DENISE GALHARDO RENNÓ

**ESTUDO *IN VITRO* DA ADAPTAÇÃO DE RETENTORES INTRA-
RADICULARES FUNDIDOS, MODELADOS COM DIFERENTES
RESINAS ACRÍLICAS AUTOPOLIMERIZÁVEIS**

São Paulo

2005

Denise Galhardo Rennó

**Estudo *in vitro* da adaptação de retentores intra-radiculares
fundidos, modelados com diferentes resinas
acrílicas autopolimerizáveis**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São
Paulo, para obter o título de Mestre pelo
Programa de Pós-Graduação em
Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Ivo Contin

São Paulo

2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

Rennó DG. Estudo *in vitro* da adaptação de retentores intra-radiculares fundidos, modelados com diferentes resinas acrílicas autopolimerizáveis [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

São Paulo, ____/____/2005

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

*Aos meus queridos pais, **Judite** e **Raul**, exemplos de vida, minha admiração e gratidão. Obrigada por sua compreensão, carinho, presença, amor incondicional e incansável apoio. Se hoje realizo um sonho, devo a vocês.*

*Aos meus irmãos, **Juliana** e **Marco Aurélio** e meus cunhados, **Paulo** e **Elisa**, pelo amor, carinho e união, bases da felicidade da nossa família. Exemplos de coragem e força para cumprir as jornadas da vida.*

*Aos meus sobrinhos **Pedro** e **Caio**, pela alegria de vocês existirem e pela felicidade de cada instante compartilhado. Meu amor por vocês é sem limites.*

*À família **Cimatti**, que me acolheu sempre com muito carinho e a qual aprendi a amar. **Dalva**, **Sérgio**, **Valéria** e **Patrícia**, obrigada por todo amor e respeito.*

*Ao meu marido, **Rogério**, meu grande amor, por tornar minha vida mais completa e feliz. Obrigada pelo companheirismo, paciência e compreensão durante a elaboração deste trabalho.*

A todos que amo, dedico este trabalho.

*Ao Prof. Dr. **Ivo Contin**, professor Assistente de Prótese Fixa da FOUSP,
meu mestre e orientador, a quem agradeço pela oportunidade de ingressar
na pós-graduação. Obrigada pela confiança, pela atenção na orientação
deste trabalho, pelos momentos compartilhados e por sua amizade;*

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Ney Soares de Araújo, Diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – FOUSP.

Ao Prof. Dr. João Humberto Antoniazzi, presidente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da FOUSP, pelo grande incentivo à pesquisa;

Ao Prof. Dr. Carlos Gil, chefe do Departamento de Prótese Dental da FOUSP, por seus ensinamentos;

À Profa. Dra. Maria Cecília Miluzzi Yamada, ex-coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da FOUSP, Profa. do Departamento de Prótese Dental da FOUSP;

Aos Professores do Departamento de Prótese Dentária da FOUSP, pela amizade e convivência científica compartilhada;

Ao Prof. Dr. Gastão Soares de Moura Filho, meu grande exemplo, pelo apoio, incentivo e amizade sincera;

Ao Prof. Dr. Alênio Calil Mathias, por sua amizade e por ser o primeiro a me mostrar o fascínio da vida de docente;

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária, pela amizade e companheirismo;

Aos meus queridos amigos da Turma 71 da FOUSP, sempre presentes nas horas mais alegres e mais difíceis.

À minha querida amiga Eliane Matsura, companheira de todas as horas, pela ajuda;

Às secretárias do departamento de Prótese Dentária da FOUSP (Coraci A. Moraes, Regina C. Tognasoli, Sandra G. Silva e Valdinea dos Santos) pela paciência, solicitude, presteza e carinho mostrados desde os tempos da graduação;

Ao Engenheiro Issac Jamil Sayeg, do Instituto de Geociências da USP, responsável pela execução da microscopia eletrônica de varredura, por seu empenho e dedicação;

Ao Sr. José Carlos de Souza, técnico do Instituto de Física da USP, por seu trabalho no torno de precisão, essencial para a realização deste estudo;

Ao Sr. Julio Yamanoshi, do Laboratório de Prótese Julio, responsável por todas as fundições deste trabalho, por seus conhecimentos, sua constante disponibilidade e atenção;

À Sra. Adriana Sañudo responsável pela análise e interpretação estatística deste trabalho;

Às bibliotecárias Vânia Martins Bueno de Oliveira Funaro e Maria Aparecida Pinto, da Biblioteca da FOUSP, responsáveis pela normalização e formatação deste trabalho;

Rennó DG. Estudo *in vitro* da adaptação de retentores intra-radiculares fundidos, modelados com diferentes resinas acrílicas autopolimerizáveis [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

RESUMO

Dentes tratados endodonticamente se encontram freqüentemente mutilados por cárie ou pelo próprio acesso ao canal. A estrutura dental remanescente necessita de tratamento especial para prevenir futuras fraturas. Quando uma grande parte da coroa dental foi perdida, é comum não haver retenção para a restauração na dentina remanescente. Nestas situações, uma restauração com retenção intracanal se faz necessária. Apenas a porção radicular pode oferecer a retenção apropriada para a instalação de uma coroa artificial estética e funcional. Diferentes técnicas podem ser usadas para a fabricação do retentor intra-radicular fundido. Neste estudo, foi escolhida a técnica direta para a confecção dos padrões de fundição em resina acrílica autopolimerizável. Usamos seis padrões metálicos com dimensões que simulavam dentes anteriores preparados para receber um retentor intra-radicular. Os condutos foram preenchidos com resina acrílica, usando um pincel bem fino, e pinos plásticos foram inseridos no interior dos canais. Após a polimerização do pino, adicionamos novas porções de resina acrílica para confecção das partes correspondentes aos núcleos. Essa técnica permite a correção de eventuais falhas, caso haja necessidade. Os padrões de fundição foram então incluídos em material de revestimento e fundidos em liga de níquel-cromo. O retentor intra-radicular fundido foi removido do revestimento e limpo. Apenas removemos os nódulos da superfície do metal, a qual recebeu, posteriormente, jateamento com óxido de alumínio. O objetivo deste estudo foi comparar a adaptação marginal de 54

retentores intra-radulares fundidos, modelados com três resinas acrílicas autopolimerizáveis diferentes: 18 em DuraLay (Reliance Dental MFG Co., USA); 18 em Pattern Resin (GC Products, Japan); 18 em Cop Clas (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Brasil). Os retentores intra-radulares fundidos foram assentados sobre os seis padrões metálicos. As fendas marginais foram observadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV). As medições foram registradas e submetidas à análise estatística. Os resultados obtidos mostraram que: (1) Os retentores intra-radulares fundidos obtidos de padrões de fundição modelados com a resina DuraLay mostraram-se significativamente melhor adaptados ($42,31 \mu\text{m} \pm 9,54 \mu\text{m}$) quando comparados aos retentores intra-radulares fundidos obtidos de padrões das resinas Pattern Resin ($73,25 \mu\text{m} \pm 32,86 \mu\text{m}$) e Cop Clas ($95,32 \mu\text{m} \pm 45,02 \mu\text{m}$) respectivamente; (2) Não houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,273$) na diferença média das fendas marginais dos retentores intra-radulares fundidos modelados com a resina Pattern Resin e modelados com a resina Cop Clas ($22,07 \mu\text{m} \pm 13,13 \mu\text{m}$).

Palavras-Chave: Retentor intra-radicular fundido – Adaptação marginal; Resina acrílica autopolimerizável – padrão de fundição; Prótese dentária.

Rennó DG. *In vitro* study of the fit of cast post and core, obtained from different acrylic resin patterns [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de odontologia da USP; 2005.

ABSTRACT

Endodontically treated teeth are often mutilated by caries and access requirements. The remaining structure requires special treatment to prevent further destruction. When a large portion of the clinical crown has been lost, it is often impossible to achieve sufficient anchorage of a restoration in the remaining dentin. In such situations, a root-canal-retained restoration is required. Only the root portion can offer the needed retention for a functional and esthetic artificial crown. Different approaches can be taken to the fabrication of cast posts and cores. In this study, direct method was chosen to fashion it, by auto polymerizing acrylic resin. We used six standard metal patterns that simulate an anterior tooth prepared to receive cast post and core. Burn-out plastic patterns were fitted into the root canal and, using a fine sable hair brush, the polymer was introduced to fill the canal. After polymerization of the post, additional auto-polymerizing acrylic resin was added to form the core portion. This process can be repeated and correct if necessary. The acrylic resin patterns were then invested and casting was performed using nickel-chromium alloy. The cast was removed from investment. Cleaning was performed exclusively to remove the small positive nodules on the metal post and sandblast surface. The aim of this research was to compare the marginal fit of 54 cast posts constructed with three auto-polymerizing acrylic resins: 18 of DuraLay (Reliance Dental MFG Co., USA); 18 of Pattern Resin (GC Products, Japan); 18 of Cop Clas (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Brasil). The posts and cores were seated over

the six standard metal patterns. Marginal discrepancies were observed in scanning electron microscope (SEM). The measurements were registered and statistically analyzed. The results obtained showed that: (1) The cast post and core obtained from DuraLay ($42,31 \mu\text{m} \pm 9,54 \mu\text{m}$) had significant best fit than the cast post and core obtained from the others acrylic resins, Pattern Resin ($73,25 \mu\text{m} \pm 32,86 \mu\text{m}$) and Cop Clas ($95,32 \mu\text{m} \pm 45,02 \mu\text{m}$) respectively; (2) No significant statistic difference occur ($p=0,273$) in the average marginal gap between the cast posts and cores obtained from Pattern Resin and Cop Class ($22,07 \mu\text{m} \pm 13,13 \mu\text{m}$).

