinza entre os sítios de leitura - Espessura 4mm.

Resumo dos resultados:

Em relação à comparação dos sítios de leitura, verificou-se que o sítio de leitura oclusal apresentou os valores médios mais altos, em níveis de cinza, para todas as comparações em todas as espessuras. Na maioria das comparações, os sítios de leitura mesial e distal não apresentaram diferença significativa para os seus valores médios, com exceção da espessura de 4mm para as resinas 4Seasons® e Filtek™ Z250, nas quais todos os sítios de leitura diferiram entre si ($p=0,000$), observando-se que o sítio de leitura oclusal continuou apresentando os maiores valores médios, seguido pelo sítio de leitura mesial e, por fim, pelo sítio de leitura distal, com os menores valores médios.

O desvio-padrão do sítio de leitura oclusal apresentou-se bem inferior aos valores dos outros sítios.

COMPARAÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA ENTRE OS GRUPOS NÃO TRATADO E TRATADOS.

Tabela 9: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) - Sítio de leitura mesial.

	Grupo	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
1	Dentes Hígidos	10	184,61	10,20	2,30 ^D	0,000
2	Dentes Cavitados	10	145,19	17,30	1,00 ^E	
3	Filtek™Z350	10	189,34	4,39	2,70 ^C	
4	4Seasons®	10	201,41	3,03	5,00 ^A	
5	Filtek™Z250	10	194,89	2,78	4,00 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que todos os grupos diferiram significativamente entre si. Observou-se que o grupo 4 (4Seasons®, 2mm, mesial) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido em ordem decrescente, por estes grupos: grupo 5 (Filtek™Z250, 2mm, mesial), grupo 3 (Filtek™Z350, 2mm, mesial), grupo 1 (dentes hígidos, mesial) e por fim, grupo 2 (dentes cavitados, 2mm, mesial), com menores valores médios em níveis de cinza (p=0,000).

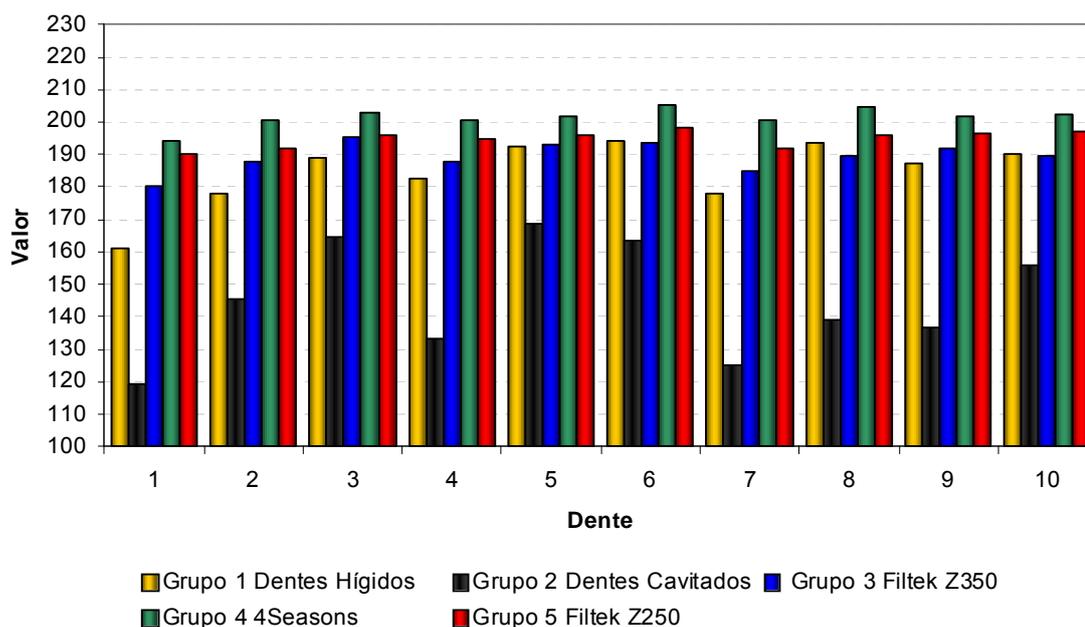


Gráfico 5: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) - Sítio de leitura mesial.

Tabela 10: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) - Sítio de leitura mesial.

Grupo	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
1 Dentes Hígidos	10	184,61	10,20	2,40 ^C	0,000
6 Dentes Cavitados	10	133,70	17,12	1,00 ^D	
7 Filtek™ Z350	10	186,92	4,97	2,60 ^C	
8 4Seasons®	10	201,98	4,58	5,00 ^A	
9 Filtek™ Z250	10	193,33	4,40	4,00 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que os grupos diferiram significativamente entre si. Observou-se que o grupo 8 (4Seasons®, 3mm, mesial) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido em ordem decrescente, por estes: grupo 9 (Filtek™ Z250, 3mm, mesial), grupo 1 (dentes hígidos, mesial) e grupo 7 (Filtek™ Z350, 3mm, mesial), que não diferiram entre si e, por fim, o grupo 6 (dentes cavitados, 3mm, mesial), com menores valores médios em níveis de cinza (p=0,000).

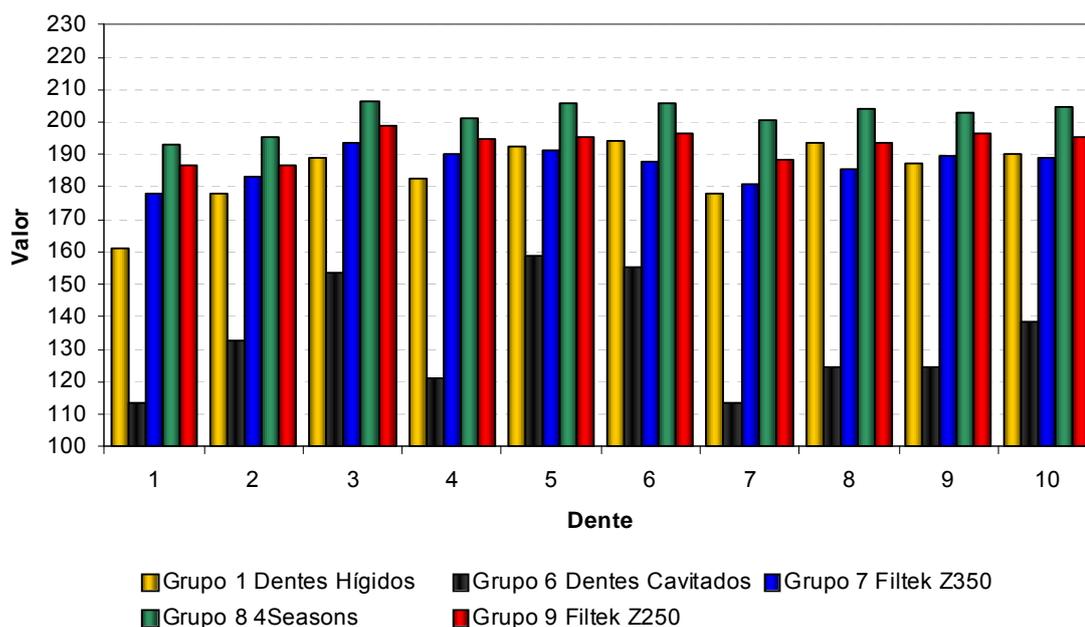


Gráfico 6: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) - Sítio de leitura mesial.

Tabela 11: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) - Sítio de leitura mesial.

Grupo	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
1 Dentes Hígidos	10	184,61	10,20	2,10 ^D	0,000
10 Dentes Cavitados	10	124,66	15,66	1,00 ^E	
11 Filtek™Z350	10	193,86	6,36	2,90 ^C	
12 4Seasons®	10	208,59	3,96	5,00 ^A	
13 Filtek™Z250	10	200,52	5,26	4,00 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que todos os grupos diferiram significativamente entre si. Observou-se que o grupo 12 (4Seasons®, 4mm, mesial) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido em ordem decrescente, por estes: grupo 13 (Filtek™Z250, 4mm, mesial), grupo 11 (Filtek™Z350, 4mm, mesial), grupo 1 (dentes hígidos, mesial) e, por fim, com os menores valores médios em níveis de cinza, o grupo 10 (dentes cavitados, 4mm, mesial), (p=0,000).

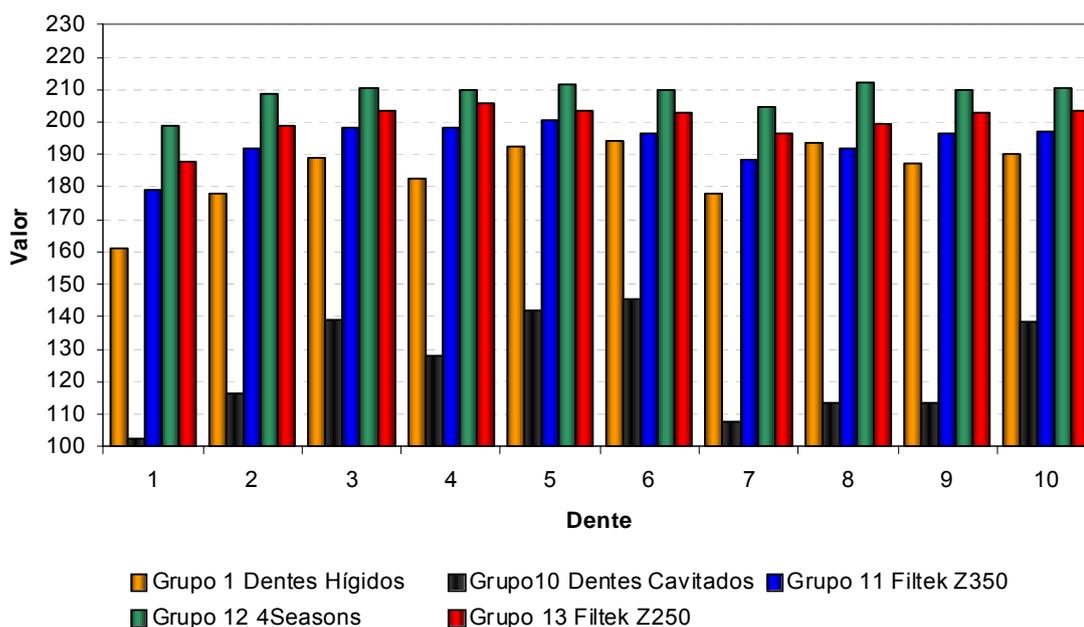


Gráfico 7: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) - Sítio de leitura mesial.

Tabela 12: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) - Sítio de leitura oclusal.

Grupo	n	Média (em pixels)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
1 Dentes Hígidos	10	198,82	1,96	2,00 ^D	0,000
2 Dentes Cavitados	10	188,81	2,78	1,00 ^E	
3 Filtek™ Z350	10	209,02	1,22	3,00 ^C	
4 4Seasons®	10	217,27	1,17	5,00 ^A	
5 Filtek™ Z250	10	211,79	0,93	4,00 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que todos os grupos diferiram significativamente entre si. Observou-se que o grupo 4 (4Seasons®, 2mm, oclusal) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido em ordem decrescente, pelos grupos: grupo 5 (Filtek™ Z250, 2mm, oclusal), grupo 3 (Filtek™ Z350, 2mm, oclusal), grupo 1 (dentes hígidos, oclusal) e, por fim, o grupo 2 (dentes cavitados, 2mm, oclusal), com menores valores médios em níveis de cinza (p=0,000).

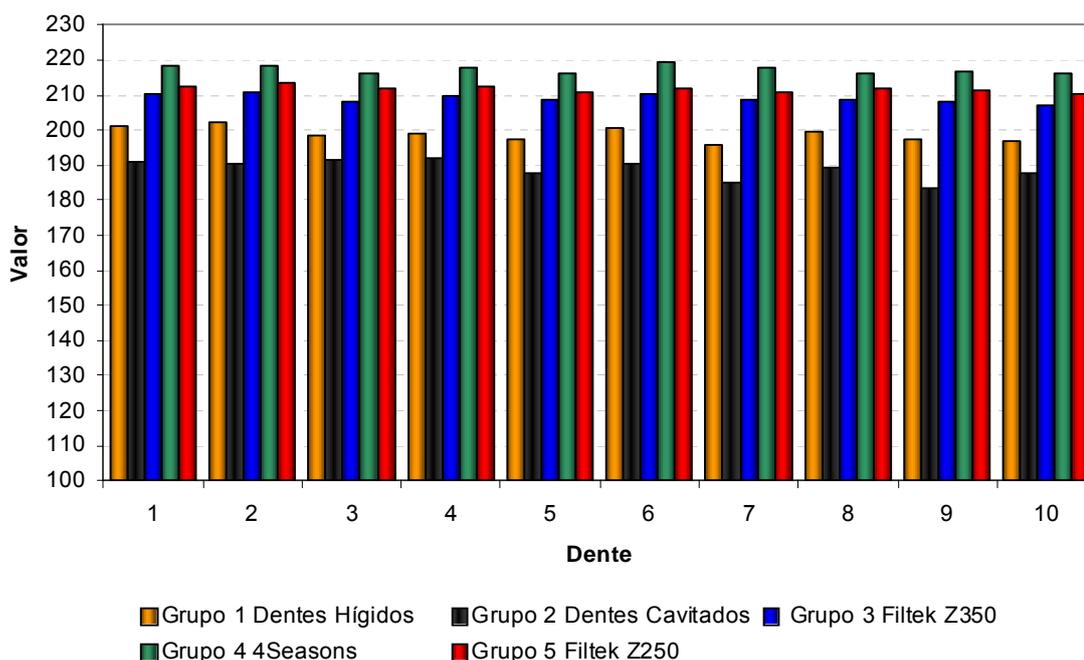


Gráfico 8: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) - Sítio de leitura oclusal.

Tabela 13: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) - Sítio de leitura oclusal.

Grupo	n	Média (em pixels)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
1 Dentes Hígidos	10	198,82	1,96	2,00 ^D	0,000
6 Dentes Cavitados	10	186,17	2,53	1,00 ^E	
7 Filtek™Z350	10	211,36	0,87	3,00 ^C	
8 4Seasons®	10	221,60	0,64	5,00 ^A	
9 Filtek™Z250	10	214,44	0,79	4,00 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que todos os grupos diferiram significativamente entre si. Observou-se que o grupo 8 (4Seasons®, 3mm, oclusal) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido em ordem decrescente, pelos grupos 9 (Filtek™Z250, 3mm, oclusal), grupo 7 (Filtek™Z350, 3mm, oclusal), grupo 1 (dentes hígidos, oclusal) e, por fim, com os menores valores médios em níveis de cinza, o grupo 6 (dentes cavitados, 3mm, oclusal), (p=0,000).

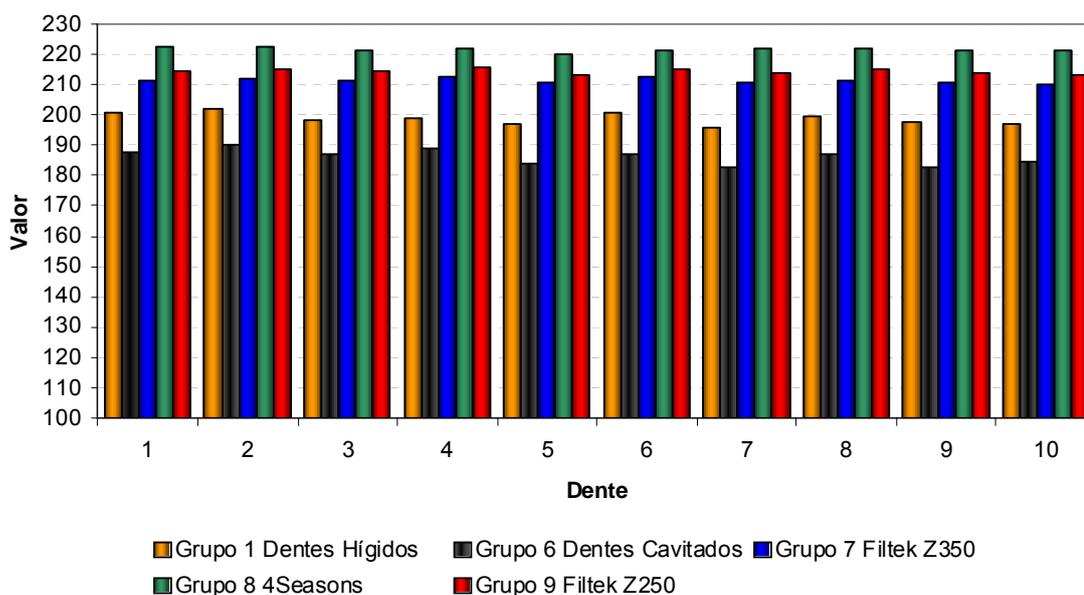


Gráfico 9: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) - Sítio de leitura oclusal.