Key-works: Cast post and core – Marginal fit; Auto polymerizing acrylic resin – acrylic resin patterns; denture prosthesis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES E GRÁFICOS

Figura 4.1 -	Esquema do padrão metálico de latão	68
Figura 4.2 -	Base metálica retangular e chapa de aço inox em forma de “u” do dispositivo de leitura	69
Figura 4.3 -	Plataforma metálica circular do dispositivo de leitura	70
Figura 4.4 -	Dispositivo de leitura montado com os corpos de prova	70
Figura 4.5 -	Preenchimento do conduto radicular e posicionamento do pino de moldagem intra-radicular	72
Figura 4.6 -	Pino intra-radicular modelado em resina acrílica autopolimerizável	72
Figura 4.7 -	Posicionamento da matriz ao redor do padrão metálico	73
Figura 4.8 -	Remoção da matriz após a polimerização do núcleo de resina acrílica autopolimerizável.....	74
Figura 4.9 -	Mola colada ao retentor intra-radicular fundido.....	76
Figura 4.10 -	Imagem com aumento de 50 vezes	77
Figura 4.11 -	Imagem com aumento de 200 vezes.....	78
Figura 4.12 -	Imagem com aumento de 500 vezes.....	78
Figura 4.13 -	Barras de leitura do <i>software</i> Qwin 4.0 posicionadas.....	80
Figura 4.14 -	Identificação dos arquivos	81
Gráfico 5.1 -	Média da fenda segundo resina, em μm	86

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 5.1 - Medidas descritivas para os corpos de prova 1 a 18 da resina Cop Clas, em μm	83
Tabela 5.2 - Medidas descritivas para os corpos de prova 1 a 18 da resina DuraLay, em μm	84
Tabela 5.3 - Medidas descritivas para os corpos de prova 1 a 18 da resina Pattern Resin, em μm	85
Tabela 5.4 - Medidas descritivas para as médias das fendas segundo resina, em μm	87
Quadro 4.1 - Variáveis do estudo	76

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

RIR	retentor intra-radicular
RIRs	retentores intra-radiculares
RAAQ	resina acrílica ativada quimicamente

LISTA DE SÍMBOLOS

μm micrômetros

mm milímetro

$^{\circ}$ graus

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	21
2.1 Restauração do dente tratado endodonticamente.....	21
2.2 Retentor intra-radicular (RIR) / Preparo do remanescente dental	24
2.3 Resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ)	37
2.4 Padrão para fundição	43
2.5 Inclusão	51
2.6 Fundição.....	53
2.7 Adaptação	57
3 PROPOSIÇÃO	64
4 MATERIAL E MÉTODOS	65
5 RESULTADOS	82
6 DISCUSSÃO	89
7 CONCLUSÕES	103
REFERÊNCIAS	104
APÊNDICES	113

1 INTRODUÇÃO

Até meados do século XX, os dentes com comprometimento pulpar eram rotineiramente indicados para a extração, visto que, naquela época, o controle da infecção era precário e inexistia a imagem radiográfica do conduto radicular. Após a Segunda Guerra Mundial, houve um grande avanço tecnológico e de conhecimento que refletiu fortemente na Odontologia. Dentre as grandes conquistas, podemos destacar a evolução da Radiologia, o desenvolvimento dos antibióticos, dos procedimentos sedativos de controle da dor e de novos materiais (SILVA, 2003).

A partir de 1950, a terapia endodôntica passou a seguir princípios embasados cientificamente, o que possibilitou tratamentos com altos índices de previsibilidade e efetividade (sucesso). O dente endodonticamente tratado passou a ser considerado elemento confiável nas reabilitações orais (HUDIS; GOLDSTEIN, 1986).

A restauração de um elemento dental tem como objetivo a reparação da forma, da função e da estética perdidas, assim como a prevenção da fratura do remanescente dental e a estabilidade da restauração final. Quando grande parte da estrutura coronária do dente é perdida, alguma forma de recompor a dentina ausente é necessária para dar adequado suporte e retenção à restauração final.

A preocupação em desenvolver técnicas que utilizam o canal pulpar como retenção para a restauração do dente estimula estudiosos na Odontologia há muito tempo. Há, na literatura, evidências de que o uso do remanescente radicular para reter coroas foi primeiro realizado pelos japoneses, no século XIII, esculpindo coroas com pinos em madeira. Há também relatos de que no século XVII, na França, eram

utilizados pinos de prata no interior dos condutos radiculares para a retenção de próteses fixas confeccionadas em osso (MORAES, 2002).

Em 1728, Pierre Fauchard publicou sua obra descrevendo o uso de um pino de prata no interior do canal como retenção para coroas de espiga (SHILLINGBURG; KESSLER, 1991). Em 1869, G. V. Black preconizou o uso de folhas de ouro coesivo para fechar o canal radicular, dando retenção para restaurar a coroa ausente do dente (JOHNSON; SCHWARTZ; BLACKWELL, 1976; MORGANO; BRACKETT, 1999). Em 1871, Harris descreveu o preparo de uma raiz natural para receber uma coroa artificial. O autor preconizava extirpar a polpa e preencher o canal introduzindo um pino de madeira (nogueira), o qual ganhava retenção ao se expandir com a absorção dos fluidos bucais (LLOYD; PALIK, 1993).

Por volta de 1870, outras técnicas foram desenvolvidas e relatadas, como as coroas de Richmond e Davis. Estes autores preconizaram técnicas nas quais a coroa e o pino formavam um corpo único. Essas coroas ficaram conhecidas como “coroas a pivot”. No entanto, esse tipo de restauração tornou-se impopular em função das dificuldades e limitações técnicas de confecção (BAUMHAMMERS, 1962; MORGANO; BRACKETT, 1999).

A partir da década de 70, vários autores passaram a preconizar o conceito no qual a coroa artificial deveria constituir sempre um elemento protético isolado, cimentado posteriormente sobre o núcleo e o remanescente dentário (JOHNSON; SCHWARTZ; BLACKWELL, 1976; MORGANO; BRACKETT, 1999). Na atualidade, é consenso, entre os cirurgiões-dentistas, confeccionar o pino e o núcleo separados da coroa protética.

Neste breve relato, fica evidente a busca por técnicas que permitam utilizar o remanescente dental como suporte de uma coroa artificial, de forma a devolver

estética e função ao dente tratado endodonticamente. O sucesso da restauração protética depende da forma do preparo executado no dente. Muitas vezes, no dente endodonticamente tratado, a estrutura dental se encontra severamente comprometida e o remanescente coronário não é suficiente para dar retenção à restauração. Nestes casos se faz necessário o uso dos retentores intra-radulares (RIRs).

Os RIRs são definidos como elementos protéticos que buscam retenção intra-radicular para suportar retentores protéticos fixos ou restaurações unitárias. O formato ideal do retentor intra-radicular (RIR) deve complementar o remanescente dental, permitindo a obtenção da forma de um dente preparado para receber uma coroa protética (CONTIN; MORI; CAMPOS, 2002). Em conjunto com o remanescente dentário, os RIRs são responsáveis por dissipar e absorver as forças de torque desenvolvidas durante os ciclos mastigatórios, sem sofrerem deformações e sem permitirem o comprometimento da película cimentante (SHILLINGBURG JR et al., 1998).

O RIR fundido constitui a recomendação mais tradicional para a estabilização coronário-radicular. Essa aceitação do RIR fundido provavelmente está relacionada à sua versatilidade. Os padrões de fundição, ao serem modelados, permitem confeccionar o RIR fundido para qualquer elemento dental, independentemente da sua forma anatômica ou número de canais radiculares. Também possibilitam a correção da posição do dente na arcada, facilitando a reabilitação protética do paciente.

O retentor intra-radicular fundido (RIR fundido) é obtido pela modelagem do canal que, adequadamente executada, deve copiar qualquer forma de canal radicular, propiciando ao RIR fundido uma retenção máxima e uma melhor

distribuição de carga por toda a raiz. A técnica de modelagem direta, por ter um menor número de etapas laboratoriais, reduz a possibilidade de distorções e o resultado final é uma adaptação mais precisa. Assim, o tempo clínico a ser gasto pelo cirurgião dentista para o ajuste e cimentação do RIR fundido será menor.

Cera utilidade ou cera para fundição eram os materiais preconizados para a modelagem do canal (SHADMAN; AZARMEHR, 1975), porém a instabilidade das ceras muitas vezes gerava distorções que comprometiam o resultado final das fundições (TERENCE, 1973). Foi somente após a Segunda Guerra Mundial que as resinas acrílicas ativadas quimicamente (RAAQ) passaram a ser usadas para a modelagem do canal. Neste período ocorreram as primeiras aplicações da RAAQ para fins Odontológicos. Durante a Guerra, cientistas alemães foram forçados a estudar as resinas acrílicas, pois as circunstâncias do local e época não eram favoráveis para a ativação térmica da resina (o petróleo e seus derivados eram racionados e o ciclo de polimerização por ativação térmica da resina acrílica era muito dispendioso). Assim, conseguiram desenvolver uma resina que se polimerizava rapidamente e em baixas temperaturas. A utilização dessas resinas, conhecidas como “resinas de rápida” ou “auto-polimerizáveis”, tornou-se então muito popular em virtude da facilidade de trabalho decorrente do rápido endurecimento e de não necessitar de aparato especial (PHILLIPS, 1982).

A utilização da RAAQ marca uma nova era no campo da Odontologia operatória. Nealon (1952) descreveu uma técnica para se trabalhar com a RAAQ utilizando um pincel fino embebido em monômero e saturado com polímero, donde se obtinha uma pérola de resina para ser levada à cavidade. Essa técnica facilitou o trabalho do clínico e fez com que, dentro da versatilidade do uso da RAAQ, a mesma fosse usada na obtenção dos padrões de fundição do RIR.

Embora o processo de fundição constitua uma arte antiquíssima, utilizada na confecção de estátuas e ornamentos por antigas civilizações, o processo da cera perdida para a fundição de incrustações dentárias foi descrito somente em 1897, por Philbrook. Mas, foi somente graças ao aperfeiçoamento realizado por Taggart, 1907, que esse processo teve divulgação no meio odontológico (CRISTOFINI DE ARMAS, 1986).

Os metais nobres eram a base das ligas para fundição usadas na Odontologia, em virtude de sua estabilidade química na cavidade bucal. No entanto, por pressão de ordem econômica, as ligas áuricas deixaram de ser aplicadas. Sofreram modificações na sua composição, surgindo as ligas ditas semi-preciosas e as ligas não-preciosas. Godfogel e Nielsen (1982) afirmaram que, entre as ligas não-preciosas usadas atualmente, as ligas de níquel-cromo são as mais empregadas nos trabalhos de prótese parcial fixa, visto que apresentam excelentes propriedades mecânicas.

A literatura consultada evidencia que o uso do RIR fundido é um procedimento clínico bem sedimentado para a restauração do dente tratado endodonticamente. Os estudos se mostram controversos em relação às técnicas aplicadas para a confecção do RIR fundido, assim como do material utilizado para a obtenção do padrão de fundição. É essencial o esclarecimento de uma técnica operatória segura e de materiais confiáveis, que garantam uma adequada adaptação do RIR fundido.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Restauração do dente tratado endodonticamente

Rosen, Hunt e Hoppert (1961) relataram que o desenvolvimento de novas técnicas de terapia endodôntica proporcionou meios para a conservação de elementos dentários que, tempos atrás, seriam certamente indicados para a exodontia. A restauração do dente endodonticamente tratado se faz necessária, de forma a proteger a estrutura dental remanescente e devolvê-lo ao sistema estomatognático, restabelecendo sua função (MARTINEZ-INSUA et al., 1998).