Tabela 14: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) - Sítio de leitura oclusal.

Grupo	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
1 Dentes Hígidos	10	198,82	1,96	2,00 ^D	0,000
10 Dentes Cavitados	10	175,91	2,96	1,00 ^E	
11 Filtek™Z350	10	215,89	1,12	3,00 ^C	
12 4Seasons®	10	225,24	0,68	5,00 ^A	
13 Filtek™Z250	10	217,87	1,09	4,00 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que todos os grupos diferiram significativamente entre si. Observou-se que o grupo 12 (4Seasons®, 4mm, oclusal) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido pelos grupos: grupo 13 (Filtek™Z250, 4mm, oclusal), grupo 11 (Filtek™Z350, 4mm, oclusal), grupo 1 (dentes hígidos, oclusal) e, por fim, o grupo 10 (dentes cavitados, 4mm, oclusal), com menores valores médios em níveis de cinza ($p=0,000$).

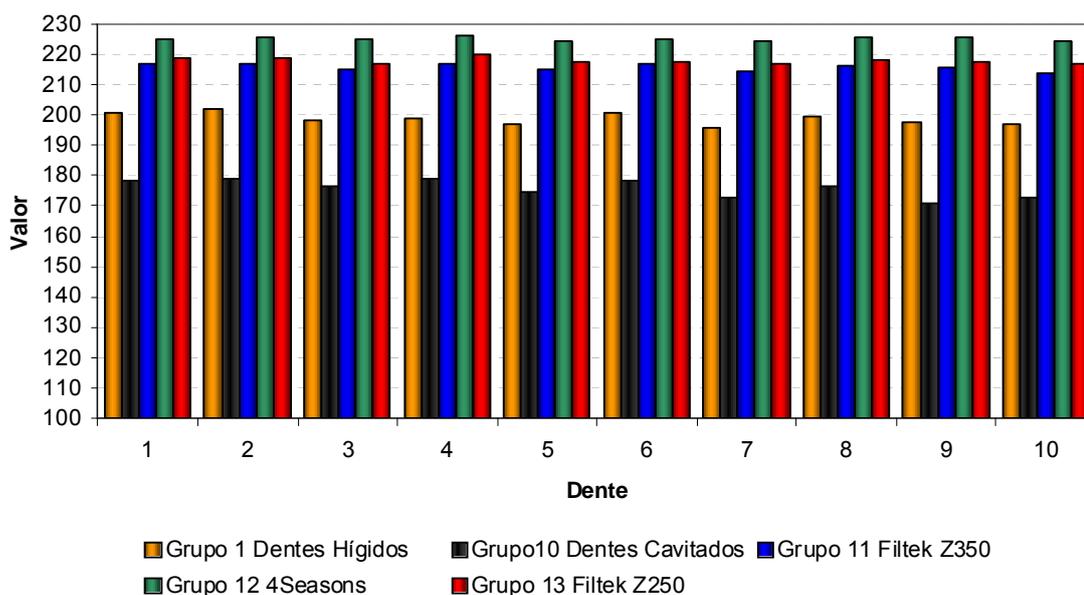


Gráfico 10: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) - Sítio de leitura oclusal.

Tabela 15: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) - Sítio de leitura distal.

Grupo	n	Média (em pixels)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
1 Dentes Hígidos	10	177,67	6,06	2,00 ^D	0,000
2 Dentes Cavitados	10	141,27	10,40	1,00 ^E	
3 Filtek™Z350	10	186,49	4,51	3,00 ^C	
4 4Seasons®	10	199,59	1,75	5,00 ^A	
5 Filtek™Z250	10	192,99	2,66	4,00 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que todos os grupos diferiram significativamente entre si. Observou-se que o grupo 4 (4Seasons®, 2mm, distal) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido em ordem decrescente, por estes: grupo 5 (Filtek™Z250, 2mm, distal), grupo 3 (Filtek™Z350, 2mm, distal), grupo 1 (dentes hígidos, distal) e, por fim, o grupo 2 (dentes cavitados, 2mm, distal), com menores valores médios em níveis de cinza ($p=0,000$).

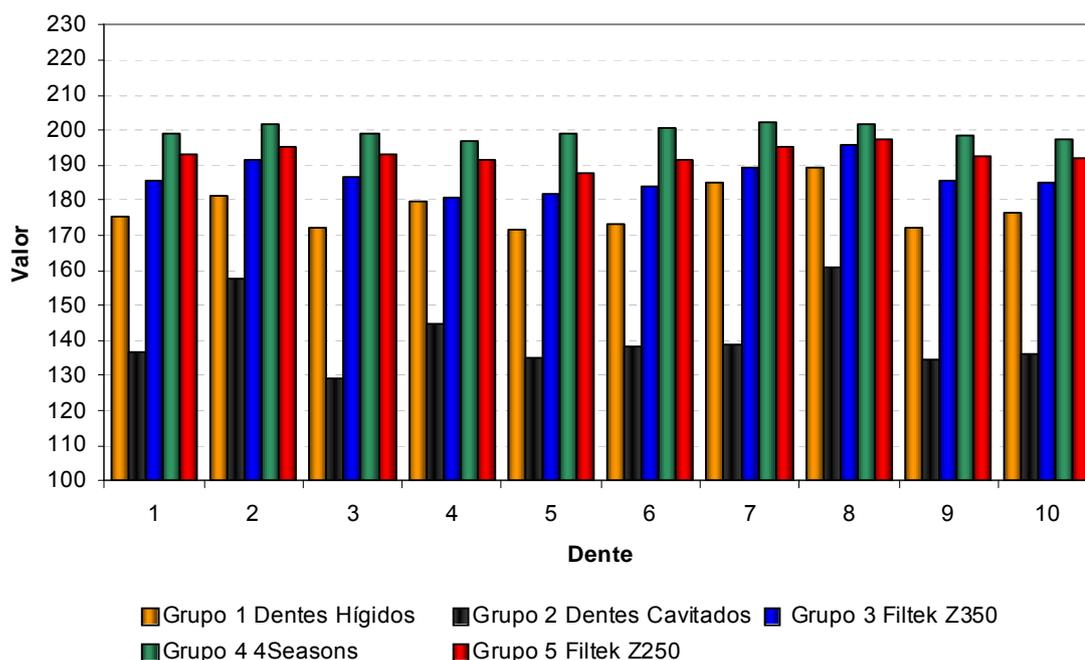


Gráfico 11: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 2mm) - Sítio de leitura distal.

Tabela 16: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) - Sítio de leitura distal.

Grupo	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
1 Dentes Hígidos	10	177,67	6,06	2,30 ^C	0,000
6 Dentes Cavitados	10	133,78	11,03	1,00 ^D	
7 Filtek™Z350	10	179,78	7,85	2,80 ^C	
8 4Seasons®	10	197,42	4,90	5,00 ^A	
9 Filtek™Z250	10	188,27	4,18	3,90 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que os grupos diferiram significativamente entre si. Observou-se que o grupo 8 (4Seasons®, 3mm, distal) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido em ordem decrescente, por estes: grupo 9 (Filtek™Z250, 3mm, distal), grupo 1 (dentes hígidos, distal) e grupo 7 (Filtek™Z350, 3mm, distal), que não diferiram entre si e, por fim, o grupo 6 (dentes cavitados, 3mm, distal), com menores valores médios em níveis de cinza (p=0,000).

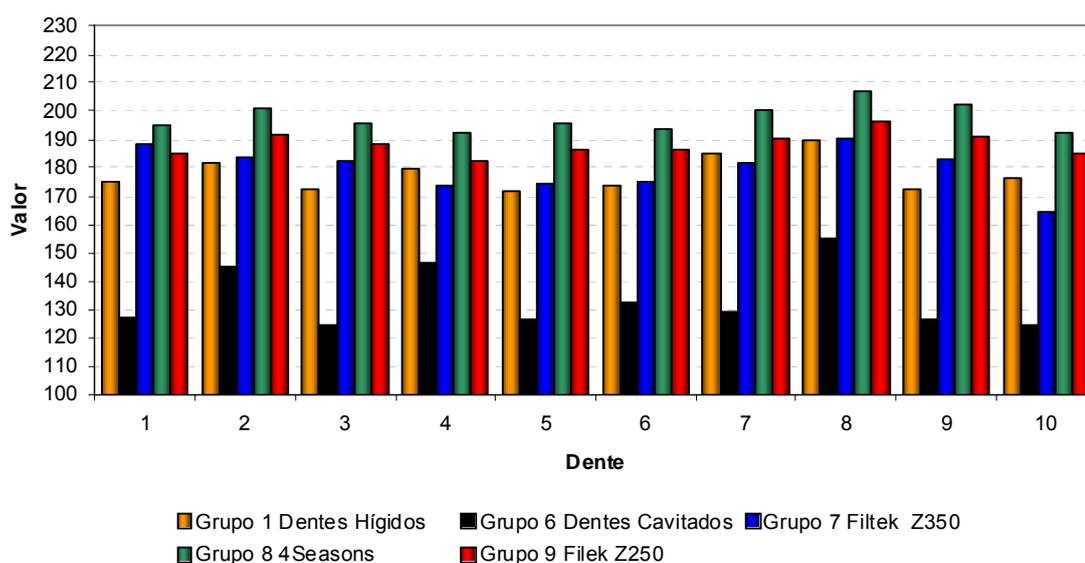


Gráfico 12: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 3mm) - Sítio de leitura distal.

Tabela 17: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) - Sítio de leitura distal.

Grupo	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
1 Dentes Hígidos	10	177,67	6,06	2,10 ^C	0,000
10 Dentes Cavitados	10	122,03	6,33	1,00 ^D	
11 Filtek™Z350	10	190,26	5,60	3,20 ^B	
12 4Seasons®	10	200,94	5,65	5,00 ^A	
13 Filtek™Z250	10	191,69	6,37	3,70 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que os grupos diferiram significativamente entre si. Observou-se que o grupo 12 (4Seasons®, 4mm, distal) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido em ordem decrescente, por estes: grupo 13 (Filtek™Z250, 4mm, distal) e grupo 11 (Filtek™Z350, 4mm, distal), que não diferiram entre si e, em seguida, o grupo 1 (dentes hígidos, distal); por fim, o grupo 10 (dentes cavitados, 4mm, distal), com menores valores médios em níveis de cinza (p=0,000).

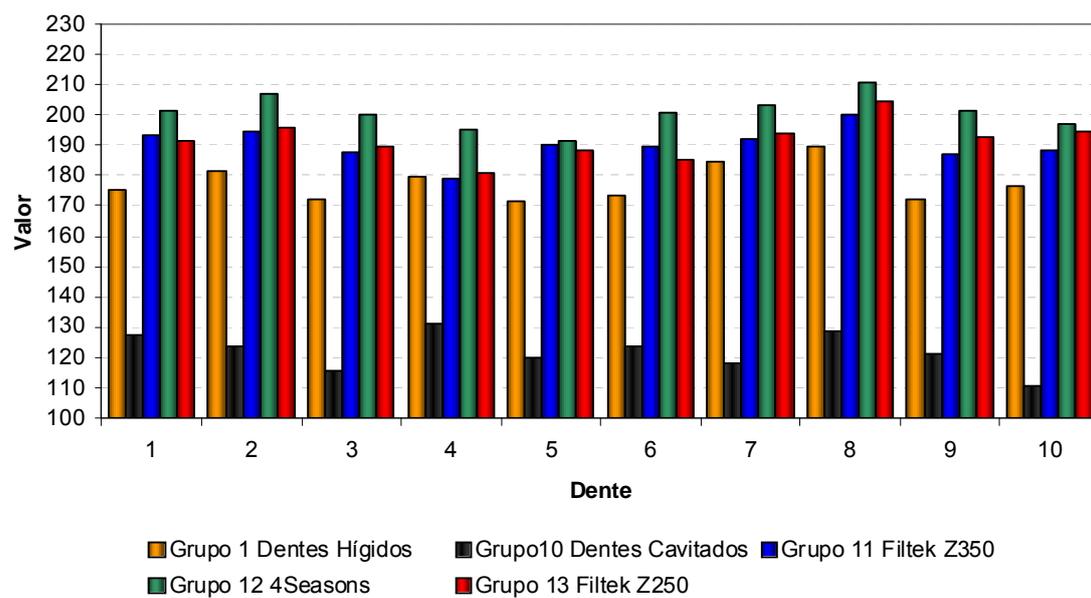


Gráfico 13: Comparação dos níveis de cinza entre os grupos (dentes hígidos x dentes tratados na espessura de 4mm) - Sítio de leitura distal.

COMPARAÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA ENTRE AS ESPESSURAS

Tabela 18: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras – Sítio de leitura mesial.

Grupos	Comparações	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
Dentes Cavitados						
1	Dentes Hígidos	10	184,61	10,20	4,00 ^A	0,000
2	Dentes Cavitados 2 mm	10	145,19	17,30	3,00 ^B	
6	Dentes Cavitados 3 mm	10	133,70	17,12	1,90 ^C	
10	Dentes Cavitados 4 mm	10	124,66	15,69	1,10 ^D	
Filtek™Z350						
1	Dentes Hígidos	10	184,61	10,20	1,80 ^C	0,001
3	2 mm	10	189,34	4,39	2,70 ^B	
7	3 mm	10	186,92	4,97	1,70 ^C	
11	4 mm	10	193,86	6,36	3,80 ^A	
4Seasons®						
1	Dentes Hígidos	10	184,61	10,20	1,00 ^C	0,000
4	2 mm	10	201,41	3,03	2,30 ^B	
8	3 mm	10	201,98	4,58	2,70 ^B	
12	4 mm	10	208,59	3,96	4,00 ^A	
Filtek™Z250						
1	Dentes Hígidos	10	184,61	10,20	1,00 ^D	0,000
5	2 mm	10	194,89	2,78	2,90 ^B	
9	3 mm	10	193,33	4,40	2,20 ^C	
13	4 mm	10	200,52	5,26	3,90 ^A	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que existiu diferença significativa entre as espessuras nas comparações acima realizadas. Observou-se que, para os dentes cavitados e resina Filtek™Z250, todas as espessuras diferiram entre si ($p=0,000$), onde:

Na comparação entre os dentes hígidos e cavitados, os dentes hígidos apresentaram valores, em níveis de cinza, superiores a qualquer um dos grupos de

dentes cavitados, seguidos, em ordem decrescente, pelos grupos de dentes cavitados nas espessuras de 2mm, 3mm e 4mm, apresentando a última os menores valores médios em níveis de cinza ($p=0,000$).

Para a resina Filtek™Z350, observou-se que os maiores valores médios em níveis de cinza encontraram-se na espessura de 4mm, seguida em ordem decrescente, pelas espessuras de 2mm e, por fim, apresentando os menores valores médios em níveis de cinza, a espessura de 3mm, que não diferiu dos dentes hígidos em valores médios em níveis de cinza ($p=0,001$).

Para a resina 4Seasons®, os maiores valores médios em níveis de cinza encontraram-se na espessura de 4mm, seguida em ordem decrescente, pelas espessuras de 2mm e 3mm, que não diferiram entre si e, por último, pelos dentes hígidos, que apresentaram os menores valores médios em níveis de cinza ($p=0,000$).

Para a resina Filtek™Z250, verificou-se que os maiores valores médios em níveis de cinza encontraram-se na espessura 4mm, seguida em ordem decrescente, pelas espessuras de 2mm e 3mm e, por fim, apresentando os menores valores médios em níveis de cinza, os dentes hígidos ($p=0,000$).