Perel e Muroff (1972) afirmaram que muitas vezes o dente se encontra com perda parcial ou total da coroa devido às lesões cariosas extensas, restaurações anteriores, fraturas e/ou o próprio desgaste para o acesso ao canal. Segundo os autores, dentes com tratamento endodôntico são mais frágeis e predispostos a uma inoportuna fratura da coroa e/ou da raiz.

Assif e Gorfil (1994) afirmaram que a questão fundamental para a restauração do dente endodonticamente tratado é a quantidade de dentina sadia remanescente para reter a restauração. Para os autores, o maior problema dos dentes despolpados se deve à perda da integridade arquitetônica estrutural da dentina coronária.

Reeh, Messer e Douglas (1989) utilizaram 42 dentes pré-molares em seu estudo. Avaliaram a perda de resistência do elemento dental após a intervenção restauradora e endodôntica. Concluíram que não são os procedimentos endodônticos que enfraquecem o dente, mas sim a violação da integridade das

cristas marginais. A terapia endodôntica diminuiu 5% da capacidade de resistência dos dentes testados. Em um preparo do tipo classe I, houve uma queda média de 20%. E, nos dentes que receberam preparo do tipo MOD, a perda de resistência foi de 63%.

Abdalla e Davidson (1993) concluíram em seu estudo que não são as intervenções inerentes à terapia endodôntica as principais razões da diminuição da resistência física do dente. Segundo os autores, esse enfraquecimento do remanescente dental se deve às destruições progressivas de esmalte e dentina, eliminação de cúspides, cristas marginais e teto da câmara pulpar.

Johnson, Schwartz e Blackwell (1976) afirmaram que quando 25% ou mais da estrutura dental está perdida, alguma forma de recompor a dentina ausente é necessária para dar adequado suporte e retenção para a restauração. Para os autores, restaurações tipo onlay ou coroa e retentores intra-radulares fundidos promovem adequado suporte, protegendo os dentes contra as fraturas horizontais e verticais.

Waliszewski e Sabala (1978) afirmaram que o planejamento da restauração do dente tratado endodonticamente deveria levar em consideração a perda de estrutura dental e propiciar a proteção do remanescente dental das forças mastigatórias, o reforço contra fratura da coroa ou raiz e a retenção da restauração final. Para os autores, o retentor intra-radicular está indicado para todos os dentes anteriores despulpados, pois devido ao acesso ao canal radicular e preparo dental para a coroa, a dentina remanescente apresenta-se muito delgada e pode fraturar-se com as cargas mastigatórias. Para os dentes posteriores, coroas com recobrimento de cúspides estão indicadas sempre que a estrutura remanescente for

capaz de retê-la. Caso contrário, os mesmos autores indicam o emprego do retentor intra-radicular seguido de coroa fundida.

A conduta restauradora para o dente tratado endodonticamente deve levar em consideração se o elemento receberá restauração unitária ou será suporte de prótese parcial fixa ou apoio de prótese parcial removível. Para Hirata et al. (1993) se o dente não receber restauração unitária é recomendável a instalação de um retentor intra-radicular, uma vez que o dente sofre tensões adicionais provenientes dos pânticos ou dos dentes artificiais. Segundo os autores, para a restauração de um dente tratado endodonticamente com retentor intra-radicular é necessário que o elemento a ser restaurado apresente, além do tratamento endodôntico bem realizado, uma cavidade destinada ao seu alojamento.

Christensen (1996) afirma que, dentro dos conceitos mais atuais, o principal motivo para o uso do retentor intra-radicular não é fortalecer o remanescente dental do dente despulpado como se costumava acreditar (muitas vezes ele poderia até enfraquecê-lo), mas sim fazer a conexão entre a porção coronária recomposta e a estrutura radicular remanescente, promovendo retenção para a coroa.

Smith e Schuman (1997) publicaram um guia para auxiliar o dentista a decidir quando usar o RIR ou não. Afirmaram os autores que a decisão só deve ser tomada após o acesso ao canal tratado e a avaliação da estrutura remanescente na coroa dental. Para dentes anteriores ou posteriores com pouca estrutura perdida, indicam um tratamento conservador apenas com material restaurador. Dentes anteriores ou posteriores com perda estrutural significativa requerem um RIR com restauração protética do tipo coroa total. E, segundo os autores, dentes posteriores com moderada perda de estrutura dental, núcleos de amálgama ou resina são admitidos como suporte para as coroas protéticas.

Certos aspectos do dente tratado endodonticamente têm relevante importância para sua restauração. A dentina é o tecido dental que confere resistência ao dente, suporta e transmite as cargas oclusais ao periodonto de sustentação e é a estrutura dental que deve reter a restauração. Potashnick, Weine e Strauss (1998) afirmaram que o teto da câmara pulpar tem a forma de um arco, forma geométrica esta que é extremamente resistente às cargas de pressão e compressão. Quando o teto da câmara pulpar é removido para o acesso ao canal radicular, a resistência do dente é amplamente reduzida. Segundo os autores, neste caso, é necessário um reforço interno e um suporte externo para as paredes do remanescente dental.

2.2 Retentor intra-radicular (RIR) / Preparo do remanescente dental

O RIR é composto do pino intra-radicular, do núcleo e do espelho, podendo apresentar também o estojo. O pino intra-radicular é a porção do RIR que se encaixa no conduto radicular previamente preparado para tal. É responsável por conferir retenção ao conjunto, além de participar da distribuição das cargas oclusais para a raiz remanescente, periodonto de sustentação e osso alveolar (MORI; CAMPOS, 1999). O núcleo é a parte do RIR que restaura a porção coronária do preparo dental feito para receber uma coroa protética (DESORT, 1983). A porção denominada espelho do RIR corresponde à base do núcleo que fica em contato com o topo radicular, é a intersecção do pino com o núcleo (CONTIN; MORI; CAMPOS, 2002). O RIR pode ser simples ou estojado. O estojo é a porção do retentor que circunda a

raiz, mas não é um componente obrigatório (CONTIN; MORI; CAMPOS, 2002). Na sua ausência, o RIR é classificado como simples. O estoçamento do remanescente radicular é dado pela infra-estrutura fundida da prótese (MORI; CAMPOS, 1999). No RIR estojado, o estoçamento é conseguido com um contra-bisel por toda circunferência da raiz e está indicado para os casos com pouco remanescente dentinário na coroa. O estoçamento funciona como agente anti-rotacional e tem a capacidade de prevenir possíveis fraturas radiculares, quando da aplicação de cargas oclusais (DESORT, 1983; HEMMINGS; KING; SETCHELL, 1991).

O preparo do remanescente dental e do conduto radicular para receber o RIR deve seguir princípios biomecânicos básicos. Martinez-Insua et al. (1998) afirmaram que a remoção de dentina durante o preparo do conduto radicular, para receber o pino, pode diminuir a resistência à fratura do remanescente dental. Para os autores, o pino não torna a raiz mais forte, apenas serve para fazer a retenção do núcleo.

É importante salientar que os RIRs, quando não bem indicados e executados, diminuem a resistência do dente. Eles têm a função de fornecer retenção à restauração quando o remanescente coronário não tem volume suficiente para isso (DE CLEEN, 1993; HIRATA et al., 1993; POTASHNICK; WEINE; STRAUSS, 1998).

Baumhammers (1962) descreveu uma técnica simplificada para a obtenção da “coroa a pivot”. Preconizou uma redução extrema de toda e qualquer estrutura do remanescente da coroa dental para a colocação de um pino o mais longo possível. Segundo o autor, o canal deve ser preparado com brocas carbide, de modo a se obter paredes paralelas. Afirma que essa técnica, apesar do risco de perfuração da raiz, é fundamental para a retenção do pino.

Christy e Pipko (1967) afirmaram que existem formas básicas de preparo do remanescente dental, ficando a escolha dependente da idade do paciente, da

extensão da cárie dental pré-existente e do comprimento da raiz. Para os autores, o princípio mais importante é a manutenção do maior volume de dentina possível, seja durante o preparo do canal ou do dente.

Perel e Muroff (1972) mostraram em seu estudo que a forma da porção coronária do dente a ser restaurado com RIR e coroa protética depende da quantidade de dentina sadia remanescente. Para os autores, não se deve desgastar todo o remanescente coronário para substituí-lo pelo núcleo, o qual deve repor apenas a porção dental perdida.

Gutmann (1977) ressaltou os cuidados que devem ser tomados durante o preparo do dente tratado endodonticamente para receber um retentor intra-radicular, fase restauradora esta que o autor afirma ser crítica. Dentre esses cuidados, salientou que deve ser conhecida a anatomia da raiz para que o preparo seja feito no longo eixo da mesma, evitando-se perfurações. Afirmou que a remoção excessiva de dentina deixa pouca estrutura para suporte e distribuição de carga. O autor preconiza que a forma interna do conduto deve ser obtida com pequeno alargamento. Para o autor, a dentina permite a retenção do RIR e confere suporte e mais resistência à restauração final.

A preocupação no preparo do conduto radicular é gerar um mínimo alargamento do canal, sem criar ângulos vivos ou perfurações na raiz (DESORT, 1983; HIRATA et al., 1993; GUTMANN, 1977; SHILLINGBURG JR; FISHER; DEWHIRST, 1970).

Waliszewski e Sabala (1978), ao fazerem considerações sobre a associação dos tratamentos endodôntico e restaurador, afirmaram que na porção apical da raiz é encontrada a maior parte dos canais acessórios, os quais não devem ficar abertos.

Segundo os autores, o selamento apical é garantido mantendo-se de 4 a 5 mm de guta-percha na porção apical do dente.

Vários autores estudaram a quantidade de material obturador que deve permanecer intacto na porção apical do dente endodonticamente tratado, sendo consenso afirmar que deve restar entre 3mm e 5 mm. O selamento apical determina o comprimento máximo que o RIR poderá ter (CAPUTO; STANDLEE, 1976; DESORT, 1983; DE CLEEN, 1993; GUTMANN, 1977; LLOYD; PALIK, 1993; ROBBINS, 1990; SHILLINGBURG JR; FISHER; DEWHIRST, 1970; WALISZEWSKI; SABALA, 1978; WEINE et al., 1973).

O aumento no comprimento do pino tem um efeito na melhoria da sua retenção (EDMUNDS; DUMMER, 1990; JOHNSON; SCHWARTZ; BLACKWELL, 1976; MORGANO; MILOT, 1993 ; POTASHNICK; WEINE; STRAUSS, 1998; SHILLINGBURG; KESSLER, 1991), possibilita melhor distribuição de cargas pela dentina radicular e previne estresse excessivo no interior da raiz (GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; PEREL; MUROFF, 1972; STANDLEE et al., 1972).

Muitos autores estudaram as características ideais de um RIR, mencionando sua forma ideal, assim como seu comprimento, largura e textura de superfície.

Quanto à forma do pino, este pode ser cilíndrico (paralelo) ou cônico. Colley, Hampson e Lehmen (1968) estudaram a retenção proporcionada por diferentes formas e comprimentos de pinos e concluíram que os pinos paralelos são os que promovem a melhor retenção. Porém, os autores afirmaram que a dificuldade técnica para sua execução é muito maior e o seu assentamento é dificultado pela pressão hidrostática do cimento. Concluíram que, no intuito de minimizar a perda de retenção, o comprimento do pino deve ser aumentado e o grau de expulsividade deve ficar entre 3^0 e 5^0 .

Standlee et al. (1972) realizaram um estudo comparativo entre pinos paralelos e cônicos. Segundo os autores, os pinos paralelos, embora sejam mais retentivos, são mais difíceis de cimentar devido à pressão hidrodinâmica do cimento. Concluíram que há um aumento do estresse apical conforme se aumenta o comprimento do pino. Para compensar estas desvantagens, recomendam o aumento da conicidade do pino. Para os autores, os pinos cônicos são mais fáceis de cimentar. Como vantagens, afirmam que o estresse gerado durante a cimentação do pino cônico não é proporcional ao aumento do comprimento do pino.

Johnson e Sakamura (1978) fizeram um estudo da resistência à tração dos RIRs fundidos. Analisaram 60 dentes que receberam RIRs fundidos, com variações de forma, diâmetro e comprimento. Concluíram que: (1) os pinos de maior diâmetro são mais retentivos; (2) os pinos paralelos são mais retentivos que os pinos cônicos; (3) os pinos mais longos são mais retentivos. Analisando a variável comprimento do pino quanto à capacidade de retenção, os autores compararam pinos de 7, 9 e 11 mm. Notaram não haver diferença significativa entre os pinos de 7 e 9 mm, mas afirmaram que os pinos de 11 mm são os mais retentivos entre todos.

Sorensen e Martinoff (1984) avaliaram 1273 dentes tratados endodonticamente e concluíram que os dentes que receberam pinos de tamanho igual ou maior que o comprimento da coroa clínica tiveram um índice de sucesso de 97%. Os autores afirmaram que os resultados obtidos estão de acordo com a literatura e concluíram que o pino deve ser longo o suficiente para prevenir o estresse excessivo no interior da raiz, distribuindo as cargas da mastigação, sem contudo, afetar o selamento apical.

Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996) estudaram, através do método dos elementos finitos, a influência das dimensões do RIR na distribuição das cargas pela

raiz. Concluíram que as resistências à tensão e à compressão não sofrem alterações com mudanças nas dimensões dos RIRs. A resistência ao cisalhamento não se altera com a alteração do diâmetro do pino, porém aumenta substancialmente com a diminuição no comprimento do pino. Segundo os autores, o RIR está indicado para dentes com estrutura dental deficitária quando o propósito primário do pino é dar retenção ao núcleo. Afirmam que, embora o maior comprimento do pino propicie melhor distribuição de cargas, deve-se sempre cuidar para conservar estrutura dental interna na raiz.

A área do RIR em contato com a superfície do canal preparado tem relação direta com a retenção, sendo assim, o diâmetro do pino também deve ser analisado. O diâmetro do pino deve ser adequado para evitar a flexão da liga metálica e possível fratura do pino (CHRISTY; PIPKO, 1967; EDMUNDS; DUMMER, 1990; PEREL; MUROFF, 1972).

O preparo das paredes internas do canal deve consistir em um mínimo alargamento e modificação da anatomia existente (DESORT, 1983; GUTMANN, 1977; MARTINEZ-INSUA et al., 1998), mantendo a maior quantidade de dentina possível, prevenindo assim fratura ou perfuração da raiz (EDMUNDS; DUMMER, 1990; MARTINEZ-INSUA et al., 1998; MATTISON, 1982). É importante deixar a raiz com um volume de dentina suficiente para suportar e distribuir as cargas mastigatórias (GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; MATTISON, 1982). Para vários autores, o aumento no diâmetro do pino pouco contribui para sua retenção, não justificando a remoção intencional de dentina radicular e enfraquecimento da raiz (EDMUNDS; DUMMER, 1990; MATTISON, 1982; PICKARD, 1964; SORENSEN; MARTINOFF, 1984; STANDLEE; CAPUTO; HANSON, 1978; WEINE et al., 1973).

Lloyd e Palik (1993) afirmaram que o diâmetro do pino está comumente relacionado à fratura da raiz e que padrões definitivos de diâmetro foram propostos, mas continuam sendo alvo de debates. Para o autor, os padrões podem ser classificados como: (1) conservacionistas - o pino deve ter o menor diâmetro possível que permita modelar o comprimento desejado (ASSIF et al., 1989; GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; GUTMANN, 1977; POTASHNICK; WEINE; STRAUSS, 1998); (2) proporcionalistas – a largura do pino corresponde a um terço da largura da raiz (JOHNSON; SCHWARTZ; BLACKWELL, 1976; SHILLINGBURG; KESSLER, 1991); e (3) preservacionistas – pelo menos 1mm de parede dentinária ao redor do canal preparado para o pino (CAPUTO; STANDLEE, 1976).

Dentre as características da forma do RIR, Perel e Muroff (1972) observaram a importância e a necessidade de se criar algum dispositivo anti-rotacional quando a própria estrutura dental remanescente não propicia estabilidade adequada. Podem ser feitas formas internas na porção oclusal da dentina para evitar forças horizontais e rotação do RIR, como sulcos, canaletas, pinos, encaixes ou contra-bisel (CHRISTENSEN, 1996; DESORT, 1983; GUTMANN, 1977; MILLER, 1978; ROBBINS, 1990). Todos os ângulos agudos devem ser evitados pois são zonas de concentração de estresse (DESORT, 1983; MILLER, 1978; ROBBINS, 1990; STANDLEE et al., 1972).

Hemmings, King e Setchell (1991) observaram que a literatura mostrava vários trabalhos associando a forma do RIR com a resistência às forças de tração e compressão, mas afirmaram que o dente também estava sujeito a forças de torção e rotação. Também notaram muitas indicações de dispositivos anti-rotacionais. Em seu estudo, os autores testaram a resistência ao torque de vários dispositivos anti-rotacionais aplicados no preparo do conduto para receber um RIR. Sessenta caninos

humanos compuseram a amostra da pesquisa. Concluíram que todos os dispositivos anti-rotacionais aumentaram a resistência ao torque, sendo o melhor resultado alcançado pelo estoçamento do RIR, seguido do desgaste cônico da entrada do conduto, do pino cônico, do degrau interno e do “*pin*”. Segundo os autores, o estoçamento é inviável esteticamente.

Fukushima et al. (2002) testaram a resistência às forças rotacionais de pinos pré-fabricados e RIRs fundidos. Sessenta e seis dentes anteriores extraídos foram testados. Os autores concluíram que os RIRs, pré-fabricados ou paralelos, requerem uma forma de resistência adicional no sentido rotacional para propiciar maior resistência às forças horizontais. Para os autores, parece mais recomendável a utilização de núcleos modelados individualmente.

A configuração da superfície do pino pode ser classificada como lisa, serrilhada ou rosqueada. Embora os pinos serrilhados ou rosqueados apresentem melhores resultados nos testes de retenção (COLLEY; HAMPSON; LEHMEN, 1968; STANDLEE et al., 1972; STANDLEE; CAPUTO; HANSON, 1978) geram maior concentração de estresse na dentina radicular (ASSIF et al., 1989; COLLEY; HAMPSON; LEHMEN, 1968; STANDLEE et al., 1972).

Colley, Hampson e Lehmen (1968) estudaram a melhor forma, comprimento e superfície do pino intra-radicular, avaliando sua retenção. Para tal, usaram dentes incisivos humanos nos quais foram preparados canais com paredes paralelas. Como resultado dos testes aplicados, obtiveram a força necessária para remover os pinos dos canais radiculares. Segundo os autores, para pinos de mesmo comprimento, a retenção é de duas a três vezes maior para pinos serrilhados quando comparados com os pinos lisos, evidenciando a importância da rugosidade da superfície do pino.

Os autores preconizaram uma superfície do pino asperizada com jato de areia para o aumento da retenção.

Robbins (1990) afirmou que havia muita confusão na comunidade odontológica a respeito da restauração dos dentes tratados endodonticamente. Publicou um artigo revisando a literatura e definindo condutas para a restauração destes elementos dentários. Segundo o autor, é recomendável o uso do pino liso, cuja superfície deve ser asperizada através do jateamento com óxido de alumínio, ou devem ser feitos sulcos, criando-se irregularidades.

Outra característica do RIR é que o pino deve se estender na direção do longo eixo da raiz, mesmo que haja necessidade de se angular o núcleo em função do desenho do retentor ou para a correção da mordida do paciente. Esse cuidado minimiza o risco de perfuração da raiz e altera o mínimo possível a anatomia do canal (DESORT, 1983; GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; GUTMANN, 1977; JOHNSON; SCHWARTZ; BLACKWELL, 1976; PEREL; MUROFF, 1972).

A aplicação de um RIR tornou-se um procedimento universalmente aceito para restaurar dentes tratados endodonticamente com coroas comprometidas. O pino tem a função de ganhar retenção para o núcleo, e pode ser pré-fabricado ou modelado (fundido). Johnson, Schwartz e Blackwell (1976) afirmaram que quando se decide pela colocação do pino, a anatomia dental deve ser considerada. Os autores mostraram que os pinos pré-fabricados têm, como principal vantagem, a fácil instalação. São cimentados com cimentos resinosos e têm a porção do núcleo feita em resina composta em uma única sessão. Segundo os autores, os pinos rosqueados se valem da elasticidade da dentina, gerando estresse lateral nas paredes do canal. Cuidado durante a colocação dos pinos rosqueados é

fundamental para não causar trinca ou fratura na raiz. Os autores afirmaram ainda que, por serem geralmente paralelos, os pinos pré-fabricados devem sua retenção principalmente ao cimento que preenche o espaço entre o pino e o conduto radicular.