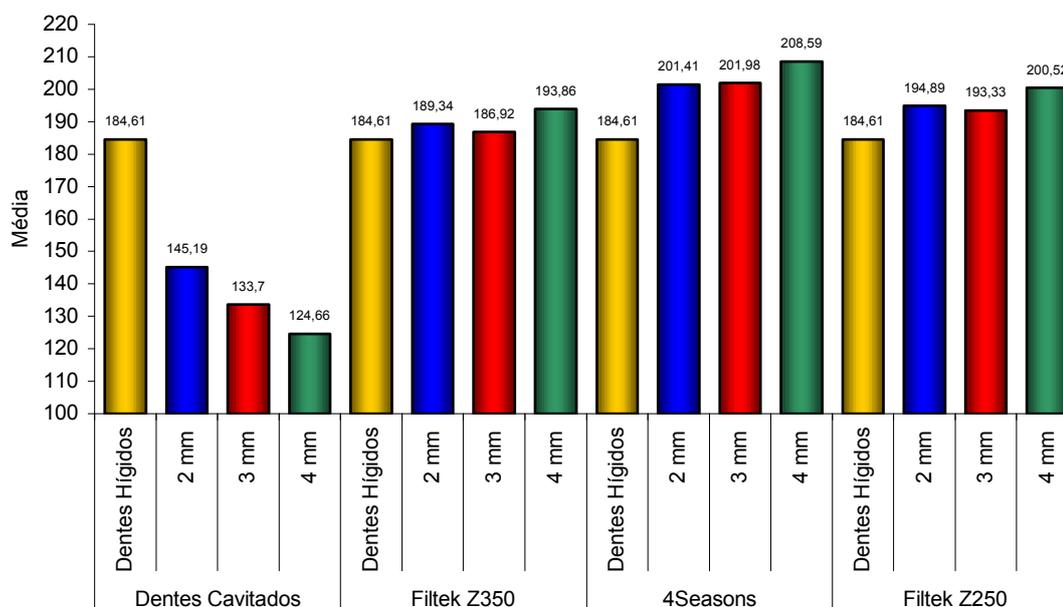


Gráfico 14: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras - Sítio de leitura mesial.

Tabela 19: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras – Sítio de leitura oclusal.

Grupos	Comparações	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
Dentes Cavitados						
1	Dentes Hígidos	10	198,82	1,96	4,00 ^A	0,000
2	Dentes Cavitados 2 mm	10	188,81	2,78	3,00 ^B	
6	Dentes Cavitados 3 mm	10	186,17	2,53	2,00 ^C	
10	Dentes Cavitados 4 mm	10	175,91	2,96	1,00 ^D	
Filtek™Z350						
1	Dentes Hígidos	10	198,82	1,96	1,00 ^D	0,000
3	2 mm	10	209,02	1,22	2,00 ^C	
7	3 mm	10	211,36	0,87	3,00 ^B	
11	4 mm	10	215,89	1,12	4,00 ^A	
4Seasons®						
1	Dentes Hígidos	10	198,82	1,96	1,00 ^D	0,000
4	2 mm	10	217,27	1,17	2,00 ^C	
8	3 mm	10	221,60	0,64	3,00 ^B	
12	4 mm	10	225,24	0,68	4,00 ^A	
Filtek™Z250						
1	Dentes Hígidos	10	198,82	1,96	1,00 ^D	0,000
5	2 mm	10	211,79	0,93	2,00 ^C	
9	3 mm	10	214,44	0,79	3,00 ^B	
13	4 mm	10	217,87	1,09	4,00 ^A	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que existiu diferença significativa entre as espessuras para todas as comparações feitas acima ($p=0,000$).

Na comparação entre os dentes hígidos e cavitados, os dentes hígidos apresentaram valores médios, em níveis de cinza, superiores a qualquer um dos grupos de dentes cavitados, seguidos, em ordem decrescente, pelos grupos de dentes cavitados nas espessuras de 2mm, 3mm e 4mm, tendo a última apresentado os menores valores médios em níveis de cinza ($p=0,000$).

Para as resinas Filtek™Z350, 4Seasons® e Filtek™Z250, os maiores valores médios em níveis de cinza encontraram-se na espessura de 4mm seguida, em ordem decrescente, pelas espessuras de 3mm e 2mm, e os menores valores médios em níveis de cinza são apresentados pelo grupo de dentes hígidos ($p=0,000$).

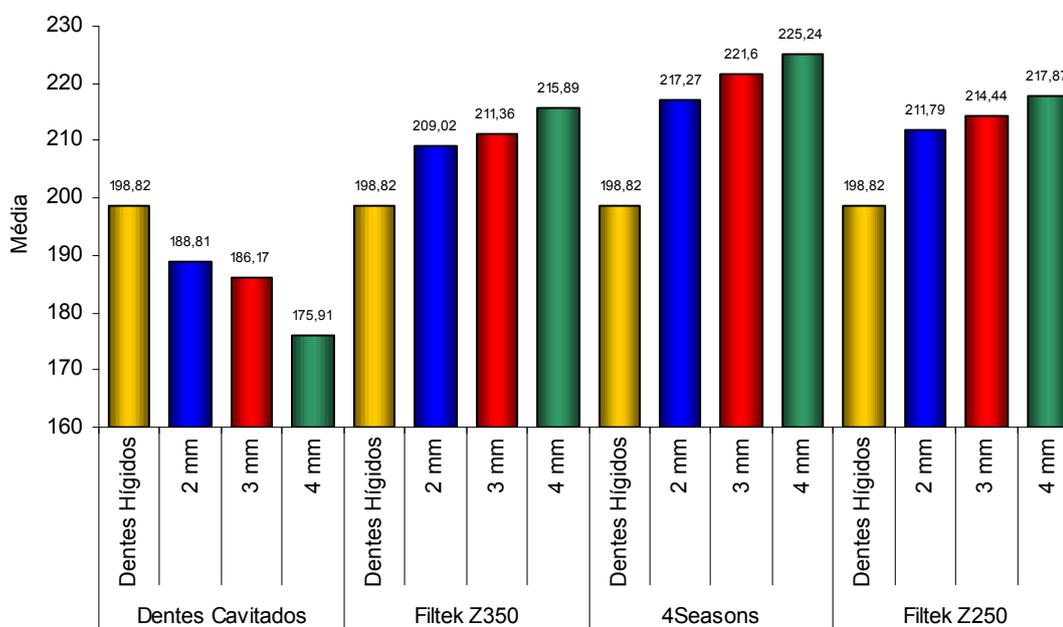


Gráfico 15: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras - Sítio de leitura oclusal.

Tabela 20: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras – Sítio de leitura distal.

Grupos	Comparações	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio- padrão	Rank Médio	p
Dentes Cavitados						
1	Dentes Hígidos	10	177,67	6,06	4,00 ^A	0,000
2	Dentes Cavitados 2 mm	10	141,27	10,40	2,90 ^B	
6	Dentes Cavitados 3 mm	10	133,78	11,03	2,10 ^C	
10	Dentes Cavitados 4 mm	10	122,03	6,33	1,00 ^D	
Filtek™Z350						
1	Dentes Hígidos	10	177,67	6,06	1,40 ^C	0,000
3	2 mm	10	186,49	4,51	3,00 ^B	
7	3 mm	10	179,78	7,85	1,80 ^C	
11	4 mm	10	190,26	5,60	3,80 ^A	
4Seasons®						
1	Dentes Hígidos	10	177,67	6,06	1,00 ^C	0,000
4	2 mm	10	199,59	1,75	3,10 ^{AB}	
8	3 mm	10	197,42	4,90	2,40 ^B	
12	4 mm	10	200,94	5,65	3,50 ^A	
Filtek™Z250						
1	Dentes Hígidos	10	177,67	6,06	1,00 ^C	0,000
5	2 mm	10	192,99	2,66	3,60 ^A	
9	3 mm	10	188,27	4,18	2,20 ^B	
13	4 mm	10	191,69	6,37	3,20 ^A	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que existiu diferença significativa entre as espessuras para as comparações acima realizadas ($p=0,000$).

Na comparação entre os dentes hígidos e cavitados, os dentes hígidos apresentaram valores médios, em níveis de cinza, superiores a qualquer um dos grupos de dentes cavitados, seguidos, em ordem decrescente, pelos grupos de dentes cavitados nas espessuras de 2mm, 3mm e 4mm, esta última apresentando os menores valores médios em níveis de cinza ($p=0,000$).

Para a resina Filtek™Z350, observou-se que os maiores valores médios em níveis de cinza encontraram-se na espessura de 4mm, seguida em ordem decrescente, pelas espessuras de 2mm e 3mm, as quais diferiram entre si, sendo que esta última não diferiu dos dentes hígidos em valores médios em níveis de cinza ($p=0,000$).

Para a resina 4Seasons®, os maiores valores médios em níveis de cinza encontraram-se na espessura de 4mm e os menores valores na espessura de 3mm. A espessura de 2mm não apresentou diferença significativa quando comparada às outras espessuras das restaurações (4mm e 3mm). As espessuras de todas as restaurações apresentaram valores médios, em níveis de cinza, superiores aos valores do grupo de dentes hígidos ($p=0,000$).

Para a resina Filtek™Z250, os maiores valores médios, em níveis de cinza encontraram-se nas espessuras 2mm e 4mm, que não diferiram entre si, e os menores valores encontraram-se na espessura de 3mm, mas, estes valores ainda foram superiores aos valores médios, em níveis de cinza, quando comparados aos do grupo de dentes hígidos ($p=0,000$).

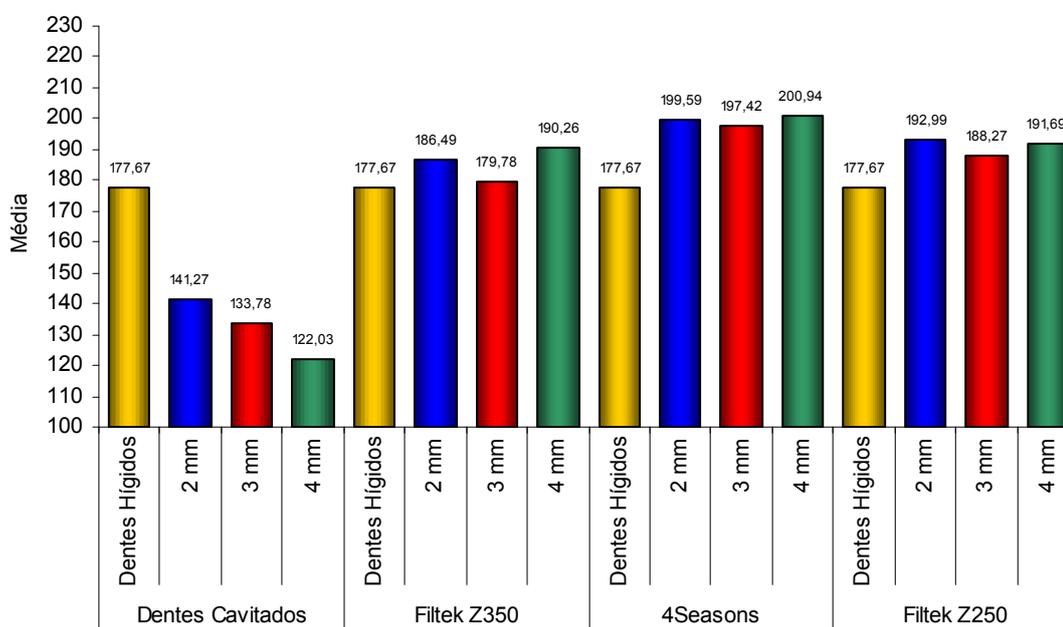


Gráfico 16: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras - Sítio de leitura distal.

**COMPARAÇÃO DOS NÍVEIS DE CINZA ENTRE AS PLACAS ACRÍLICAS
(Resinas compostas sem influência de tecidos dentários)**

Tabela 21: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras para cada resina.

Comparação	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio-padrão	Rank Médio	p
Resina Filtek™Z350					
G14 - Espessura 2mm	10	140,67	1,36	5,50 ^C	0,000
G15 - Espessura 3mm	10	163,94	0,59	15,50 ^B	
G16 - Espessura 4mm	10	179,93	1,15	25,50 ^A	
Resina 4 Seasons®					
G14 - Espessura 2mm	10	159,59	1,87	5,50 ^C	0,000
G15 - Espessura 3mm	10	184,98	1,36	15,50 ^B	
G16 - Espessura 4mm	10	200,29	0,94	25,50 ^A	
Resina Filtek™Z250					
G14 - Espessura 2mm	10	163,23	1,02	5,50 ^C	0,000
G15 - Espessura 3mm	10	182,90	0,98	15,50 ^B	
G16 - Espessura 4mm	10	195,33	1,18	25,50 ^A	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis, verificou-se que existiu diferença significativa entre as espessuras. Observou-se que todas as espessuras diferiram significativamente entre si ($p=0,000$).

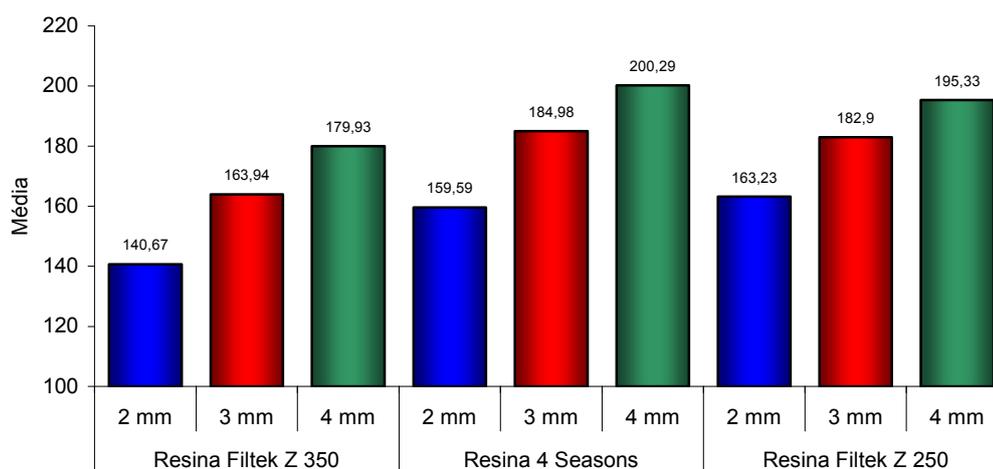


Gráfico 17: Comparação dos níveis de cinza entre as espessuras para cada resina.

Tabela 22: Comparação dos níveis de cinza entre as resinas para cada espessura.

Comparação	n	Média (em <i>pixels</i>)	Desvio-padrão	Rank Médio	p
Espessura 2mm – G14					
Resina Filtek™ Z350	10	140,67	1,36	1,00 ^C	0,000
Resina 4 Seasons®	10	159,59	1,87	2,20 ^B	
Resina Filtek™ Z250	10	163,23	1,02	2,80 ^A	
Espessura 3mm – G15					
Resina Filtek™ Z350	10	163,94	0,59	1,00 ^C	0,000
Resina 4 Seasons®	10	184,98	1,36	3,00 ^A	
Resina Filtek™ Z250	10	182,90	0,98	2,00 ^B	
Espessura 4mm – G16					
Resina Filtek™ Z350	10	179,93	1,15	1,00 ^C	0,000
Resina 4 Seasons®	10	200,29	0,94	3,00 ^A	
Resina Filtek™ Z250	10	195,33	1,18	2,00 ^B	

*Ranks seguidos de mesma letra não diferem entre si.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico de Friedman, verificou-se que existiu diferença significativa entre as espessuras. Observa-se que todas as resinas diferiram significativamente entre si ($p=0,000$).

Na espessura de 2mm, a resina composta Filtek™Z250 apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguida, em ordem decrescente pelas resinas 4Seasons® e Filtek™Z350. Já nas espessuras de 3mm e 4mm, a resina composta 4Seasons® passou a apresentar os maiores valores médios em níveis de cinza, seguida, em ordem decrescente de valores, pelas resinas Filtek™Z250 e Filtek™Z350 que, mais uma vez, apresentou os menores valores médios em níveis de cinza (p=0,000).

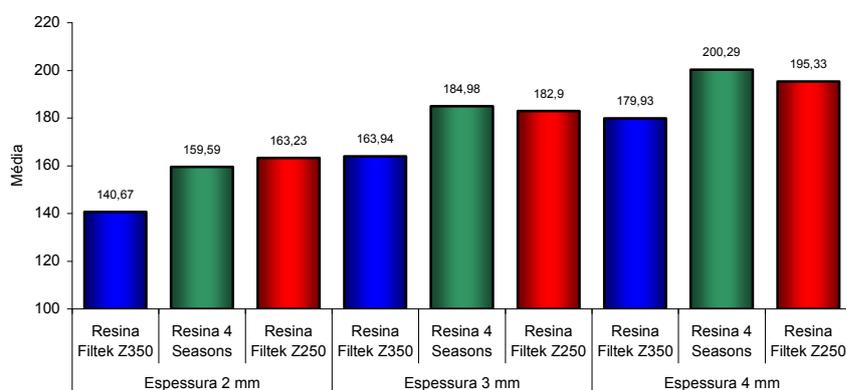


Gráfico 18: Comparação dos níveis de cinza entre as resinas para cada espessura.