Goerig e Mueninghoff (1983), ao estudarem os conceitos que envolvem a restauração do dente endodonticamente tratado, concluíram que o tipo de restauração vai depender da localização do dente no arco dental, da morfologia da raiz, do grau de destruição da coroa, da carga oclusal e do uso do dente para apoio de prótese fixa ou removível. Para os autores, os pinos pré-fabricados tornaram-se populares em função de seu fácil manuseio. Exaltam o fato de que o canal deve ser preparado adequadamente para a adaptação do pino pré-fabricado, enquanto o RIR fundido é feito para se adaptar ao canal. Dentro deste conceito, os autores afirmam que os pinos pré-fabricados, que são paralelos, devem sua retenção principalmente ao cimento e são mais bem indicados para os dentes com raízes circulares (incisivos).

Christensen (1996) publicou um artigo onde discutiu a necessidade ou não de se utilizar RIRs metálicos para restaurar os dentes tratados endodonticamente. O autor afirma que para dentes que perderam pouca estrutura dental é recomendado usar material de preenchimento, como resina composta ou ionômero de vidro. No seu estudo, concluiu que não estão indicados pinos para dentes que perderam menos da metade da estrutura coronária. Porém, quando estes dentes desempenham função oclusal muito importante como guia de canino e guia anterior, estão mais sujeitos às cargas laterais, sendo indicado o uso dos pinos pré-fabricados. Segundo o autor, para os dentes que perderam mais da metade de sua

estrutura, é lógico o uso do RIR fundido, assim como nos casos onde toda coroa dental está ausente.

Hunt e Gogarnoiu (1996) discorreram sobre a evolução dos sistemas de RIRs. Segundo os autores, por muitos anos a reconstrução dental convencional do dente se baseou no RIR fundido em ouro. Isso mudou no final da década de 60 e início dos anos 70, quando os dentistas foram seduzidos pelos pinos pré-fabricados (parecia simples, rápido e eficaz). Afirmaram os autores que, embora os sistemas fornecessem brocas standardizadas para o preparo do conduto radicular, buscando um melhor apoio para o pino pré-fabricado, todos os pinos têm uma secção circular. Quando a coroa entrava em função, havia a transmissão de cargas para o cimento, e, na maioria dos casos o pino se soltava. Com o desenvolvimento dos cimentos resinosos, os sistemas pré-fabricados passaram a ter prognósticos mais favoráveis, desde que o remanescente dental tenha bom volume de dentina. Segundo os autores, é indispensável a confecção de um dispositivo anti-rotacional para se evitar a sobrecarga no cimento. Concluem os autores que, quando um RIR mais resistente se faz necessário, ainda não existem substitutos para o RIR fundido.

Quando adequadamente preparado, o pino modelado pode copiar qualquer forma de canal, propiciando retenção máxima e melhor adaptação. Isso possibilita uma melhor distribuição de carga por toda raiz, sem gerar estresse em um ponto específico (CHAN; HARCOURT; BROCKHURST, 1993; DESORT, 1983; PEREL; MUROFF, 1972). Além disso, uma adaptação interna apropriada vai gerar uma camada de cimento fina no vedamento, o que pode compensar a fragilidade inerente do cimento (PEREL; MUROFF, 1972).

Goldstein e Hittelman (1992) realizaram um levantamento durante o Meeting da Academia de Prótese de Nova Iorque realizado em 1990. Entrevistaram os

membros da Academia e os profissionais convidados. Questionaram qual o tipo de RIR que usariam para restaurar um segundo pré-molar tratado endodonticamente, com pouco ou nenhum remanescente coronário. Alguns entrevistados tiveram mais de uma sugestão de tratamento. Foram entrevistados 114 cirurgiões dentistas, entre os quais 80 eram protesistas. Os autores constataram que 20% do total de entrevistados e 43% dos protesistas usariam pinos pré-fabricados. Do total de 114 entrevistados, 104 responderam que usariam o RIR fundido. Desse total, 56% usariam a forma cônica e 59% usariam os pinos paralelos. A liga de ouro foi a opção mais escolhida entre todos os entrevistados (54%), chegando a 70% no grupo dos protesistas.

A função do pino é dispersar as forças oclusais ao longo da raiz e permitir que o núcleo, que substitui a estrutura coronária ausente, dê suporte e retenção à restauração final. O RIR fundido é reconhecido como o melhor tratamento para o dente despulpado, não tendo relação com a fratura dental, desde que seja recoberto por uma coroa total que abrace 2 mm de dente natural (ASSIF et al., 1993).

Contin, Mori e Campos (2002) afirmaram que o RIR, dentro de uma raiz, pode transferir os esforços oclusais para seu interior causando o efeito de uma cunha, o que possibilitaria uma fratura longitudinal da raiz. Segundo os autores, o abraçamento da restauração final deve ser suficiente para neutralizar este efeito cunha. Para os autores, outro fator importante na dissipação de cargas na região cervical da raiz é o espelho. Esta porção do RIR formada pela base do núcleo, ao apoiar-se na raiz, ajuda a dissipar a carga impedindo o efeito de cunha do pino.

Foi mostrado por levantamentos realizados por Sorensen e Martinoff (1984) e por Christensen (1996) que os RIRs fundidos são os mais comumente usados pelos dentistas. DeSort (1983) menciona que o RIR fundido tem a desvantagem de exigir

mais de uma consulta para sua finalização. Ressalta vantagens como: melhor adaptação à configuração do canal (gerando menor carga lateral nas paredes do canal); permitir um comprimento máximo do pino; ser adaptável em canais largos e irregulares; preservar estrutura coronária; poder ser usado em canais divergentes, bastando para isso ser feito bipartido.

Os RIRs fundidos podem ser obtidos pelos métodos direto ou indireto. No método direto, o pino é modelado diretamente no conduto radicular, e o núcleo é esculpido diretamente na boca, com cera ou RAAQ. Posteriormente, o RIR é fundido. No método indireto, o remanescente dental, o conduto radicular e a porção coronária são moldados, obtendo-se um modelo sobre o qual o RIR é esculpido no laboratório. Esta técnica é vantajosa quando há necessidade de se confeccionar núcleos para vários dentes ou para dentes com raízes convergentes (HOFSTEDE; ERCOLI, 2002; PEGORARO, 1998).

A confecção do padrão de fundição pode ser feita em cera ou RAAQ. Vários autores relataram protocolos nos quais o pino e o núcleo são modelados em cera (BAUMHAMMERS, 1962; GOLDRICH, 1970; HOFSTEDE; ERCOLI, 2002; SHADMAN; AZARMEHR, 1975); ou o pino é modelado em cera e o núcleo, em resina acrílica (BAROUCH, 1980; DEDOMENICO, 1977; DEMAS, 1957; MILLER, 1978); ou o conjunto todo, pino e núcleo, é modelado em resina acrílica (AQUILINO et al., 1986; FEHLING; WOLFERT, 1988; MONDELLI; PICCINO; BERBERT, 1971; SHILLINGBURG JR; FISHER; DEWHIRST, 1970; STERN, 1972).

Galan Jr, Mondelli e Vieira (1970) fizeram um estudo comparativo das alterações dimensionais de fundições obtidas de padrões de cera ou RAAQ. O objetivo desta pesquisa foi verificar qual material fornecia incrustações mais

precisas. A técnica de fundição foi a mesma para todos os corpos de prova. Avaliaram fundições para coroa total em ouro, restauração tipo MOD (onlay) e restauração classe I (inlay). Concluíram que: (1) tanto a cera quanto a resina sofrem alterações dimensionais nas primeiras duas horas de armazenamento; (2) as fundições obtidas dos padrões de RAAQ eram maiores do que as obtidas dos padrões de cera; (3) a RAAQ propiciou fundições mais precisas e melhor adaptadas do que as fundições provenientes dos padrões de cera.

Edmunds e Dummer (1990) afirmaram que o padrão de fundição de cera é muito vulnerável a distorções. Para os autores, o padrão de resina acrílica é mais robusto, oferecendo menores riscos de distorção durante sua manipulação ou transporte para o laboratório de prótese, o que reduz o tempo clínico de ajuste e cimentação do RIR fundido.

2.3 Resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ)

Aldrovandi (1950) relatou que o vocábulo “acrílico” se deve a Redtembacker, químico alemão que, no fim do século XIX, obteve o ácido acrílico mediante a oxidação da acroleína, produto resultante da oxidação da glicerina ou do propanotriol. Porém, pelas dificuldades da industrialização do ácido acrílico, a grande descoberta de Redtembacker foi abandonada.

Peyton, Mahler e Asgar (1956) relataram que somente em 1901, Otto Rohm, dedicou-se a estudar a resina metacrilato de metila e finalmente, em 1927, Bauer tornou possível a produção de ésteres acrílicos. Afirma Duarte (1956) que foi por

volta de 1935 que as resinas acrílicas dominaram completamente o campo das próteses, substituindo a vulcanite na confecção das bases de próteses totais.

Durante a Segunda Guerra Mundial, cientistas alemães foram forçados a estudar as resinas acrílicas, pois as circunstâncias do local e época não eram favoráveis para a sua ativação térmica (o petróleo e seus derivados eram racionados e o ciclo de polimerização por ativação térmica da resina acrílica era muito dispendioso). Assim, conseguiram desenvolver uma resina que se polimerizava rapidamente e em baixas temperaturas, graças à adição de uma amina terciária que funcionava como ativadora do catalisador contido no pó da resina. Phillips (1982) relata ainda que nesta época ocorreram as primeiras aplicações da resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ) na Odontologia. A utilização da RAAQ tornou-se então muito popular, pois não necessitava de um aparato especial como a resina acrílica ativada termicamente, além de ter uma velocidade de endurecimento mais rápida, facilitando o trabalho.

Duarte (1956), ao discorrer sobre as propriedades físicas da resina acrílica, relatou que a RAAQ apresenta-se em geral sobre a forma de um pó, o polímero e um líquido, o monômero, que é a molécula mais simples do metacrilato de metila. Sob a influência de um catalisador, o monômero forma uma cadeia e torna-se um corpo sólido, que é o polímero ou polimetacrilato de metila. Segundo o autor, o polímero é apresentado pelo fabricante em forma de pérolas ou grânulos, pulverizados e quase impalpáveis.

Em relação à apresentação comercial da RAAQ, relata Lazaro Filho (2000) que o polímero, pó de partículas esféricas, é obtido através da polimerização industrial do líquido. Depois do processo de polimerização, o polímero passa pelos

processos de secagem, tamisação para selecionar a granulometria desejada e depois, é embalado para ser comercializado.