PERCENTUAIS DE ELEMENTOS QUÍMICOS RESPONSÁVEIS PELA CARACTERÍSTICA DE RADIOPACIDADE PRESENTES EM CADA MATERIAL ESTUDADO

Tabela 23: Porcentagens dos elementos químicos presentes nas resinas compostas.

Elementos Químicos e Números Atômicos	Resinas		
	Filtek™Z350	4Seasons®	Filtek™Z250
O (8)	23,45	16,18	21,41
Al (13)	1,61	9,97	4,93
Si (14)	70,46	45,63	62,54
Ba (56)	4,48	27,50	11,12
Ca (20)	----	0,72	----

Observou-se que a resina composta 4Seasons® apresentou maiores concentrações do elemento químico com mais elevado número atômico, seguida pela resina composta Filtek™Z250 e, com as menores concentrações de elementos

com mais alto número atômico, a resina Filtek™Z350. Por sua vez, a resina composta Filtek™Z350 apresentou maiores concentrações de elementos com menor número atômico, seguida pela resina Filtek™Z250 e, por último, pela resina 4Seasons®, que apresentou menores concentrações dos elementos com mais baixo número atômico.

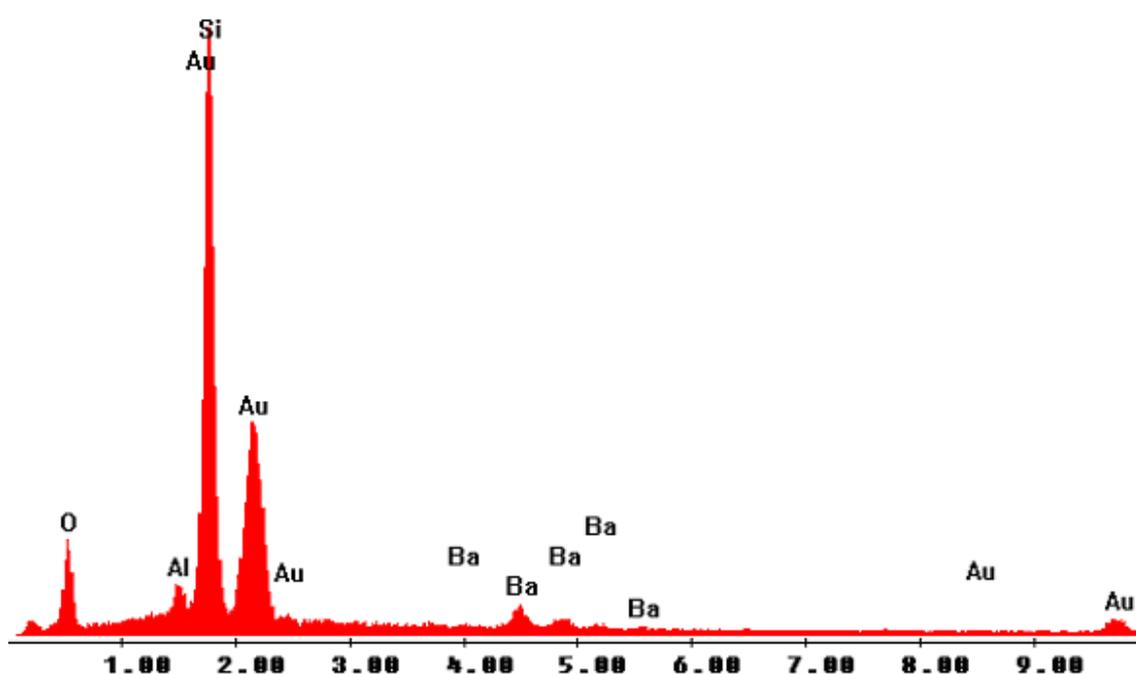


Gráfico 19: Espectro do EDS para os elementos químicos encontrados na resina Filtek™Z350.

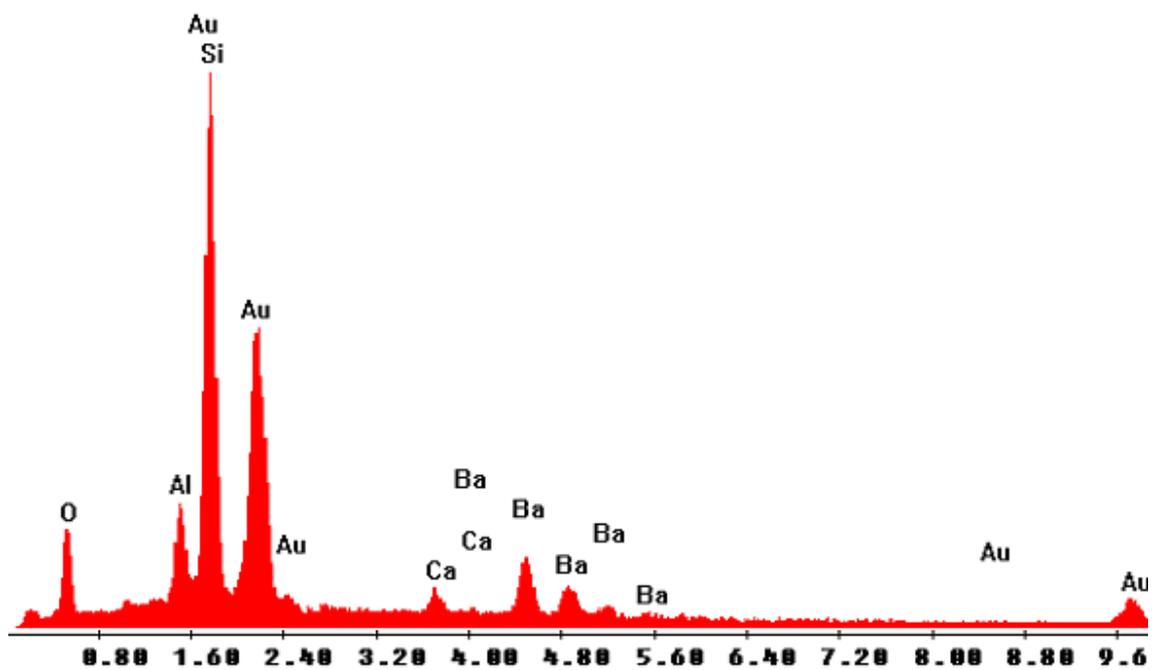


Gráfico 20: Espectro do EDS para os elementos químicos encontrados na resina 4Seasons®.

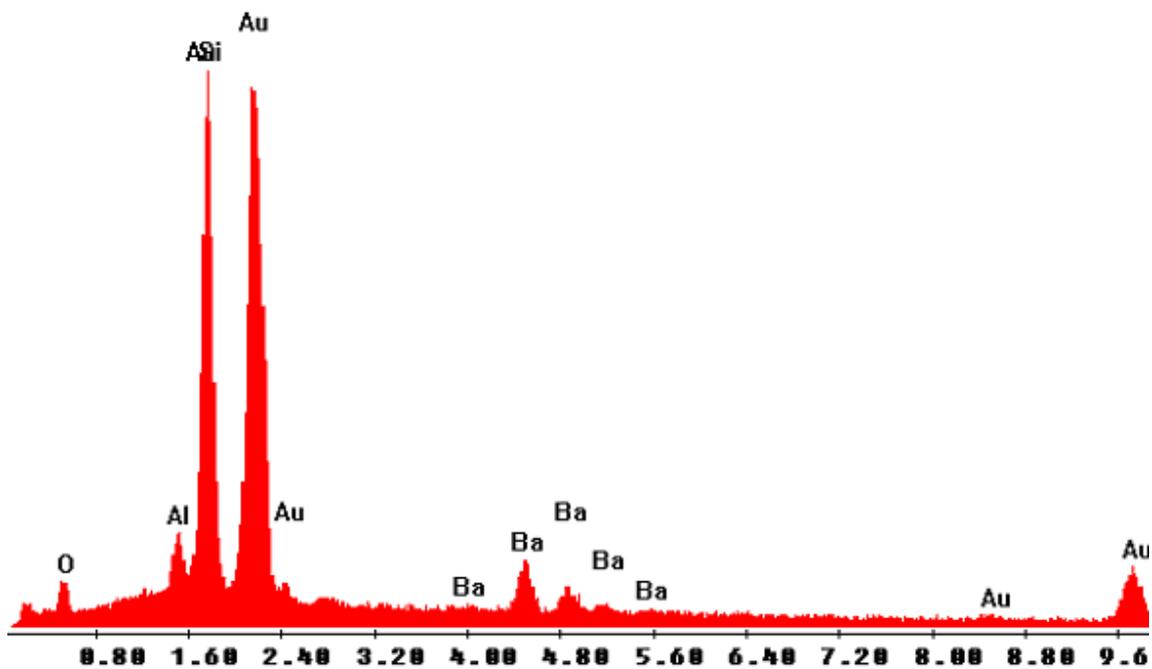


Gráfico 21: Espectro do EDS para os elementos químicos encontrados na resina Filtek™ Z250.

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

Desde 1968, restaurações classe II de resinas compostas têm sido promovidas pelos fabricantes desses materiais (CHRISTENSEN, 1998). Em 1977 a American Dental Association (A.D.A.) descreveu, na especificação nº 27, duas categorias de resinas para restauração direta, mas até o final da década de 70, não existia um material considerado aceitável para tais tipos de restauração. Em meados da década de 80, foram introduzidas resinas compostas com partículas de carga menores, acompanhadas de agentes adesivos melhorados, tornando uma realidade as restaurações classe II em resina composta (CHRISTENSEN, 1998). Durante décadas, as restaurações com compósitos vêm evoluindo como resultado do condicionamento ácido, do melhoramento dos componentes orgânicos e inorgânicos das resinas compostas, dos agentes de união e dos métodos de polimerização (HOSODA, YAMADA e INOKOSHI, 1990). As melhorias tecnológicas das resinas compostas têm aumentado a aceitação dessa classe de materiais por parte dos profissionais, particularmente nas restaurações de dentes posteriores (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION - COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1998). Existem vários métodos para classificação de resinas compostas como, por exemplo, pelo seu escoamento, método de polimerização e tamanho de partícula. Neste trabalho foram utilizadas 3 resinas compostas, que podem ser classificadas como: resina composta universal fotopolimerizável nanoparticulada (Filtek™Z350 - 3M ESPE), resina composta universal fotopolimerizável nanohíbrida (4Seasons® - Ivoclar Vivadent) e resina composta universal fotopolimerizável microhíbrida (Filtek™Z250 - 3M ESPE).

Não houve conflito de interesses neste trabalho. A escolha entre as resinas que compuseram a amostra deveu-se aos diferentes tipos de partículas que os materiais apresentavam em sua composição. Optou-se por duas resinas de um mesmo fabricante para pesquisar se haveria diferença entre elas e delas para o material de um segundo fabricante.

A ISO 4049 (2000) estabelece protocolos para determinação da radiopacidade de materiais dentários restauradores ou cimentantes baseados em resinas (polímeros). Contudo, muitos estudos não seguem essa metodologia, desenvolvendo versões modificadas do procedimento padrão como: Silveira et al.,

2000; Graziottin et al., 2001; Graziottin et al., 2002; Zanettini, Veeck e Costa, 2002; Pagnoncelli et al., 2003; Tagger e Katz, 2003; Sabbagh, Vreven e Leloup, 2004; Bianchi e Silva et al., 2005; Graziottin et al., 2005 e Gu et al., 2006. Este trabalho não teve o intuito de seguir tais protocolos, pois não buscou apenas analisar os níveis de cinza das resinas estudadas. Entretanto, apesar de ser um estudo *in vitro*, procurou analisá-las da forma que mais se aproximasse de uma situação clínica, buscando identificar a influência do remanescente dentário nos níveis de cinza dessas resinas compostas, juntamente com a simulação dos tecidos moles. Todavia, concordamos com Sabbagh, Vreven e Leloup (2004), em relação à necessidade de padronização da mensuração da radiopacidade utilizando-se técnicas de imagens digitais.

Autores como Tagger e Katz (2003) e Gu et al. (2006) pressupõem que os protocolos existentes para a determinação da radiopacidade dos materiais possam ser melhorados pela incorporação da radiografia digital. Sabbagh, Vreven e Leloup (2004) afirmaram em seu estudo que os valores dos níveis de cinza em *pixels* podem ser convertidos na equivalência em milímetros de alumínio usando-se um *software*. Desse modo, possibilitaria-se a utilização da imagem digital para as mensurações de radiopacidade dos materiais restauradores. Murchison, Charlton e Moore (1999) encontraram uma alta correlação inversa entre a transmissão densitométrica e a análise digital, enquanto Gürdal e Akdeniz (1998) afirmaram que a análise digital avaliou e classificou a radiopacidade das resinas compostas com maior eficácia que o densitômetro radiográfico convencional, o que demonstra a validade do novo método perante o tradicional. Além disso, o método tradicional com filme radiográfico, se não realizado cuidadosamente, pode produzir variações significantes na radiografia final (EL-MOWAFY, BROWN e McCOMB, 1991; EL-MOWAFY e BENMERGUI, 1994 e ISO 4049, 2000), comprometendo, dessa forma, os resultados nas leituras das densidades ópticas ou níveis de cinza.

A escolha da utilização da imagem digital neste trabalho deveu-se ao fato de esta tecnologia diminuir as variáveis correspondentes ao método tradicional (baseado em filmes radiográficos e no processamento) e às limitações visuais humanas (FARMAN e SCARFE, 1994; VERSTEEG, SANDERINK e VAN DER STELT, 1997 e SARMENTO, PRETTO e COSTA, 1999). Outro fator preponderante foi a grande repercussão que esta tecnologia está tendo nas diferentes áreas da Odontologia, uma vez que oferece um grande número de recursos e benefícios, tais

como: (1) diminuição da dose de radiação (GRÖNDAHL, 1992; SANDERINK, 1993; FARMAN e SCARFE, 1994; VERSTEEG, SANDERINK e VAN DER STELT, 1997; SARMENTO, PRETTO e COSTA, 1999 e WATANABE, 1999); (2) menor tempo de trabalho (GRÖNDAHL, 1992 e VERSTEEG, SANDERINK e VAN DER STELT, 1997); (3) dispensa de soluções químicas para o processamento radiográfico (FARMAN e SCARFE, 1994; VERSTEEG, SANDERINK e VAN DER STELT, 1997; SARMENTO, PRETTO e COSTA, 1999 e WATANABE, 1999); (4) possibilidade de trabalho em rede (transmissão de imagens) (WENZEL e FROVIN, 1988, KHADEMI, 1996 e WATANABE, 1999); (5) manipulação da imagem (controle de brilho e contraste, ampliação da imagem, inserir cores, 3D, inversão da imagem); (6) análise da imagem (determinação da densidade óptica, mensuração lineares e angulares, histogramas, gráficos de linhas) (WENZEL e FROVIN, 1988, GRÖNDAHL, 1992; SANDERINK, 1993; FARMAN e SCARFE, 1994; KHADEMI, 1996; VERSTEEG, SANDERINK e VAN DER STELT, 1997; SARMENTO, PRETTO e COSTA, 1999 e WATANABE, 1999).

Alguns pesquisadores (WILLIAMS e BILLINGTON, 1987; STANFORD et al. 1987; CURTIS JÚNIOR, VON FRAUNHOFER e FARMAN, 1990; WILLEMS et al., 1991; AKERBOOM et al., 1993) utilizaram, além do penetrômetro de alumínio, dentes humanos como padrão nas comparações de radiopacidade. Contudo, a radiopacidade de dentes humanos varia consideravelmente dependendo do indivíduo, idade, local e meio de armazenamento (WILLIAMS e BILLINGTON, 1987). Devido a isso, procurou-se limitar a amostra neste estudo, aos primeiros pré-molares superiores, por serem dentes comumente extraídos por indicação ortodôntica, o que facilitaria a sua aquisição; por apresentarem uma anatomia mais uniforme, o que tornaria mais fácil a padronização da amostra; por fim, por serem, dentre os dentes posteriores, os que apresentam uma maior exigência estética, indicando assim as restaurações com resinas compostas.

Armazenaram-se os grupos amostrais em água destilada à temperatura ambiente, realizando-se uma troca semanal até o final do estudo, tendo em vista que Fonseca et al. (2008) encontraram alterações na densidade óptica óssea, ao longo de 90 dias, em meios de armazenagem baseados em formalina a 10%. El-Mowafy e Benmergui (1994), estudando cimentos resinosos para cimentação de *inlays*, encontraram diferenças entre os meios de armazenamento a seco e úmido. Contudo, creditaram essas diferenças ao procedimento de processamento dos

filmes radiográficos utilizados naquele estudo (envelhecimento das soluções processadoras) e não à perda ou ganho de substância radiopaca em relação ao meio de armazenagem. Williams e Billington (1987) afirmaram que a estocagem prolongada dos dentes acarreta uma diminuição do grau de radiopacidade, devido a uma possível descalcificação do esmalte.

Como as imagens radiográficas dos dentes apresentam variados tons de cinza ao longo da imagem, foram escolhidos três sítios na coroa dentária para a coleta de dados: nas faixas de esmalte das faces proximais mesial e distal e na porção central da coroa dentária, abaixo da face oclusal, regiões que coincidem com o equador dentário. Também foram realizadas três leituras de cada um desses sítios, método utilizado em vários trabalhos (GÜRDAL e AKDENIZ, 1998; MAROUF e SIDHU, 1998; BOUSCHILICHER, COBB e BOYER, 1999; SANTOS et al., 1999; SILVEIRA et al., 2000; GRAZIOTTIN et al., 2001; GRAZIOTTIN et al., 2002; ZANETTINI, VEECK e COSTA, 2002; PAGNONCELLI et al., 2003; BIANCHI e SILVA et al. 2005 e GRAZIOTTIN et al., 2005), com o intuito de minimizar a chance de erro.

Os resultados deste estudo demonstraram, em todos os grupos, ter havido diferença estatística significativa em níveis de cinza, entre o sítio de leitura oclusal e os sítios de leitura proximais. Notou-se que o sítio oclusal apresentou valores médios, em níveis de cinza, superiores aos proximais. Isso se deve à maior quantidade de tecido dentário nessa região comparada à quantidade de tecido dentário nos sítios proximais, tanto para o grupo de dentes hígidos (G1) quanto para os grupos com remanescentes dentários com ou sem restaurações (G2 a G13). Outra observação é que, no sítio de leitura oclusal, os valores médios em níveis de cinza foram sempre crescentes conforme o aumento da espessura das restaurações para qualquer uma das resinas compostas. Isso pode ser explicado devido a, nessa região, a maior parte do tecido dentário removido ser dentina, que, segundo Williams e Billington (1987), apresenta valores médios de radiopacidade menores do que os do esmalte dentário. Dessa forma, como as resinas compostas atuais tendem a apresentar valores médios, em níveis de cinza, semelhantes ou superiores aos valores do esmalte dentário, os valores médios em níveis de cinza, nesses sítios, foram crescentes, acompanhando o aumento da espessura das restaurações (aumento de espessura nos materiais dentários nesses sítios). Outra observação interessante é que o desvio-padrão do sítio de leitura oclusal apresentou-se bem

inferior aos valores dos sítios proximais. Isso indica que o sítio oclusal apresentou resultados mais homogêneos. Para a grande maioria dos grupos, não houve diferença estatística entre os sítios de leitura proximais mesial e distal, afora os grupos G12 (resina 4Seasons[®] na espessura de 4mm) e G13 (resina Filtek[™]Z250 na espessura de 4mm), nos quais o sítio mesial apresentou valores médios, em níveis de cinza, superiores ao sítio distal.

As medidas das espessuras dos esmaltes proximais encontradas neste trabalho foram superiores àquelas encontradas por Spohr e Costa (1997). Embora também utilizaram meios computadorizados, houve diferença na metodologia de aferição. Contudo, apesar de ligeiramente menores, foram muito próximas às medidas encontradas em Mesquita, Cé e Thaddeu Filho (2008), baseadas em medidas anatômicas encontradas por Schillingburg e Grace (1973). Scotti, Villa e Carossa (1991) explicam esse fato, pois compararam medidas anatômicas de dentes recém extraídos e previamente radiografados, descobriram que a medida anatômica foi levemente menor do que a radiográfica. Uma vez que no presente trabalho a leitura dos níveis de cinza era pontual, e o ponto escolhido era sempre em uma porção intermediária dessa faixa de esmalte proximal, não houve problemas nessas aferições, o que também é comprovado pelos desvios-padrão e pelo teste de estudo do erro.

A radiopacidade é um dos requisitos fundamentais para a utilização de resinas compostas (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION - COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1989), principalmente quando esses materiais são indicados para restaurações em dentes posteriores (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION - COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1983; WATTS, 1987a; WILLEMS et al. 1991 e TURGUT, ATTAR e ÖNEN, 2003). Esse requisito não se faz tão crítico em dentes anteriores, pois, em virtude da menor espessura no sentido vestibulo-lingual do dente, o diagnóstico de lesões de cárie e a avaliação da forma da restauração (excesso ou falta de material restaurador) são facilitados (ESPELID et al., 1991; TOYOOKA et al., 1993).

Segundo Bouschlicher, Cobb e Boyer (1999), uma vez que as margens gengivais dos compósitos classe II são a parte particularmente vulnerável às microinfiltrações e às cáries secundárias subseqüentes, é fundamental que o primeiro incremento de resina composta inserida no assoalho da caixa proximal de

uma restauração classe II seja suficientemente radiopaco para facilitar a avaliação da interface dente/restauração.

O emprego de materiais com baixa radiopacidade em restaurações pode comprometer a habilidade do clínico na interpretação radiográfica de alterações radiolúcidas e gerar diagnósticos incorretos (ABREU, TAVARES e VIEIRA, 1977; GOSHIMA e GOSHIMA, 1990; PRÉVOST et al., 1990 e MURCHINSON, CHARLTON e MOORE, 1999), devendo os materiais iguais ou menos radiopacos do que as estruturas dentárias ser evitados para a restauração de dentes posteriores (HARA et al., 2001). Por outro lado, a radiopacidade muito elevada, como a do amálgama de prata, pode interferir na detecção de poros e cáries recorrentes (TVEIT e ESPELID, 1986; STANFORD et al., 1987; GOSHIMA e GOSHIMA, 1989; CURTIS JÚNIOR, VON FRAUNHOFER e FARMAN, 1990; GOSHIMA e GOSHIMA, 1990; ESPELID et al., 1991; GÜRDAL e AKDENIZ, 1998 e TURGUT, ATTAR e ÖNEN, 2003). Conforme Goshima e Goshima (1990), essa interferência pode depender da angulação do cabeçote do aparelho de raios X, sobrepondo as restaurações altamente radiopacas sobre estruturas dentárias cariadas. Tveit e Espelid (1986) afirmaram que cáries próximas das faces linguais e vestibulares de restaurações classe II, passíveis de ser mascaradas pela alta radiopacidade do material restaurador, podem ser melhor detectadas quando o material usado é de radiopacidade moderada. Segundo Goshima e Goshima (1989) e Espelid et al. (1991), as lesões de cárie secundária e os defeitos marginais foram mais detectados quando próximos a restaurações de resina composta do que quando próximos a restaurações de amálgama de prata; e a frequência de diagnóstico falso positivo foi mais baixa quando nas restaurações de resina composta. Além disso, a elevada radiopacidade pode contrastar em excesso com a estrutura dentária, causando um fenômeno de ilusão de óptica, descrito por Berry Júnior em 1983, conhecido como *mach band*, que pode ocasionar um diagnóstico falso positivo de lesão de cárie ou de defeito marginal. Outro fenômeno capaz de suscitar dúvida no diagnóstico são as radiolucências de forma triangular nas superfícies mesiais de molares superiores decíduos e primeiros molares superiores permanentes em radiografias interproximais – que simulam a ocorrência de cárie. No entanto, são atribuídas ao efeito de sobreposição devido a características anatômicas de dentes rômnicos em combinação com uma proeminência freqüente na cúspide palatina e um diâmetro méso-distal menor no estrangulamento cervical (KÜHNISCH et al., 2008).

Embora não se tenha ainda estabelecido um padrão de radiopacidade ideal para os materiais restauradores, muitos autores relataram que esta deve ser ligeiramente maior ou igual à do esmalte (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION - COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1983; WATTS, 1987a; WILLEMS et al., 1991 e EL-MOWAFY e BENMERGUI; 1994), havendo uma grande concordância na literatura de que uma radiopacidade próxima à do esmalte seria a mais adequada (OMER, WILSON e WATTS, 1986; STANFORD et al., 1987; GOSHIMA e GOSHIMA, 1989; CURTIS JÚNIOR, VON FRAUNHOFER e FARMAN, 1990; BOUSCHLICHER, COBB e BOYER, 1999). Ademais, conforme a ISO 4049 (2000), a radiopacidade do material deveria ser igual ou maior que a mesma espessura de alumínio e não deve ser 0,5mm menor que algum valor sustentado pelo seu fabricante.

Em uma situação clínica, deve-se considerar a influência da configuração da cavidade, da estrutura dental remanescente e dos tecidos moles adjacentes na avaliação de uma imagem radiográfica. Os raios X atravessam paredes da estrutura dentária adjacentes ao preparo cavitário, que apresentam diferentes espessuras de esmalte e dentina, e que podem ocultar parcial ou totalmente possíveis problemas ocorridos com a restauração (STANFORD et al., 1987; GOSHIMA e GOSHIMA, 1989 e VAN DIJKEN, WING e RUYTER, 1989). A questão da densidade óptica fica mais crítica em preparos cavitários que apresentam um grande remanescente dentário, pois isso indica que o material será usado em pequena espessura. Já nos preparos cavitários extensos, a obtenção de maior radiopacidade se dá mais facilmente, pois há pouco remanescente dentário e uma grande espessura de material. Segundo Stanford et al. (1987), a escolha de uma resina altamente radiopaca diminui essa influência. Considerando-se uma situação clínica na qual houvesse uma cavidade diminuta, com muito tecido dentário remanescente; levando-se também em consideração o requisito níveis de cinza e as resinas estudadas, o uso da resina 4Seasons[®] seria preferível segundo os resultados deste trabalho, já que esta apresentou, em todas as espessuras estudadas e em todos os sítios de leitura, o maior valor médio em níveis de cinza.

Quanto aos tecidos moles adjacentes, embora não apresentem em sua estrutura molecular átomos de elevado número atômico, são capazes de atenuar a passagem de parte do feixe, influenciando, assim, a sensibilização das placas ópticas e a posterior leitura dos níveis de cinza. Dessa forma, com o intuito de

simular o tecido muscular adjacente, utilizaram-se duas lâminas de cera-utilidade sobrepostas, totalizando a espessura de 1cm conforme os trabalhos de Souza, Costa e Puppín, 1999 e Souza, Costa e Veeck, 2004. A cera-utilidade, além de ser um material barato e de fácil obtenção, não necessita de grandes cuidados no seu armazenamento por não ser perecível e ser capaz de simular o tecido muscular adjacente.

A seguir, discutem-se outros fatores que podem interagir influenciando o valor dos níveis de cinza do material.

- * A miliamperagem do aparelho de raios X, citada por Sabbagh, Vreven e Leloup (2004) como um dos fatores que influenciariam os valores de radiopacidade dos materiais restauradores.
- * A voltagem do aparelho de raios X (COOK, 1981; TAMBURÚS, 1990; EL-MOWAFY, BROWN e McCOMB, 1991; EL-MOWAFY e BENMERGUI, 1994; TURGUT, ATTAR e ÖNEN, 2003 e SABBAGH, VREVEN e LELOUP, 2004). Cook, 1981, disse que a radiopacidade de um material é menos dependente da espessura do espécime e bastante sensível à variação de voltagem, principalmente para materiais altamente radiopacos. Neste trabalho, optou-se por utilizar a voltagem de 70kVp por ser a mais freqüente nos trabalhos que estudam a radiopacidade dos materiais restauradores (COOK, 1981; ESPELID et al., 1991 e TOYOOKA et al., 1993) e estar dentro da variação de kV sugerida pela ISO 4049 (2000).
- * Distância focal (SABBAGH, VREVEN e LELOUP, 2004). Uma vez que se utilizaram placas ópticas com dimensões semelhantes às do filme periapical padrão, a distância focal escolhida foi de 30cm para garantir a total abrangência da placa, e também, por esta ser a distância aproximada do comprimento do cilindro do cabeçote dos aparelhos de raios X (20cm a 21cm) somada ao comprimento de um posicionador radiográfico (8cm a 11cm).
- * A espessura do material, que produz maiores valores de densidade óptica na medida em que aumenta, com o que concordam Cook, 1981, Watts (1987b); Prévost et al., 1990; Espelid et al., 1991; Silveira et al., 2000; Graziottin et al., 2001; Graziottin et al., 2002; Zanettini, Veeck e

Costa, 2002; Pagnoncelli et al., 2003; Graziottin et al., 2005 e Pereira et al., 2005. Contudo, Prévost et al. (1990) disseram que as variações na espessura de um material são menos importantes do que a sua estrutura molecular quanto à influência na radiopacidade. Isso ocorre principalmente em materiais de baixa radiopacidade (ABREU, TAVARES e VIEIRA, 1977) e quando esses materiais estão sobrepostos ao esmalte (STANFORD et al., 1987). No presente trabalho, quando as resinas compostas foram analisadas de forma isolada, ou seja, nas placas acrílicas, variando a espessura (G14, G15 e G16), os resultados concordaram com os resultados da literatura supracitados. Para todos os materiais estudados, houve aumento dos valores médios, em níveis de cinza, com o aumento da espessura. O mesmo ocorreu nos sítios de leitura oclusal para os grupos de dentes restaurados (G3, G4, G5, G7, G8, G9, G11, G12 e G13); todavia, não ocorreu nos sítios proximais, muito provavelmente devido às diferentes espessuras de tecidos dentários remanescentes. A escolha das três espessuras utilizadas neste estudo (2mm, 3mm e 4mm) foi baseada na literatura, que as descreve como representativas da dimensão vestibulo-lingual de uma restauração em uma situação clínica (ABREU, TAVARES e VIEIRA, 1977; PRÉVOST et al., 1990 e AKERBOOM et al. 1993).

Ao se compararem os grupos de dentes cavitados (G2, G6 e G10) com o grupo de dentes hígidos (G1), independente do sítio de leitura, todos os grupos apresentaram diferença estatística entre si. Nesse caso, tanto para o sítio de leitura oclusal quanto para o mesial ou distal, o grupo de dentes hígidos (G1) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido em ordem decrescente de valores pelos grupos: dentes cavitados na espessura de 2mm (G2), dentes cavitados na espessura de 3mm (G6); por fim, com os menores valores médios em níveis de cinza, os dentes cavitados na espessura de 4mm (G10). Dessa forma, com a remoção gradativa de estrutura dentária (ampliação da cavidade), ocorreu um decréscimo nos valores médios em níveis de cinza, devido às menores espessuras de tecidos dentários remanescentes que a radiação teve como obstáculo para ultrapassar e sensibilizar as placas ópticas.