O polímero é uma macromolécula de monômero. A polimerização é uma reação química intermolecular que se repete inúmeras vezes pela adição de moléculas idênticas (os monômeros) para formar uma macromolécula (polímero). Os monômeros ficam ligados entre si através de ligações do tipo covalente, numa cadeia polimérica. Estas macromoléculas têm configurações e conformações ilimitadas, pois as cadeias crescem e se dispõem no espaço aleatoriamente a partir de sítios de ativação (PHILLIPS, 1982).

Smith e Williams (1982) discorreram sobre as características da resina acrílica, sua composição química, o processo da polimerização e suas propriedades. Segundo os autores, o polímero é obtido a partir de um processo chamado polimerização por suspensão. Neste processo o monômero, que é pouco solúvel em água, é misturado à água. Em altas temperaturas e na presença de um iniciador (peróxido), quando essa mistura é agitada ocorre a polimerização do monômero. Segundo os autores, o tamanho das partículas de polímero resultantes desse processo são controladas pela proporção dos líquidos e pelo grau de agitação. Para a comercialização da resina, pequenas quantidades de inibidor são acrescidas ao monômero para que o processo de polimerização não ocorra. No polímero são incorporados agentes de ligação. Quando ocorre a mistura pó/líquido, se inicia o processo de polimerização. Na primeira fase (de ativação), a molécula de monômero se une ao agente de ligação deixando o monômero mais reativo. Outras moléculas de monômero vão se agregando e formando longas cadeias de polímeros (fase da propagação). O processo de polimerização termina quando duas cadeias em crescimento se unem formando uma grande cadeia sem radicais livres para

continuar a reação química. Os autores afirmam ainda que o aumento na viscosidade da mistura diminui as chances das cadeias se unirem e finalizar o processo. Isso faz com que se formem polímeros com maior peso molecular.

Colocando-se a RAAQ na região a ser modelada, a resina começa a polimerizar. A polimerização de uma determinada quantidade de material raramente é completa. A presença de monômero residual é quase sempre uma realidade, o que é explicado pelo fato das moléculas crescerem em função da reatividade dos sítios de ativação, do seu número e da sua acessibilidade. Mesmo em um sítio extremamente reativo, se não houver facilidade para acessá-lo, a reação pode ocorrer em grau muito limitado (LOSHAEEK; FOX, 1953).

Paffenbarger, Nelsen e Sweeney (1953) afirmavam que as resinas acrílicas sofrem contrações quando se polimerizam. Esta contração depende da proporção pó/líquido. Segundo os autores, devemos, sempre que possível, aumentar a quantidade de polímero, pois uma maior quantidade de monômero ocasiona uma contração maior.

Mojon et al. (1990) afirmaram que a contração durante a polimerização sempre ocorre, pois a base da resina acrílica é composta de metilmetacrilato. O metilmetacrilato puro sofre em torno de 21% de contração volumétrica durante sua polimerização. Explicam os autores que, nas resinas de uso Odontológico a contração é menor, pois uma parte do material já está polimerizada (polímero). Afirmam os autores que a contração depende da proporção pó/líquido. Em seu experimento, analisaram a contração de polimerização de duas resinas acrílicas encontradas no mercado (Palavit – Kulzer Co; DuraLay – Reliance Dental), variando-se a proporção pó/líquido. Os autores concluíram que: (1) Após a mistura pó/líquido, 80% da contração ocorre antes de 17 minutos para ambas as resinas. (2) 95% da

contração da DuraLay ocorre em até 3 horas e da Palavit em até 2 horas; (3) Apenas pequenas alterações ocorrem antes de 2 minutos ou após 24 horas; (4) O aumento da quantidade de monômero gerou um aumento significativo da contração; (5) As resinas acrílicas não são estáveis dimensionalmente; (6) A contração de polimerização gira entre 6,5% e 7,9%.

A proporção volumétrica pode mudar conforme a granulometria do pó utilizado. Normalmente, gira em torno de três partes de pó para uma parte de líquido. Quando o pó entra em contato com o líquido, dissolve-se nele lentamente, havendo a saturação. De modo geral, quanto menor a granulometria do pó, mais facilmente ele se dissolve no líquido. Assim, menos monômero é requerido e mais curta é a reação de polimerização (DUARTE, 1956; PHILLIPS, 1982).

Cho e Chee (1995) realizaram um estudo no qual compararam o tempo de polimerização das resinas DuraLay e Pattern Resin. Estabeleceram que a DuraLay tem sua polimerização final aos 7 minutos, contados a partir da mistura do pó e do líquido. Para a Pattern Resin, este tempo foi de 3 minutos. Concluíram os autores que a Pattern Resin tem polimerização mais rápida do que a DuraLay.

Stafford et al. (1980) estudaram as propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas. Observaram que, embora todo fabricante busque o menor tamanho possível de partículas de polímero, o tamanho dessas partículas variou muito mais do que o esperado. Segundo os autores, partículas menores de polímero facilitariam sua dissolução pelo monômero. Afirmaram ainda que o peso molecular do pó de polímero também pode interferir na rapidez da dissolução do polímero, afetando a viscosidade da resina.

Durante o período de dissolução do pó no líquido, a massa adquire características específicas que permitem diferenciar quatro estágios conhecidos

como “fases da mistura”. Nos materiais quimicamente ativados, como a RAAQ de uso Odontológico, a polimerização ocorre concomitante à dissolução do polímero. A polimerização tende então a encurtar cada uma das fases da mistura (LAZARO FILHO, 2000).

A RAAQ, também conhecida como “resina auto-polimerizável” ou “resina de rápida”, é um material de fácil manipulação e com técnica pouco sensível, visto que a proporção pó/líquido se dá por saturação do pó com o líquido e controle apenas visual da mistura (LAZARO FILHO, 2000).

A vantagem de se utilizar o pó em conjunto com o líquido é a redução do percentual de contração de polimerização. Ao se iniciar o processo a partir do monômero, haverá uma contração de polimerização muito maior do que se tem quando se parte de uma mistura em que uma das partes (polímero) já não precisa polimerizar. Outra vantagem em se trabalhar com pó e líquido é que sua mistura pode formar uma massa que permite ao cirurgião-dentista aplicá-la clinicamente (LAZARO FILHO, 2000; STAFFORD et al., 1980).

Nealon (1952) descreveu uma nova técnica na qual a resina é levada à cavidade em pequenas porções com o auxílio de um pincel. O pincel deve ser embebido no monômero e colocado em contato com a superfície do polímero para haver a saturação, resultando uma pérola de resina em sua ponta. Afirma o autor que a contração de polimerização é insignificante, pois a contração da primeira camada de resina é compensada pela segunda e assim, sucessivamente. Ressalta, em sua técnica, que as camadas devem ser acrescidas lentamente, pois quanto menores e mais freqüentes forem os acréscimos das porções, melhor será a adaptação marginal.

A versatilidade da RAAQ se mostra em suas várias indicações e aplicações: confecção de moldeiras individuais, reparo de próteses totais, registros interoclusais, união de infra-estrutura metálica de prótese fixa para soldagem, confecção de coroas provisórias, confecção de padrões de fundição complexos como de próteses adesivas e padrões de fundição mais simples como no caso dos retentores intraradiculares, onde são modelados diretamente sobre os condutos radiculares preparados nos dentes endodonticamente tratados.

2.4 Padrão para fundição

Phillips e Biggs (1950) fundiram 436 inlays metálicas a partir de padrões obtidos em cera para fundição. Os resultados mostraram que as distorções se devem ao armazenamento do padrão de cera. Os autores recomendaram que o padrão de cera deve ser fundido imediatamente após a sua remoção da cavidade dental. Afirmaram os autores que a maior parte das distorções observadas ocorreram nas primeiras duas ou três horas de armazenamento, sendo evidentes logo aos trinta minutos após a confecção do padrão.

Saunders (1953) apresentou um método direto para a obtenção do padrão de fundição no qual utilizou a RAAQ em substituição à cera. Segundo o autor, a RAAQ pode ser usada com uma matriz ou pela técnica do pincel. Sua aplicação se estende a todo tipo de preparo cavitário, incluindo os preparos para pinos, sem risco de ocorrerem distorções. Como vantagens desse método, o autor afirma que o padrão obtido pode ser reinserido na cavidade dental sem comprometê-lo, permitindo o ajuste da forma anatômica e contatos oclusais na própria boca.

Castro (1961) sugeriu o uso da RAAQ como material substituto da cera na obtenção de padrões para fundição. Para o autor, a RAAQ diminui os riscos de distorções ou fraturas durante os testes na boca. O autor acredita que a contração de polimerização pode ser compensada adicionando cera ou uma nova camada de resina no ajuste do padrão.

Skinner e Phillips (1962) afirmaram que a remoção do padrão de cera da boca ou do modelo é, provavelmente, o problema mais sério para o dentista. As distorções são consequência das mudanças de temperatura e relaxamento das tensões internas presentes no modelo de cera. Estas tensões se devem: (1) À tendência natural da cera em se contrair durante seu resfriamento; (2) Às mudanças da cera quando colocadas na cavidade; (3) Às mudanças geradas pela manipulação durante a escultura, remoção do padrão de cera e colocação do sprue.

Substituindo a cera pela RAAQ na confecção de padrões de fundição, Marmasse (1967) atribuiu como principal vantagem da resina a possibilidade de uma boa moldagem das cavidades complexas, sem correr o risco de ocorrerem fraturas nas porções mais finas. Os padrões confeccionados em resina podem ser retirados e recolocados na cavidade, retocados com brocas dentro e fora da boca. Novas porções do material podem ser acrescentadas quando houver necessidade. Em seu estudo, o autor usou as resinas acrílicas DuraLay e Palavit G pela técnica do pincel, e concluiu que estas resinas se queimam sem deixar resíduos na fundição.

Galan Jr, Mondelli e Vieira (1970) afirmaram que a dificuldade em controlar as alterações dimensionais dos padrões de cera e das ligas de ouro é um importante fator na precisão da fundição. Relataram os autores que, em função das dificuldades de controle da cera para fundição, vários estudiosos pesquisaram outro material

mais estável. Neste sentido, a RAAQ passou a ser referenciada como material substituto da cera na obtenção dos padrões de fundição.

Fabregas (1970) apresentou uma técnica para a obtenção de coroas com pino de ouro platinado, partindo de padrões de RAAQ (DuraLay e Palavit). Comentando as propriedades da resina como padrão para fundição, as facilidades na manipulação e os resultados obtidos, afirmou que o uso da RAAQ para a confecção dos padrões permitiu a obtenção de moldagens e restaurações finais de modo fácil e preciso.

Shillingburg Jr, Fisher e Dewhirst (1970) estudaram a restauração do dente tratado endodonticamente e descreveram uma técnica direta para a fabricação de um RIR fundido a partir de um padrão de RAAQ. Nesta técnica, deve ser feita a seleção de um pino de resina que alcance a porção mais apical e que fique folgado no conduto radicular, previamente preparado para receber o RIR fundido. Esse pino deve ficar com sobra acima do topo do conduto para facilitar a confecção da porção coronária. Em seguida, é feita uma mistura de monômero com polímero da resina DuraLay em um pote dappen. Com a ajuda de algodão envolto em uma broca de Largo, lubrifica-se o conduto com vaselina sólida. Usando um pequeno instrumento, os autores introduzem a resina por todo o conduto, de modo a recobrir também o contra-bisel do topo. Em seguida, o pino de resina pré-selecionado é inserido. Ao ter início a polimerização da resina, pequenos movimentos de remoção e inserção devem ser realizados para evitar que a massa fique retida no interior do canal. Finalizada a polimerização da resina, o padrão deve ser removido e analisado quanto à presença de bolhas e a cópia da porção apical do conduto. Segundo os autores, caso haja necessidade, reparos podem ser feitos colocando-se nova porção de resina e refazendo os movimentos de tira e põe. Após a correta cópia, o pino

deve ser colocado no conduto. Com uma nova porção de resina, deve ser preenchido o núcleo, de forma a permitir a realização do preparo do dente. Para dar a forma adequada, os autores permitem o desgaste fora da boca, mas salientam que o acabamento final deve ser feito com o padrão em posição e que a forma deve ser adquirida no padrão, visto que o metal é muito mais difícil de ser desgastado.

Mondelli, Piccino e Berbert (1971) indicaram o RIR fundido como base para as coroas protéticas. Sugeriram um protocolo para se obter o padrão de fundição, usando a RAAQ pela técnica direta na modelagem do pino. Sugeriram a seleção de um bastão de resina, que deve ser afinado com pontas montadas e discos de papel, de modo a ficar com a metade do diâmetro do canal e penetrar por todo o comprimento do canal preparado. Para copiar o canal, o bastão deve ser inserido no canal com um pouco de resina, que pode ser pela técnica do pincel ou resina fluida. Para a confecção do núcleo preconizam acrescentar mais resina na porção coronária. Após a polimerização da resina, o padrão deve ser removido do conduto radicular e desgastado com peça de mão. Afirmaram os autores que, desde que a resina esteja rígida, adições e correções podem ser feitas conforme necessário, adicionando uma nova porção de RAAQ. Depois de finalizada a modelagem do padrão de resina, uma camada de cera pegajosa é colocada em volta do pino, e o conjunto é reposicionado no conduto radicular para que o excesso de cera escoe. Segundo os autores, esse ajuste final garante uma perfeita adaptação do RIR fundido.

Stern (1972) firma que a técnica direta para obtenção do RIR fundido gera melhor resultado final, pois há menos etapas laboratoriais, uma vez que o padrão é confeccionado diretamente sobre o remanescente dental preparado. Para o autor, o RIR fundido obtido a partir de padrão de resina acrílica tem mais precisão e melhor

adaptação do que os modelados em cera. Como vantagens da técnica, o autor cita ainda que: (1) A variação de consistência da resina nas fases de polimerização permite que ela seja depositada em canais estreitos quando bem fluida, copiando detalhes do preparo; (2) A resina não tem significativa mudança de forma; (3) É facilmente preparada na forma adequada; (4) Distorce menos ao manuseio; (5) Os materiais necessários para a manipulação da resina são rotineiramente encontrados nos consultórios, fáceis de usar e relativamente baratos.

Gilmore e Lund (1973) apresentaram uma técnica direta para a obtenção do padrão de RAAQ usado na confecção do RIR. Afirmaram que, com este tipo de material, tornou-se fácil moldar toda a extensão do conduto radicular. Segundo os autores, o mesmo não acontece com outro tipo de material, mesmo quando se utiliza a cera para fundição. Neste estudo, usaram a resina DuraLay para moldar o canal radicular, combinando-a com um pino plástico. Declararam que novas adições do material podem ser feitas até se atingir a forma desejada e que a escultura pode ser conseguida através de instrumentos rotatórios. Concluíram que a tarefa de se confeccionar o padrão do RIR foi facilitada com o uso da RAAQ.

DeDomenico (1977) preconizou o método direto para modelagem do conduto em RAAQ na fabricação do RIR fundido em metal não-nobre. O autor fez um alerta quanto à dureza do metal, aconselhando cuidado na confecção do padrão de resina para se evitar a necessidade de grandes reduções após a fundição. Segundo o autor, o padrão de RAAQ é preferível ao de cera devido à menor possibilidade de ocorrerem distorções durante a modelagem e manipulação do padrão para sua inclusão. Em seu estudo, o autor concluiu que esta técnica permite bons resultados.

Miller (1978) descreveu uma técnica direta para a obtenção do RIR fundido onde, primeiramente, faz-se a seleção de uma lima endodôntica tipo Hedstroem.

Essa lima deve se ajustar ao comprimento e à largura do canal. Com a lima inserida no canal, mas sem modelar o pino, o autor realiza a modelagem da porção coronária em resina DuraLay, obtendo o núcleo na forma desejada. Em seguida, o autor faz a modelagem do pino em cera. Para isso acrescenta uma camada de cera pegajosa sobre a lima e, depois de fria, reveste essa camada inicial com cera para fundição, dando a forma aproximada do conduto. O autor então lubrifica o canal e insere o padrão no conduto. Relata o autor que, a cada movimento de penetração há extravasamento dos excessos de cera. Esses excessos são removidos e o movimento repetido até o assentamento definitivo do padrão. O autor afirma que a cera para fundição fica maleável à temperatura bucal.

Hudis e Goldstein (1986) publicaram uma revisão da literatura relacionada à restauração do dente endodonticamente tratado. Mostraram não haver consenso quanto à técnica ou material utilizados. Segundo os autores, para se obter o RIR fundido, o dentista pode usar a técnica indireta para obter um modelo de gesso ou a modelagem do padrão de fundição pode ser feita diretamente na boca. Para os autores, a dificuldade da técnica direta está em levar a cera à porção apical do canal preparado. Os autores citam a RAAQ como um material que permite modelar mais facilmente o conduto pela técnica direta. Em sua revisão, os autores descreveram como consenso o uso de um pino plástico folgado dentro do canal para levar a resina no interior do conduto. Desse modo é facilitada a remoção do padrão, sua avaliação e eventual correção. Os autores concluem que não existe uma técnica exclusiva que satisfaça todos os critérios de sucesso.

Aquilino et al. (1986) descreveram a modelagem do RIR com RAAQ. Primeiramente, após a conclusão da endodontia, os arcos dentais são moldados com hidrocolóide irreversível e os modelos de gesso obtidos são montados no

articulador. Realiza-se então um enceramento de diagnóstico e, sobre ele, duas guias de acetato. Uma das guias vai ser utilizada para a confecção do provisório e a outra guia, para checar a quantidade de desgaste do núcleo. Para a modelagem dos condutos os autores preconizam a utilização de pinos plásticos para levar a resina DuraLay no interior do conduto. Ressaltam que a estabilidade e o assentamento vertical devem ser verificados após a conclusão do pino. Para confeccionar o núcleo, deixam o pino em posição e levam a moldeira de acetato preenchida com DuraLay à boca. Depois da polimerização da resina, os excessos são removidos com brocas e a forma do preparo é obtida.

Fehling e Wolfert (1988) descreveram uma técnica para a modelagem de múltiplos RIRs para dentes anteriores. Segundo os autores, assim que os dentes tratados endodonticamente recebem suas coroas provisórias, o arco dental deve ser moldado a fim de se obter uma guia de acetato sobre o modelo de gesso. Em sua técnica, os autores preconizam o uso de um pino de resina como auxiliar para conduzir a resina DuraLay para o interior do canal. Salientam a importância de se realizar movimentos de tira e põe com o pino, que deve ser feito na amplitude de 1 a 2 mm, durante a polimerização da resina. Para modelar o núcleo fazem o preenchimento da guia de acetato com a DuraLay, esperam perder o brilho superficial e levam a guia em posição. Após a polimerização, indicam o desgaste e acabamento com broca na própria boca. Os autores defendem o uso do guia de acetato para facilitar a execução concomitante de vários RIR em dentes anteriores.

Edmunds e Dummer (1990) apontaram os RIRs fundidos como os mais versáteis em adaptação, pois podem ser adaptados aos condutos radiculares das mais diversas formas. Os autores, no entanto, ressaltam que sua aplicabilidade não é universal para todas as situações clínicas. Indicam o uso do pino pré-fabricado e

preenchimento em alguns casos. Para os autores, são evidentes as vantagens da confecção do padrão de fundição em RAAQ pelo método direto. O padrão de resina seria mais robusto e mais fácil de ser manipulado e transportado para o laboratório. Também afirmaram que ao permitir a realização do preparo na forma desejada, o tempo operacional é reduzido, pois não há necessidade de desgastes posteriores.

Olin, Cederbaum e Donahue (1991) avaliaram os efeitos da lubrificação do conduto na retenção dos RIRs fundidos cônicos e paralelos. Afirmaram os autores que, para a confecção do padrão de fundição do RIR em cera ou RAAQ, é recomendado usar algum tipo de lubrificante no interior do conduto para prevenir a aderência à dentina. Neste estudo, os autores usaram 72 caninos extraídos, nos quais foram realizados os preparos dos condutos e os padrões para fundição do RIR pela técnica direta, com o auxílio de um pino plástico para ajudar a guiar a DuraLay ou a cera no interior do conduto. Os autores concluíram que a retenção do pino paralelo não foi alterada pela aplicação da vaselina. Para os autores, o atrito nas paredes desse tipo de preparo é suficiente para não ser afetado pelos resíduos do lubrificante. Já com os pinos cônicos, houve uma redução significativa na retenção quando usada a vaselina. Os 6º de expulsividade do preparo reduzem o atrito nas paredes de forma a evidenciar o efeito dos resíduos do lubrificante. Segundo os autores, clinicamente o lubrificante nem sempre é necessário, mas quando for usado, deve ser utilizada a menor quantidade possível e a limpeza do conduto pode ser conseguida com solventes e pontas de papel absorvente.