Comparando-se o grupo de dentes hígidos (G1), o grupo de dentes cavitados na espessura de 2mm (G2) e os grupos de dentes restaurados com resina composta na espessura de 2mm (G3, G4 e G5), mais uma vez, independente do sítio de leitura, todos os grupos apresentaram diferença estatística entre si. Tanto para o sítio de leitura oclusal quanto para os de leituras proximais, o grupo de dentes restaurados com a resina composta 4Seasons[®] em 2mm (G4) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguido em ordem decrescente de valores pelos grupos: dentes restaurados com a resina composta Filtek[™]Z250 em 2mm (G5), dentes restaurados com a resina composta Filtek[™]Z350 em 2mm (G3), dentes hígidos (G1); por fim, com os menores valores médios em níveis de cinza, os dentes cavitados na espessura de 2mm (G2). Para os grupos tratados nas espessuras de 3mm (G6, G7, G8 e G9) e 4mm (G10, G11, G12 e G13), verificou-se um resultado bastante semelhante a este encontrado para os grupos tratados na espessura de 2mm (G2, G3, G4 e G5), nos quais também, independente do sítio de leitura, os grupos de dentes restaurados com a resina composta 4Seasons[®] (G8 e G12) apresentaram os maiores valores médios em níveis de cinza, seguidos em ordem decrescente de valores pelos grupos: dentes restaurados com a resina composta Filtek[™]Z250 (G9 e G13), dentes restaurados com a resina composta Filtek[™]Z350 (G7 e G11), dentes hígidos (G1); por fim, com os menores valores médios em níveis de cinza, os grupos de dentes cavitados (G6 e G10). Ou seja, de forma geral, os níveis de cinza de todos os grupos podem ser descritos pela seguinte fórmula: 4Seasons[®]> Filtek[™]Z250> Filtek[™]Z350> dentes hígidos> dentes cavitados – as exceções serão discutidas adiante. Esses resultados foram compatíveis com os resultados apresentados quando se analisaram as resinas compostas nas placas acrílicas sem a interferência dos tecidos dentários, nos quais a resina composta 4Seasons[®] (G8 e G12, respectivamente) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza nas espessuras de 3mm e 4mm, seguida pela resina composta Filtek[™]Z250 e, por fim, pela resina composta Filtek[™]Z350, que apresentou os menores valores médios em níveis de cinza. Porém, para as placas acrílicas na espessura de 2mm, o maior valor médio em níveis de cinza foi encontrado para a resina composta Filtek[™]Z250, seguida em ordem decrescente pelas resinas 4Seasons[®] e Filtek[™]Z350. Todavia, cabe ressaltar que, nos sítios proximais, ocorreram exceções quanto ao comportamento geral dos valores médios em níveis de cinza. Para os grupos tratados na espessura de 3mm, tanto no sítio de

leitura mesial quanto distal, o grupo de dentes restaurados com a resina Filtek™Z350 (G7), não diferiu estatisticamente dos valores médios, em níveis de cinza, do grupo de dentes hígidos (G1). Dessa forma, em uma restauração conservadora estritamente proximal, não seria possível diferenciar o material restaurador da estrutura dentária por meio de radiografia. Outrossim – para os grupos tratados na espessura de 4mm – apenas no sítio distal, o grupo de dentes restaurados com a resina composta Filtek™Z350 (G11) não diferiu estatisticamente do grupo de dentes restaurado com a resina composta Filtek™Z250 (G13).

A influência dos remanescentes de tecidos dentários sobre os níveis de cinza das resinas compostas estudadas fica evidente quando se analisa uma dada resina composta nas três espessuras propostas neste estudo em seus diferentes sítios de leitura. No sítio oclusal, para todos os dentes restaurados, a espessura de 4mm (G11, G12 e G13) apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguida em ordem decrescente pelas espessuras de 3mm (G7, G8 e G9) e 2mm (G3, G4 e G5), respectivamente. Ressalta-se que os valores médios em níveis de cinza do grupo de dentes hígidos (G1), nesse sítio, foi inferior em relação aos valores apresentados pelos dentes restaurados em qualquer espessura, demonstrando-se que os materiais restauradores foram capazes de superar os tecidos dentários removidos em termos de valores médios em níveis de cinza. Em linhas gerais, a espessura de 4mm (G11, G12 e G13), nos sítios proximais, apresentou os maiores valores médios em níveis de cinza, seguida em ordem decrescente pelas espessuras de 2mm (G3, G4 e G5) e 3mm (G7, G8 e G9). Destaca-se que para a resina composta 4Seasons®, os valores médios em níveis de cinza, para a espessura de 2mm (G4), não diferiram dos valores médios em níveis de cinza para a espessura de 3mm (G8), em ambos os sítios proximais. Ainda no sítio de leitura distal, a espessura de 2mm (G4) não diferiu da espessura de 4mm (G12); ademais, para a resina composta Filtek™Z250, no sítio de leitura distal, não diferiram os valores médios em níveis de cinza nas espessuras de 2mm e 3mm (G5 e G13, respectivamente). O fato de os valores médios em níveis de cinza para a espessura de 2mm, nos sítios proximais, serem maiores ou, algumas vezes, iguais aos valores médios em níveis de cinza para a espessura de 3mm, ilustra a influência dos remanescentes dentários sobre os valores médios em níveis de cinza das resinas compostas nas imagens radiográficas – nos sítios proximais, a imagem

radiográfica é formada pela sobreposição da imagem do esmalte proximal na extensão V-P.

Conforme Tommasi (2002), o esmalte dentário apresenta cerca de 95% de sais de cálcio (cristais de hidroxiapatita – $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), 2% em matéria orgânica e 3% de água, enquanto a dentina, 64% em substâncias inorgânicas, 30% em substâncias orgânicas (glicoproteínas e colágeno). Essa quantidade maior de elementos químicos de número atômico mais elevado confere ao esmalte mais radiopacidade.

O esmalte, segundo Williams e Billington (1987), apresenta valores médios de radiopacidade superiores aos valores da dentina. Nos sítios proximais, numa cavidade classe II, o tecido removido é praticamente esmalte e menos esmalte é removido na espessura de 2mm do que na espessura de 3mm, desta forma o tecido que permanece no remanescente dentário colabora para o aumento dos valores médios em níveis de cinza no resultado final da leitura nesses sítios. Por outro lado, numa restauração de 4mm, apesar de grande parte desse tecido ter sido removido, uma grande quantidade de resina composta será utilizada na restauração. Outrossim, devido às concentrações dos elementos químicos responsáveis pela característica de radiopacidade nos materiais dentários, os valores médios em níveis de cinza nessa espessura são sempre aumentados.

Também existem outros fatores relativos aos materiais que podem interagir influenciando o valor dos níveis de cinza destes e são discutidos a seguir.

- * O tamanho das partículas de carga (BOWEN e CLEECK, 1972; TURGUT, ATTAR e ÖNEN, 2003), é citado como possível influência nos valores dos níveis de cinza ou densidade óptica dos materiais. Neste trabalho, usaram-se três resinas compostas com diferentes tipos de partículas: (1) Filtek™Z350 apresentando nanopartículas, composta por partículas com tamanho médio de 0,6 a 1,4µm com tamanho primário de partícula de 5 a 20nm e a incorporação de sílica de 20nm não aglomerada/não agregada (3M, [2008]); (2) 4Seasons® uma resina nanohíbrida, com tamanho das partículas situado entre 0,04 e 3,0µm e tamanho médio de partículas de 0,6µm (IVOCLAR VIVADENT, [2008]) e, (3) Filtek™Z250 uma resina microhíbrida, com partículas entre 0,01 a 3,50µm, e tamanho médio de partículas de 0,6µm (3M, [2008]).

- * A composição química do material exerce influência nos valores dos níveis de cinza ou densidade óptica (BOWEN e CLEECK, 1972; VAN DIJKEN, WING e RUYTER, 1989; PRÉVOST et al., 1990; ESPELID et al., 1991; WILLEMS et al., 1991; WILLEMS, 1998; BOUSCHLICHER, COBB e BOYER, 1999; SILVEIRA et al., 2000; GRAZIOTTIN et al., 2001; GRAZIOTTIN et al., 2002; ZANETTINI, VEECK e COSTA, 2002; PAGNONCELLI et al., 2003; TURGUT, ATTAR e ÖNEN, 2003; SABBAGH, VREVEN e LELOUP, 2004; BIANCHI e SILVA et al., 2005; GRAZIOTTIN et al., 2005 e PEREIRA et al., 2005). Segundo Watts (1987b) e Willems et al. (1991), muitos dos compósitos convencionais têm valores de radiopacidade bem abaixo dos valores do esmalte porque as suas partículas de carga são o quartzo, que não é radiopaco. Também Chan et al. (1999) disseram que as partículas de sílica são radiolúcidas e devem ser suplementadas com vidros contendo metais ou minerais para alcançarem a radiopacidade desejada. Obtém-se a radiopacidade das resinas compostas sobretudo por meio da inclusão de elementos químicos de grande número atômico, como bário (Ba), que, segundo Watts (1987b), Willems et al. (1991), Willems (1998) e Sabbagh, Vreven e Leloup (2004), é o elemento mais comumente utilizado para o aumento da radiopacidade nos compósitos; estrôncio (Sr); zircônio (Zr); zinco (Zn); itérbio (Yb); ítrio (Y) e lantânio (La), na forma de partículas inorgânicas (VAN DIJKEN, WING e RUYTER, 1989; WILLEMS et al., 1991; WILLEMS, 1998 e BOUSCHLICHER, COBB e BOYER, 1999). Toyooka et al. (1993), ao fazer uma análise química sobre microscopia eletrônica de varredura-EDX (espectroscopia por dispersão de energia), encontraram ao menos um óxido compondo as partículas radiopacas – por exemplo, BaO, ZrO₂, Yb₂O₃ em concentrações variadas. A radiopacidade dos compósitos foi linearmente proporcional à quantidade de óxidos radiopacos nas partículas de carga, sugerindo que o ZrO₂ foi um radiopacificante equivalente ou até superior ao BaO. Além disso, segundo Bowen e Cleecck (1972), Goshima e Goshima (1989), Curtis Júnior, von Franhofer e Farman (1990) e Turgut, Attar e Önen (2003), os fabricantes também podem controlar a radiopacidade dos materiais por meio da seleção da matriz polimérica.

Contudo, a natureza das partículas de carga, seus diferentes tamanhos e densidades podem influenciar essa propriedade mais intensamente. Segundo van Dijken, Wing e Ruyter (1989), Willems et al. (1991) e Willems (1998) a quantidade de vidros com alto número atômico incorporada aos compósitos é restrita, pois a incorporação de uma grande porcentagem de partículas radiopacas pode também levar à desintegração química do silano por hidrólise entre partículas e resina, e causar perda da estabilidade dimensional na forma de um desgaste acentuado localizado nas áreas de contato oclusal.

- * Outro fator citado é a concentração dos componentes na formulação do material restaurador (WILLEMS et al., 1991; TOYOOKA et al., 1993; WILLEMS, 1998; SILVEIRA et al., 2000; GRAZIOTTIN et al., 2001; GRAZIOTTIN et al., 2002; ZANETTINI, VEECK e COSTA, 2002; PAGNONCELLI et al., 2003; SABBAGH, VREVEN e LELOUP, 2004; BIANCHI e SILVA et al., 2005; GRAZIOTTIN et al., 2005 e PEREIRA et al., 2005). Watts (1987b) descobriu que os valores de radiopacidade maiores que os do esmalte podem ser alcançados nos compósitos com partículas de carga de aproximadamente 70% em volume quando a porcentagem de óxido radiopaco excedeu a 20%. Segundo 3M [2008], na resina Filtek™Z350 a quantidade de partículas inorgânicas é de cerca de 78,5% em peso (59,5% em volume); na resina Filtek™Z250, a carga inorgânica representa 60% em volume (sem silano) e segundo Ivoclar Vivadent [2008], na resina 4Seasons® o conteúdo total de carga inorgânica é de 75-77% em peso (55-58% em volume).

Os dois últimos itens estão relacionados ao número atômico dos elementos presentes na formulação, ou seja, quanto mais alto o número atômico e maior a concentração desses elementos na formulação, maior a densidade óptica do material restaurador. Alguns materiais podem ser compostos por uma quantidade tão pequena de elementos com alto número atômico, que um pequeno aumento na espessura do material não é suficiente para alterar a atenuação dos raios X. Em contrapartida, para materiais mais radiopacos, a elevação da densidade óptica com o aumento da espessura passa a ser muito pequena, chegando a permanecer constante a partir de espessuras elevadas (ABREU, TAVARES e VIEIRA, 1977). O

presente trabalho encontrou diferenças estatísticas significativas entre as diferentes espessuras estudadas, para todas as três resinas compostas, quando analisadas sem a influência dos tecidos dentários. Contudo, podemos observar que a diferença dos valores de densidade óptica ocorrida entre a espessura de 2mm e a espessura de 3mm foi superior ao aumento da densidade óptica ocorrido entre as espessuras de 3mm e 4mm. Isso permite deduzir que, a partir de uma determinada espessura, o valor da densidade óptica desses materiais tende a se estabilizar em razão do bloqueio total da radiação (SILVEIRA et al., 2000; GRAZIOTTIN et al., 2001; GRAZIOTTIN et al., 2002; PAGNONCELLI et al., 2003 e GRAZIOTTIN et al., 2005).

Parte deste trabalho foi realizada com um microscópio eletrônico de varredura (MEV) equipado com detector de energia dispersiva de raios X (EDS) para identificar os elementos químicos presentes na composição das resinas que foram utilizadas – aparato semelhante ao já utilizado em outros trabalhos como os de Hosoda, Yamada e Inokoshi (1990), Khan et al. (1992), Toyooka et al. (1993), Zanettini, Veeck e Costa, (2002); e Bianchi e Silva et al., (2005). O EDS é um acessório essencial ao estudo de caracterização microscópica de materiais. Quando o feixe de elétrons incide sobre um elemento químico, os elétrons mais externos dos átomos e os íons constituintes são estimulados, mudando de nível energético. Ao retornar à sua posição inicial, liberam a energia adquirida, emitida em comprimento de onda no espectro de raios X. Um detector instalado na câmara de vácuo do MEV mede a energia associada a esse elétron. Como os elétrons de um determinado átomo possuem energias distintas, é possível, no ponto de incidência do feixe, determinar quais elementos químicos estão presentes naquele local. O fato de a resina composta 4Seasons[®] apresentar os maiores valores médios em níveis de cinza na maioria dos casos, seguida em ordem decrescente pelas resinas compostas Filtek[™]Z250 e Filtek[™]Z350, respectivamente, pode ser explicado pelas concentrações mais altas dos elementos químicos responsáveis pela característica de radiopacidade nesses materiais, uma vez que esses elementos foram os mesmos encontrados nas três resinas compostas estudadas, porém em concentrações diferentes.

El-Mowafy, Brown e McComb, 1991; El-Mowafy e Benmergui, 1994 e Turgut, Attar e Önen, 2003, referiram o tempo de exposição como um fator também capaz de influenciar as variações de radiopacidade em estudos que utilizam imagens baseadas em filmes radiográficos. Contudo, Sabbagh, Vreven e Leloup (2004)

afirmaram que o tempo de exposição não seria um fator crítico que afetaria a radiopacidade aferida por meio digital nos sistemas de placas de armazenamento por fósforo devido à ampla latitude desse tipo de sensor.

Embora Marouf e Sidhu (1998) não tenham encontrado diferenças estatísticas entre cores diferentes de um mesmo cimento ionômero de vidro, os resultados encontrados por Zanettini, Veeck e Costa (2002) e Bianchi e Silva et al. (2005) mostraram que cores diferentes de uma mesma resina apresentaram diferenças estatísticas significativas dentro da mesma espessura. Bianchi e Silva et al. (2005) disseram que isso pode ser explicado pelo fato de as cores diferentes de uma mesma resina apresentarem composições químicas semelhantes; entretanto, em concentrações diferentes, o que interferiria na sua densidade óptica. Para que fosse eliminada essa variável, no presente trabalho se utilizou sempre a mesma cor (A₃) para a confecção das amostras de todas as resinas.

O trabalho de Santos et al. (1999) avaliou a radiopacidade de compômeros ao longo de trinta dias e não encontrou qualquer tipo de modificação nas suas densidades ópticas, o que demonstra a estabilidade da radiopacidade dos materiais durante o período testado. No presente trabalho, os materiais foram testados no dia seguinte ao da confecção das restaurações ou das amostras de resina composta nas placas, o que não influenciaria nos resultados das densidades ópticas encontradas.

Martins et al. (2006) demonstraram que as imagens obtidas com placas de fósforo foto-estimuláveis do sistema digital Digora (Soredex) apresentaram perda da densidade dos *pixels* se o intervalo de tempo entre exposição aos raios X e o escaneamento for superior a 4h. Embora essa perda não possa ser notada em uma análise subjetiva, constatou-se diferença estatística na análise objetiva, o que comprometeria, por exemplo, estudos multicêntricos. Por sua vez, Akdeniz e Gröndahl (2006) afirmaram que alterações nos valores médios de densidade óptica ocorreram quando o intervalo de tempo foi superior a meia hora; desse modo, os autores recomendaram que as placas que não puderem ser escaneadas imediatamente, deveriam ser expostas por uma dose maior de radiação; ou então, que se evite um tempo superior a meia hora após a exposição para o escaneamento das placas. Em um estudo comparativo entre placas de fósforo foto-estimuláveis dos sistemas digitais Digora (Soredex) e DenOptix (Gendex), Martins, Haiter Neto e Whaites (2003) também encontraram perda da densidade nas imagens obtidas com

placas de fósforo foto-estimuláveis do sistema digital Digora (Soredex) armazenadas por 6h antes do escaneamento, podendo comprometer a interpretação clínica dessas imagens. Contudo, a qualidade das imagens obtidas a partir das placas do sistema digital DenOptix (Gendex) não foi afetada, mesmo após as 72h de espera para o escaneamento. Isso permite, por exemplo, que se armazenem as placas por um final de semana antes do seu escaneamento ou, até mesmo, no caso de um estudo multicêntrico, que se exponham as placas em diferentes locais, armazenadas com restrição de luminosidade conforme recomendam Ramamurthy et al. (2004), para processamento posterior com um *scanner* em um único local. Neste trabalho, escanearam-se as placas ópticas em poucos minutos após a sua exposição aos raios X, depois manipuladas em ambiente com restrição de luminosidade no período prévio ao seu escaneamento para que, desse modo, não houvesse interferência do fator “tempo prévio ao escaneamento” nos resultados das análises.

O formato no qual se arquiva a imagem também parece influenciar a qualidade das imagens obtidas. Assim sendo, as imagens foram salvas no formato TIFF, pois, conforme Farman e Scarfe (1994), dos muitos formatos de imagem digital disponíveis, talvez o meio mais comum de armazenar as informações de 8 *bit* seja o TIFF, que a maioria dos fabricantes de dispositivos tem adotado para a radiografia intra-oral. Segundo Gürdal, Hildebolt e Akdeniz (2001), a compressão em JPEG introduz uma variação deletéria aos dados de radiodensidade dos tecidos duros bucais. Se os erros podem ou não afetar as análises radiométricas dos tecidos bucais, dependerá do grau de sutileza necessário à análise.

A radiopacidade de um material tem importância clínica, pois permite ao cirurgião-dentista fazer a distinção entre material restaurador e estruturas dentárias sadias ou cariadas, bem como de outras alterações. Valores adequados dos níveis de cinza podem colaborar no sentido de favorecerem interpretações mais precisas, beneficiando diretamente os pacientes. Este trabalho propõe uma metodologia que busca uma análise simulando diferentes espessuras de restaurações, visando também, através da simulação de tecidos moles, a reprodução aproximada de uma situação clínica, com o intuito de verificar os valores dos níveis de cinza em diferentes sítios dessas restaurações para poder compará-los a uma situação de hígides. Desta forma, muito mais que a simples comparação entre diferentes

materiais restauradores, buscou-se verificar a interação entre estes materiais e as estruturas dentais remanescentes.

A imagem digital é uma tecnologia que vem progredindo rapidamente e o custo desses aparelhos tende a diminuir. Muitos são os pesquisadores que, de uma forma ou de outra, recorrem a essa tecnologia em seus estudos científicos e, quiçá, num futuro próximo, os sistemas digitais se tornem a metodologia preferida para a avaliação da densidade óptica dos materiais e que também venham a fazer parte do arsenal do cirurgião-dentista para proporcionar mais proteção aos seus pacientes.

CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

Com a metodologia proposta no presente estudo e a análise dos resultados desta pesquisa, foi possível concluir que:

1. existiu diferença significativa entre os níveis de cinza dos sítios de leitura;
2. encontraram-se os menores valores médios, em níveis de cinza, nos dentes com maiores preparos cavitários sem restaurações (G10 - 4mm);
3. encontraram-se os maiores valores médios, em níveis de cinza, nos dentes restaurados com a resina 4 Seasons[®] na maior espessura de restauração (4mm - G12);
4. os dentes cavitados apresentaram valores médios, em níveis de cinza, inferiores aos das estruturas dentárias híginas;
5. os dentes restaurados apresentaram valores médios, em níveis de cinza, superiores aos das estruturas dentárias híginas, com exceção da resina Filtek[™]Z350 nos sítios proximais das restaurações, na espessura de 3mm;
6. os dentes restaurados apresentaram valores médios, em níveis de cinza, superiores aos dos dentes com preparos cavitários sem restaurações;
7. houve distinção entre os valores médios, em níveis de cinza, para as diferentes resinas compostas estudadas quando analisadas individualmente, sem influência dos tecidos dentários (placas), em uma mesma espessura;
8. para as resinas compostas sem a influência dos tecidos dentários, quanto maior foi a espessura, maior o valor médio em níveis de cinza;
9. os valores em níveis de cinza para os dentes restaurados nem sempre alteraram-se conforme as alterações em níveis de cinza das resinas compostas analisadas individualmente (placas), na espessura correspondente;
10. a presença de maior concentração do elemento químico de mais alto número atômico refletiu-se em maiores valores médios, em níveis de cinza, nas resinas compostas.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

Abreu ZM, Tavares D, Vieira DF. Radiopacity of restorative materials. *Oper Dent* 1977; 2(1):3-16.

Akerboom HBM, Kreulen CM, van Amerongen WE, Mol A. Radiopacity of posterior composite resins, composite resin luting cements, and glass ionomer lining cements. *J Prosthet Dent* 1993;70(4):351-5.

American Dental Association - Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. New American Dental Association Specification No. 27 for direct filling resins. *J Amer Dent Assoc* 1977 Jun.; 94(6):1191-4.

American Dental Association - Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. The desirability of using radiopaque plastics in dentistry: a status report. *J Amer Dent Assoc* 1981 Mar.; 102(3):347-9.

American Dental Association - Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. Status report on posterior composites. *J Amer Dent Assoc* 1983 Jul.; 107(1):74-6.

American Dental Association - Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. Obstacles to the development of a standard for posterior composite resins. *J Amer Dent Assoc* 1989 May; 118(5):649-51.

American Dental Association - Council on Scientific Affairs, American Dental Association - Council on Dental Benefit Programs. Statement on posterior resin-based composites. *J Amer Dent Assoc* 1998 Nov.; 129(11):1627-8.

Akdeniz BG, Gröndahl HG. Degradation of storage phosphor images due to scanning delay. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35:74-7.

Berry Júnior HM. Cervical burnout and Mach band: two shadows of doubt in radiologic interpretation of carious lesions. *J Amer Dent Assoc* 1983 May; 106(1):622-5.

Bianchi e Silva AA, Veeck EB, Oliveira JPP, Souza PHC. Comparison of chemical composition of packable resin composites by scanning electron microscopy. *J Appl Oral Sci* 2005; 13 (1):67-71.

Bouschlicher MR, Cobb DS, Boyer DB. Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for restorations. *Oper Dent* 1999; 27(1):20-5.

Bowen RL, Cleek GW. A new series of X-ray-opaque reinforcing fillers for composite materials. *J Dent Res* 1972 Jan./Feb.; 51(1):177-82.

Campbel DT, Stanley JC. Delineamentos experimentais e quase-experimentais de pesquisa. São Paulo: Editora Pedagógica e Universitária, EPU; 1979.

Chan DCV, Titus HW, Chung K-H, Dixon H, Wellinghoff, Rawls HR. Radiopacity of tantalum oxide nanoparticle filled resins. *Den Mater* 1999; 1:219-22.

Christensen GJ. Amalgam vs. composite resin: 1998. *J Amer Dent Assoc.* 1998 Dec.; 129(12):1757-9.

Cook WD. An investigation of the radiopacity of composite restorative materials. *Aust Dent J* 1981 Apr.; 26(2):105-12.

Curtis Júnior PM, von Fraunhofer JA, Farman AG. The radiographic density of composite restorative resins. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990 Aug.; 70(2):226-30.

Della Serra O, Ferreira FV. Anatomia dental. 3ª ed. Artes Médicas; 1981.

Dentsply Gendex. DenOptix Digital Imaging System - User Manual and Installation Guide. Des Plaines, IL, EUA; 1998.

Dentsply Gendex. VixWin™2000: Digital Imaging Software – Operator Manual. [S.L, 2000].

El-Mowafy OM, Brown JW, McComb D. Radiopacity of direct ceramic inlay restoratives. *J Dent* 1991; 19:366-8.

El-Mowafy OM, Benmergui C. Radiopacity of resin-based inlay luting cements. *Oper Dent* 1994; 19:11-5.

Espelid I, Tveit AB, Erickson RL, Keck SC, Glasspoole EA. Radiopacity of restorations and detection of secondary caries. *Dent Mater* 1991 Abr.; 7(2):114-7.

Farman AG, Scarfe WC. Pixel perception and voxel vision: constructs for a new paradigm in maxillofacial imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 1994 Feb.; 23(1):5-9.

Figueiredo JAP, Vidor M, Bento LW, Boucinha ACD, Leipelt K, Silveira BT, Barbisan AO, Caminha JAN. Avaliação da radiopacidade de quatro marcas de resinas compostas fotopolimerizáveis através de imagem digitalizada. *Stomatol* 1999 jan./jun.; 8:15-22.

Figún ME, Garino RR. Anatomia odontológica funcional e aplicada. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed; 2003.

Fonseca AA, Cherubini K, Veeck EB, Ladeira RS, Carapeto LP. Effect of 10% formalin on radiographic optical density of bone specimens. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37:137-41.

Galan Júnior J. Contribuição ao estudo das principais dimensões dos dentes humanos permanentes, de leucodermas brasileiros, em ambos os sexos. *Rev Bras Odontol* 1970 maio/jun.; ano XXVII, nº 163: 145-8.

Goshima T, Goshima Y. The optimum level of radiopacity in posterior composite resins. *Dentomaxillofac Radiol* 1989 Feb.; 18(1): 19-21.

Goshima T, Goshima Y. Radiographic detection of recurrent carious lesions associated with composite restorations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990; 70(2):236-9.

Graziottin LFR, Costa NP, Silveira ID, Veeck EB. Resinas Compostas Compactáveis: comparação da densidade óptica utilizando radiografias digitais. *Rev Fac Odontol Univ Passo Fundo* 2001 jul./dez.; 6(2):33-41.

Graziottin LFR, Costa NP, Silveira ID, Veeck EB. Measurement of the optical density of packable composites - comparison between direct and indirect digital systems. *Pesqui Odontol Bras* 2002 Out./Dez.; 16(4):299-307.

Graziottin LFR, Costa NP, Silveira ID, Veeck EB. Comparação da densidade óptica de resinas compostas de alta viscosidade por meio do sistema digital DenOptix. Rev Fac Odontol Univ Passo Fundo 2005 jan./jun.; 10(1):81-7.

Gröndahl HG. Digital radiology in dental diagnosis: a critical view. Dentomaxillofac Radiol 1992 Nov.; 21(4):198-202.

Gu S, Rasimick BJ, Deutsch AS, Musikant BL. Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. Dent Mater 2006; 22:765-70.

Gürdal P, Akdeniz BG. Comparison of two methods for radiometric evaluation of resin-based restorative materials. Dentomaxillofac Radiol 1998; 27(4):236-9.

Gürdal P, Hildebolt CF, Akdeniz BG. The effects of different image file formats and image-analysis software programs on dental radiometric digital evaluations. Dentomaxillofac Radiol 2001; 30:50-5.

Hara AT, Serra MC, Haiter-Neto F, Rodrigues Júnior AL. Radiopacity of esthetic restorative materials compared with human tooth structure. Am J Dent 2001;14(6):383-6.

Hosoda H, Yamada T, Inokoshi S. SEM and elemental analysis of composite resins. J Prosthet Dent 1990; 64:669-76.

International Standards Organization. ISO 4049. Dentistry – Polymer-based filling, Restorative and luting materials. 3rd. ed, 2000.

Iório PAC. Resinas compostas. In:———. Dentística Clínica: Adesiva e Estética. v.1. São Paulo: Santos; 1999. p.88-124.

Ivoclar Vivadent. 4Seasons. São Paulo, [2008]. Bula do produto.

Khademi JA. Digital images & sound. J Dent Educ 1996 Jan.;60(1):41-6.

Khan AM, Suzuki H, Nomura Y, Taira M, Wakasa K, Shintani H, Yamaki M. Characterization of inorganic fillers in visible-light-cured dental composite resins. J Oral Rehabil 1992; 19:361-70.

Kühnisch J, Pasler FA, Bücher K, Hickel R, Heinrich-Weltzien R. Frequency of non-carious triangular-shaped radiolucencies on bitewing radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:23-7.

Marouf N, Sidhu SK. A study on the radiopacity of different shades of resin-modified glass-ionomer restorative materials. *Oper Dent* 1998 23(1):10-4.

Martins MGBQ, Haiter Neto F, Whaites EJ. Analysis of digital images acquired using different phosphor storage plates (PSPs) subjected to varying times and storage conditions. *Dentomaxillofac Radiol* 2003; 32:186-90.

Martins MGBQ, Whaites EJ, Ambrosano GMB, Haiter Neto F. What happens if you delay scanning Digora phosphor storage plates (PSPs) for up to 4 hours? *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35:143-6.

Mesquita E, Cé G, Thaddeu Filho M. Princípios biomecânicos dos preparos. In: ——. *Prótese Dentária*. v.1. Florianópolis: Editora Ponto; 2008. p.55.

Mouyen F, Bens C, Sonnabend E, Lodter JP. Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1989; 68:238-42.

Muñoz Chávez OF, Reis JIL, Santos LM, Andrade MF. Resinas compostas compactáveis. Relato de caso clínico. *J Bras Clin Estet Odontol* 1999; 3(16):11-7.

Murchison DF, Charlton DG, Moore WS. Comparative radiopacity of flowable resin composites. *Quintess Int* 1999; 30(3):179-84.

Nelvig P, Wing K, Welander U. Sens-A-Ray. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1992; 74(6):818-23.

Omer OE, Wilson NHF, Watts DC. Radiopacity of posterior composites. *J Dent* 1986; 14(4):178-9.

Pagnoncelli SM, Pacheco JFM, Costa NP, Veeck EB. Uso da imagem digital indireta para comparação da densidade óptica de materiais ionoméricos com a dentina em diferentes espessuras. *Rev Odonto Cienc* 2003 jan./fev; 18(39):55-62.

Pereira ASR, Pires MM, Figueiredo JAP, Mota EG, Pires LAG. Análise dos níveis de cinza de 4 resinas compostas micro-híbridas utilizando um sistema de radiografia digital direto. *Rev Odonto Cienc* 2005 jan./mar.; 20(47):3-10.

Porto Neto ST, Machado CT. Resinas condensáveis. *J Bras Odontol Clin* 1999; 3(13):35-9.

Prévost AP, Forest D, Tanguay R, DeGrandmont P. Radiopacity of glass ionomer dental materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990 Aug.;70(2):231-5.

Ramamurthy R, Canning CF, Scheetz JP, Farman AG. Impact of ambient lighting intensity and duration on the signal-to-noise ratio of images from photostimulable phosphor plates processed using DenOptix and ScanX systems. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33:307-11.

Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Radiopacity of resin-based materials measured in film radiographs and phosphor plate (Digora). *Oper Dent* 2004 Nov./Dec.; 29 (6):677-84.

Sanderink GCH. Imaging: new versus traditional technological aids. *Int Dent J* 1993; 439(4):335-42.

Santos MCMS, Aguiar CM, Khoury H, Braz R. Avaliação da radiopacidade dos compômeros. *Rev Odontol Univ Santo Amaro* 1999 jan./jun.; 4(1):22-5.

Sarmiento, VA, Pretto, SM, Costa, NP. Entendendo a imagem digitalizada. *Rev Odonto Cienc* 1999;14(27);171-8.

Scotti R, Villa L, Carossa S. Clinical applicability of the radiographic method for determining the thickness of calcified crown tissues. *J Prosthet Dent* 1991; 65:65-7.

Schillingburg HT, Grace CS. Thickness of enamel and dentin. *J South Calif Dent Assoc* 1973 Jan.; 41:33-52.

Silveira ID, Costa NP, Veeck EB, Pretto SM. Comparação da densidade óptica de resinas compostas condensáveis, usando radiografias digitalizadas. *Rev Odonto Cienc* 2000 dez.; 15(31):103-24.

Souza PHC, Costa NP, Veeck EB. Influence of soft tissues on mandibular gray scale levels. *Braz Oral Res* 2004; 18(1):40-4.

Souza PHC, Costa NP, Puppim AAC. Análise óptica da densidade óssea retromolar mandibular por meio de imagens digitalizadas, utilizando simuladores de tecidos moles. Rev Odonto Cienc 1999/2; 28(14):27-53.

Spoehr AM, Costa NP. Estudo das relações entre a espessura e a densidade óptica do esmalte em faces proximais de primeiros pré-molares. Rev Odonto Cienc 1997/1; 23(12): 217-29.

Stanford CM et al. Radiopacity of light-cured posterior composite resins. J Amer Dent Assoc 1987 Nov.; 115 (5):722-4.

Tagger M, Katz A. Radiopacity of endodontic sealers: development of a new method for direct measurement. J Endodon 2003;29:751-5.

Tamburús JR. Radiopacidade de resinas compostas. Rev Odontol USP 1990 abr./jun.; 4(2):103-7.

Tommasi AF. Semiologia dos dentes. In:———. Diagnóstico em Patologia Bucal. 3ª ed. Pancast Editora; [2002]. p.117.

Toyooka H, Taira M, Wakasa K, Yamaki M, Fugita M, Wada T. Radiopacity of 12 visible-light-cured dental composite resins. J Oral Rehabil 1993; 20:615-22.

3M. Filtek™ Z250. São Paulo, [2008]. Bula do produto.

3M. Filtek™ Z350. São Paulo, [2008]. Bula do produto.

Turgut MD, Attar N, Önen A. Radiopacity of direct esthetic restorative materials. Oper Dent 2003; 28(5):508-14.

Tveit AB, Espelid I. Radiographic diagnosis of caries and marginal defects in connection with radiopaque composite fillings. Dent Mater 1986; 2(4):159-62.

van Dijken JWV, Wing KR, Ruyter IE. An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in class I and class II cavities. Acta Odontol Scand 1989; 47(6):401-7.

Versteeg CH, Sanderink GCH, van Der Stelt PF. Efficacy of digital intra-oral radiography in clinical dentistry. *J Dent* 1997; 25(3-4):215-24.

Vieira GF et al. Atlas de anatomia de dentes permanentes – coroa dental. 2ª reimpressão. São Paulo: Livraria Editora Santos; 2008.

Walter LRF, Hokama N. Um novo aparelho de perfuração destinado ao estudo dos materiais odontológicos. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 1976 jan./fev.; 30(2):77-8.

Watanabe PCA, Tanaka EE, Fenyó-Pereira M, Panella J. Estado atual da arte da imagem digital em Odontologia. *Rev Apcd* 1999 jul./ago.; 53(4):320-5.

Watts DC. Characterization of Aluminium radiopacity standards for restorative materials. *J Dent* 1987a; 15(4):175-7.

Watts DC. Radiopacity vs. composition of some barium and strontium glass composites. *J Dent* 1987b; 15:38-43.

Wenzel A, Frovin T. Teletransmission of radiographs: A review and a description of a prototype system. *Danish Dental J* 1988; 92(12):502-9.

Willems G. Resinas compostas. In: Baratieri LN e cols. Estética – Restaurações adesivas diretas em dentes anteriores fraturados. 2 ed. São Paulo: Santos Livraria e Editora; 1998. p.73-113.

Willems G, Noack MJ, Inokoshi S, Lambrechts P, van Meerbeek B, Braem M, Roulet JF, Vanherle G. Radiopacity of composites compared with human enamel and dentine. *J Dent* 1991; 19:362-5.

Williams JA, Billington RW. A new technique for measuring the radiopacity of natural tooth substance and restorative materials. *J Oral Rehabil* 1987; 14(3):267-9.

Zanettini G, Veeck EB, Costa NP. Avaliação da densidade óptica de diferentes cores em duas resinas compostas compactáveis utilizando o programa Digora – estudo in vitro. *Rev Odonto Cienc* 2002 out./dez.; 17(38):372-9.

APÊNDICES E ANEXOS

APÊNDICES E ANEXOS

APÊNDICES

A- Medidas coronárias das amostras.

B1- Projeto do dispositivo posicionador de acrílico desenvolvido pelos autores para a padronização das tomadas radiográficas.

B2- Projeto do dispositivo posicionador de acrílico desenvolvido pelos autores para a padronização das tomadas radiográficas, vista desmembrada.

C- Espessuras méso-distais dos esmaltes proximais.

ANEXOS

A- Protocolo de aprovação do projeto de Tese aprovado pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

B- Protocolo de aprovação do projeto de Tese aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

C- Carta ao Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

D- Carta ao Laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

E- Carta ao Serviço Central de Radiologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

F- Carta ao Centro de Microscopia e Microanálises da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

APÊNDICE A
MEDIDAS CORONÁRIAS DAS AMOSTRAS

Medidas coronárias das amostras

Medidas	Dentes										Média	Desv.Pad
	1 (14)	2 (24)	3 (24)	4 (24)	5 (14)	6 (14)	7 (24)	8 (24)	9 (14)	10 (24)		
CO (V)	9,70	9,76	9,29	9,25	9,23	9,90	9,85	9,93	10,72	9,25	9,69	0,47
CO (P)	7,32	8,57	8,03	7,46	8,38	7,96	7,85	8,67	9,31	8,00	8,16	0,59
CO (M)	4,64	5,50	5,03	4,96	5,43	5,97	5,15	5,43	5,83	4,64	5,26	0,46
CO (D)	4,70	5,30	5,15	4,98	5,16	4,49	5,07	5,24	5,84	5,40	5,13	0,37
d M/D (Máx)	8,10	7,97	7,44	8,05	7,82	7,86	7,89	7,84	7,93	7,72	7,86	0,19
d V/P (Máx)	9,98	10,56	9,62	10,16	9,41	10,48	9,41	9,97	10,04	9,52	9,92	0,42

C
O
R
O
A

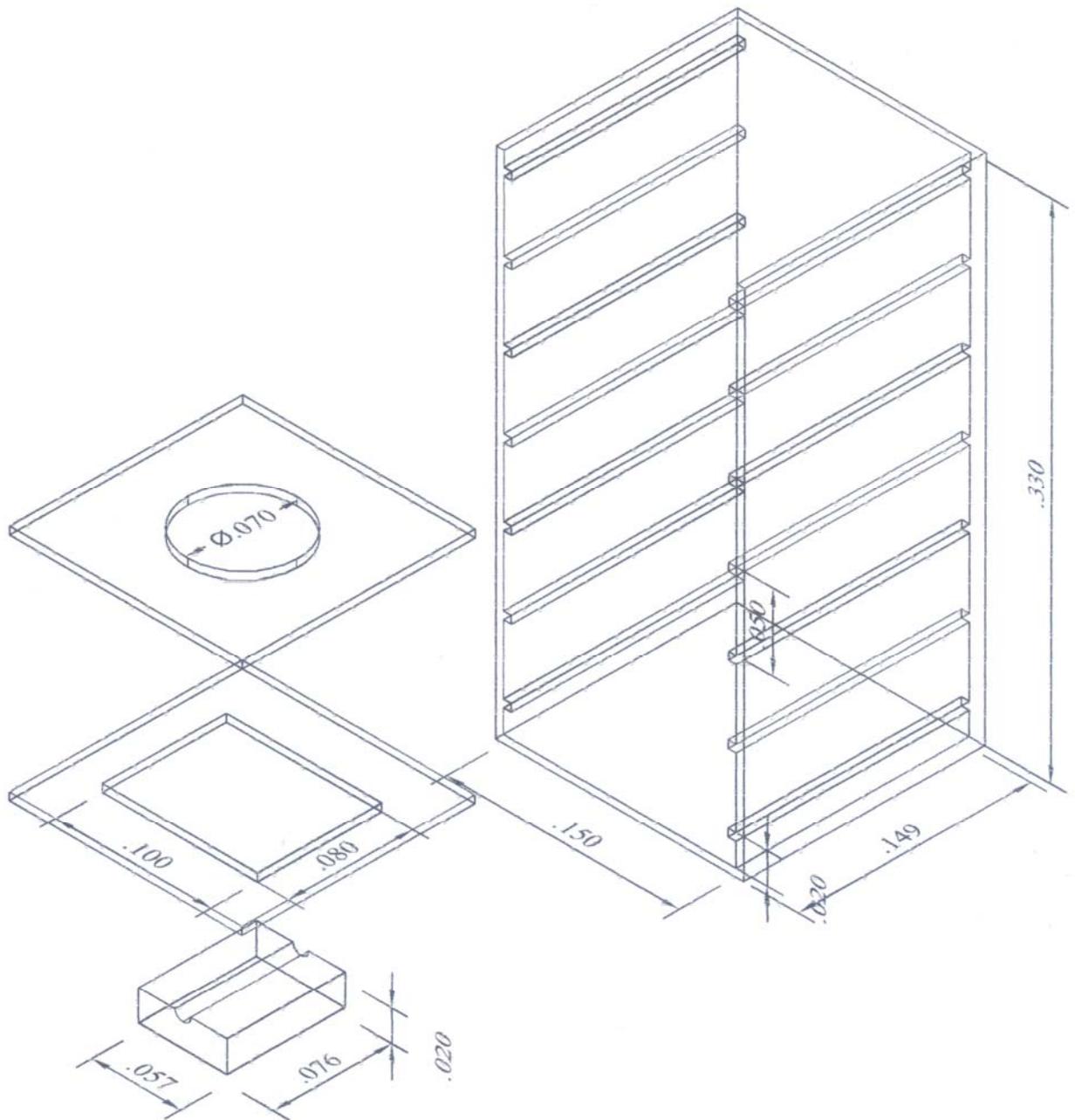
APÊNDICE B1

PROJETO DO DISPOSITIVO POSICIONADOR DE ACRÍLICO DESENVOLVIDO PELOS AUTORES
PARA A PADRONIZAÇÃO DAS TOMADAS RADIOGRÁFICAS



APÊNDICE B2

PROJETO DO DISPOSITIVO POSICIONADOR DE ACRÍLICO DESENVOLVIDO PELOS AUTORES
PARA A PADRONIZAÇÃO DAS TOMADAS RADIOGRÁFICAS, VISTA DESMEMBRADA



APÊNDICE C

ESPESSURAS MÉSIO-DISTAIS DOS ESMALTES PROXIMAIS

Espessuras méso-distais dos esmaltes proximais		
Dentes	Sítio Mesial	Sítio Distal
1 (14)	1,4	1,4
2 (24)	1,4	1,3
3 (24)	1,3	1,3
4 (24)	1,4	1,4
5 (14)	1,4	1,4
6 (14)	1,5	1,3
7 (24)	1,4	1,4
8 (24)	1,4	1,5
9 (14)	1,4	1,3
10 (24)	1,3	2,0
Média	1,39	1,43
Desvio-padrão	0,06	0,21

ANEXO A

PROCOLO DE APROVAÇÃO DO PROJETO DE TESE APROVADO PELA COMISSÃO CIENTÍFICA
E DE ÉTICA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL



*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 02 de agosto de 2007

O Projeto de: Tese

Protocolado sob nº: 0029/07
Intitulado: Influência dos remanescentes dentários e das resinas compostas na densidade óptica de dentes radiografados por sistemas digitais
Pesquisador Responsável: Profa. Dra. Nilza Pereira da Costa
Pesquisadores Associados: Luiz Felipe Rodrigues Graziottin
Nível: Doutorado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em *13 de julho de 2007*.

Este projeto deverá ser imediatamente encaminhado ao CEP/PUCRS

Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira
Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS

ANEXO B

PROTOCOLO DE APROVAÇÃO DO PROJETO DE TESE APROVADO PELO COMITÊ DE ÉTICA
E PESQUISA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE
CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Ofício 1011/07-CEP

Porto Alegre, 04 de setembro de 2007.

Senhor(a) Pesquisador(a):

O Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS apreciou e aprovou seu protocolo de pesquisa registro CEP 07/03857, intitulado: **"Influência dos remanescentes dentários e das resinas compostas na densidade óptica de dentes radiografados por sistemas digitais"**.

Sua investigação está autorizada a partir da presente data.

Relatórios parciais e final da pesquisa devem ser entregues a este CEP.

Atenciosamente,


Prof. Dr. José Roberto Goldim
COORDENADOR DO CEP-PUCRS

Ilmo(a) Sr(a)
Profa Dra Nilza Pereira da Costa
N/Universidade

PUCRS | Campus Central
Av. Ipiranga, 6690 – 3º andar – CEP: 90610-000
Sala 314 – Fone Fax: (51) 3320-3345
E-mail: cep@pucrs.br
www.pucrs.br/prppg/cep

ANEXO C

CARTA AO BANCO DE DENTES DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
BANCO DE DENTES HUMANOS

SOLICITAÇÃO

Eu, Luiz Felipe Rodrigues Graziottin venho através desta solicitar ao Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da PUCRS, 10 dentes primeiros pré-molares superiores permanentes, para o desenvolvimento da pesquisa intitulada **"INFLUÊNCIA DOS REMANESCENTES DENTÁRIOS E DAS RESINAS COMPOSTAS NA DENSIDADE ÓPTICA DE DENTES RADIOGRAFADOS POR SISTEMAS DIGITAIS"**.

Sei que os dentes somente serão liberados para a execução do trabalho após a aprovação do projeto pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia e, a seguir, pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS.

Porto Alegre, 20 de maio de 2007.

De acordo
20/06/2007
João Weber
Coordenador

Luiz Felipe Rodrigues Graziottin
Pesquisador Responsável

ANEXO D

CARTA AO LABORATÓRIO DE MATERIAIS DENTÁRIOS DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

Porto Alegre, 20 de maio de 2007

Senhora Coordenadora:

Vimos pelo presente, solicitar autorização para utilizar as dependências do laboratório de materiais dentários, a fim de realizar a parte experimental da pesquisa, conforme projeto em anexo, intitulada: "INFLUÊNCIA DO REMANESCENTE DENTÁRIO E DE RESINAS COMPOSTAS NA DENSIDADE ÓPTICA DE DENTES RADIOGRAFADOS POR SISTEMAS DIGITAIS".

Na certeza de sua compreensão, agradecemos antecipadamente.

Atenciosamente



Luiz Felipe R. Graziottin

Doutorando



Profª. Drª. Nilza Pereira da Costa

Orientadora

Exma.Srª.

Profª. Drª. Ana Maria Spohr

MD Responsável pelo laboratório de Materiais Dentários

FO-PUCRS

De acordo


ANEXO E

CARTA AO SERVIÇO CENTRAL DE RADIOLOGIA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

Porto Alegre, 20 de maio de 2007

Senhora Coordenadora:

Vimos pelo presente, solicitar autorização para utilizar as dependências e equipamentos do Serviço Central de Radiologia, a fim de realizar a parte experimental da pesquisa, conforme projeto em anexo, intitulada: "INFLUÊNCIA DO REMANESCENTE DENTÁRIO E DE RESINAS COMPOSTAS NA DENSIDADE ÓPTICA DE DENTES RADIOGRAFADOS POR SISTEMAS DIGITAIS".

Na certeza de sua compreensão, agradecemos antecipadamente.

Atenciosamente



Luiz Felipe R. Graziottin

Doutorando



Profª. Drª. Nilza Pereira da Costa

Orientadora

Exma.Srª.
Profª. Drª. Márcia Rejane Brücker
MD Coordenadora
SCRO - FOPUCRS



ANEXO F

CARTA AO CENTRO DE MICROSCOPIA E MICROANÁLISES
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

Porto Alegre, 20 de maio de 2007

Senhora Coordenadora:

Vimos pelo presente, solicitar autorização para utilizar as dependências do Centro de Microscopia e Microanálises, a fim de realizar a parte experimental da pesquisa, conforme projeto em anexo, intitulada "INFLUÊNCIA DO REMANESCENTE DENTÁRIO E DE RESINAS COMPOSTAS NA DENSIDADE ÓPTICA DE DENTES RADIOGRAFADOS POR SISTEMAS DIGITAIS".

Na certeza de sua compreensão, agradecemos antecipadamente.

Atenciosamente



Luiz Felipe R. Graziottin

Doutorando



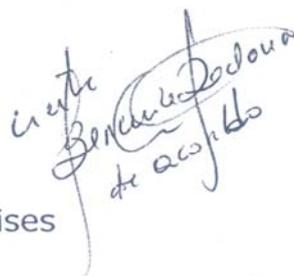
Profª. Dra. Nilza Pereira da Costa

Orientadora

Exma.Srª.

Profª. Dra. Berenice Dedavid

MD Coordenadora do Centro de Microscopia e Microanálises
PUCRS



Exma. Srª. Berenice Dedavid
de acordo