Manning et al. (1995) analisaram as implicações clínicas dos conceitos que regem a confecção do RIR fundido. Discorreram sobre as técnicas direta e indireta para a obtenção do padrão de fundição. Afirmaram que a técnica indireta requer uma impressão e a confecção de um modelo durante os estágios preparatórios para

confecção do RIR fundido. Os procedimentos clínicos e laboratoriais envolvidos nesta técnica podem ser mais difíceis e consumir mais tempo mas, segundo os autores, esta técnica promove a oportunidade de controlar e otimizar a maior parte das características da forma do RIR fundido, assim como o número de pinos, formatos estratégicos no núcleo para travamento das forças verticais, melhores controles axiais e oclusais e garantia de assentamento passivo do RIR fundido, através do uso de espaçadores de troquel. Relatam os autores que a técnica direta traz inúmeras vantagens ao permitir o preparo intra-oral de um padrão de resina, o que afirmam ser universalmente aplicável, além de permitir que o próprio dentista controle diretamente a forma do núcleo e especifique o material a ser utilizado. Ressaltam apenas que, na técnica direta, a RAAQ deve ser acrescida em pequenos segmentos, para minimizar as características de contração do material. Deve-se cuidar para que o RIR fundido tenha um assentamento passivo, com adequado apoio vertical.

Obtido o padrão de fundição, este deve ser então incluído e fundido para que possa ser cimentado no dente, após os devidos ajuste. Reproduzir o padrão em metal, com resultados previsíveis e com o maior nível de precisão possível, tem sido sempre uma preocupação. Algumas considerações a respeito da inclusão e fundição se fazem necessárias.

2.5 Inclusão

Durante a inclusão do padrão no revestimento, deve haver cuidado para que não ocorra o aprisionamento de bolhas de ar no interior do material. A porosidade do

revestimento é definitivamente menor na inclusão a vácuo, resultando uma textura de superfície da fundição mais lisa, com melhor reprodução dos detalhes finos. Lyon, Dickson e Schoonover (1953) mostraram em seu estudo que 95% das inclusões feitas com inclusão a vácuo eram livres de nódulos, enquanto isso foi alcançado em apenas 17% dos padrões incluídos manualmente.

A fundição é um dos métodos mais amplamente utilizados na Odontologia para a confecção de restaurações metálicas fora da boca. Depois do processo de inclusão e o endurecimento do revestimento, o padrão é removido, deixando um espaço (ou molde) em seu interior. Esse molde vai ser preenchido com o metal em estado líquido. Quando a técnica é empregada adequadamente, a estrutura resultante será uma duplicação bastante precisa do padrão (PHILLIPS, 1982).

Manning et al. (1995) afirmaram que um assentamento passivo do RIR fundido pode ser alcançado com o relativo controle sobre a expansão, propriedade característica do material de revestimento das inclusões.

Martignoni e Schönenberger (1998) afirmam que a característica mais discutida dos materiais de revestimento é o fenômeno físico da expansão, pois é um fator determinante na precisão da fundição. Segundo os autores, o revestimento é composto essencialmente por uma mistura de água com aglutinante (alfa-hemidratado de gipsita, fosfato ou sílica). A diferença entre os três tipos de revestimento mais comumente utilizados é a temperatura máxima de queima que cada um pode suportar: próximo a 750°C para os revestimentos à base de gesso; entre 850°C e 950°C para os revestimentos à base de fosfato; e mais de 1000°C para os revestimentos à base de sílica. Outro elemento que difere estes três materiais é a quantidade de expansão em relação à temperatura de queima. Os revestimentos à base de gesso e de fosfato têm uma expansão de presa inicial

limitada, sendo que os mais indicados para as ligas de metais não-nobres são os revestimentos à base de sílica. Para os autores, a expansão do material de revestimento deve ser compensada pela contração da liga metálica. Na fase de fundição, a contração da liga acontece em duas etapas: a primeira, ocorre na transição do estado líquido para o sólido, e é compensada pelos canais de alimentação da liga (sprues), que devem ser capazes de suprir liga fluida para compensar a contração de solidificação; a segunda etapa ocorre durante o resfriamento até a temperatura ambiente, ou seja, durante a solidificação do metal e tem sua compensação dada pela expansão do revestimento.

Durante o processo de inclusão, o padrão será envolvido pelo material de revestimento para formar o molde de fundição. A escolha do revestimento (material refratário) está diretamente relacionada com o tipo de liga metálica que será utilizada na fundição. As principais funções dos revestimentos são: reproduzir com precisão a forma do padrão de fundição (evitando sua distorção) e compensar a contração de solidificação do metal (FERRAZ, 1999).

2.6 Fundição

Sozio (1977) afirmou que a compensação para as contrações inerentes das ligas pode ser obtida com técnicas específicas aplicadas no processo de inclusão do padrão no revestimento. Segundo o autor, o grau de adaptação de qualquer restauração metálica fundida depende de um rigoroso domínio de todas as etapas clínicas e laboratoriais.

DeDomenico (1977) ao descrever uma técnica para a fabricação do RIR fundido com metal não precioso, afirma que em função da alta nos preços dos metais preciosos, houve a necessidade de se trabalhar com ligas mais baratas, não preciosas. Segundo o autor, a liga não preciosa já é usada há muito tempo para as fundições das próteses parciais removíveis em função do seu baixo custo, dureza e pouco peso, além de se mostrar bem aceita pelos tecidos bucais. Conclui o autor que o RIR fundido em metal não precioso tem a dureza e a rigidez necessárias à restauração, sendo possível obter bons resultados com baixo custo para o dentista e para o paciente.

A técnica da fundição foi fortalecida na Odontologia por Taggart em 1907. Naquela época, os padrões eram confeccionados em cera, ficando sua técnica conhecida como “técnica da cera perdida”. Criou um dispositivo de pressão de ar que empurrava uma pequena quantidade de ouro no molde de revestimento (PHILLIPS, 1982). Desde aquela época, ficava claro que a pressão era necessária para: (1) Preencher o molde antes que houvesse o resfriamento da liga; (2) Romper a tensão superficial e preencher as bordas marginais; (3) Forçar a saída do ar para fora da cavidade do molde (NIELSEN, 1978).

Jorgensen e Finger (1979), discutindo um novo conceito de fundição dental de precisão, afirmaram que um importante requisito para a fundição das restaurações dentais é a adaptação. Para os autores, a adaptação deve assegurar espaço suficiente para o cimento, entre o preparo dental e a restauração (excluindo cimentos com mais de 50 μ m de espessura). Os autores afirmaram que as restaurações com diferentes dimensões e formas (intracoronárias, extracoronárias ou a combinação de ambas) implicam em diferentes técnicas de expansão do revestimento. Concluíram que as fundições são caracterizadas por permitirem uma

adaptação justa às paredes do modelo de gesso e adequada desadaptação dentro ou sobre o preparo feito na boca do paciente, respeitando os padrões mencionados acima.

Godfogel e Nielsen (1982) discutiram sobre as ligas para fundição usadas na Odontologia. Segundo os autores, a padronização e o entendimento da terminologia são fundamentais para se discutir o assunto de maneira inteligente, visto que muita confusão pode ser feita. Descrevem os autores que para a Odontologia, metal “precioso” e “nobre” tem o mesmo significado que na Metalurgia ou Química, onde o metal “precioso” é composto por um grupo específico de oito elementos: ouro, prata, platina, paládio, ródio, rutênio, irídio e ósmio. Na Odontologia é usado ouro, prata, platina, paládio. Metais “nobres” se referem aos elementos com baixa carga elétrica, abaixo do hidrogênio na tabela periódica, o que inclui todos os metais “preciosos”, além do cobre e mercúrio. Embora o níquel e o titânio estejam logo acima do hidrogênio, também são considerados “nobres”. Outro critério para avaliar a nobreza do metal é sua pouca capacidade em formar óxidos ou sulfetos com os diferentes metais. Quanto menor sua corrosão, mais “nobre” é considerado o metal. Concluem os autores que o que definitivamente não é aceito é uma liga metálica que sofra corrosão e dissolução, lenta, mas contínua, nos fluidos bucais. Clinicamente, passividade e nobreza são fundamentais. Os autores afirmam que as ligas de cromo-cobalto e níquel-cromo, classificadas como não nobres, embora tenham formação de óxidos, são bem aceitas, pois são estáveis na cavidade bucal devido à sua característica química de passividade. Segundo os autores, o uso dessas ligas é determinado pelo tamanho das peças, sendo mais comum o uso da liga de cromo-cobalto para as armações de prótese parcial removível e níquel-cromo para os trabalhos de prótese parcial fixa.

Duncan (1982) relatou que a liga de níquel-cromo, em substituição ao ouro, tem sido muito aplicada em trabalhos de prótese fixa. Quando comparado ao ouro, o níquel-cromo tem maior dureza, sendo necessária maior força para deformar ou brunir o metal. Em seu estudo, o autor avaliou a acuidade das fundições obtidas com 4 ligas diferentes de níquel-cromo e com ouro. Concluiu que as fundições em ouro são mais precisas, embora não sejam estatisticamente diferente do resultado conseguido com qualquer uma das ligas de níquel-cromo utilizadas.

As ligas para fundições dentárias devem resultar em peças com adequada rigidez (resistência contra deformação elástica), resiliência (capacidade de absorver energia mecânica sem deformação plástica), resistência ao manchamento (deve manter-se inerte e não liberar produtos de corrosão tóxicos), resistência à fadiga (resistir a deformações repetidas). Algumas propriedades das ligas são relevantes na obtenção de peças protéticas que reproduzam todos os detalhes do padrão, permitindo um ajuste correto e uma adaptação perfeita. Um dos fatores que mais influenciam a adaptação é a contração de fundição das ligas, uma vez que os metais se contraem quando mudam do estado líquido para o sólido. Os valores da contração de fundição diferem entre as diversas ligas, estando relacionados às suas composições (PHILLIPS, 1982).

Hudis e Goldstein (1986) observaram que embora o ouro fosse o metal tradicionalmente mais utilizado para a fabricação do RIR fundido, tem sido substituído pelas ligas não preciosas ou semipreciosas. Segundo os autores, o alto custo do ouro acelerou essa busca por materiais alternativos, surgindo assim as ligas modernas.

Ballester (1999) afirmou que o processo de fundição é complexo por constar de muitos passos e exigir o uso de uma grande variedade de materiais acessórios

que se comportam de modo muito diferente na dependência de pequenas variações circunstanciais e de técnica. É difícil discriminar a parcela de responsabilidade de cada mecanismo. O autor afirma que hoje se sabe que nem toda a tendência à contração ou expansão resulta em alterações das dimensões, pois é possível opor resistência às tensões que tendem a provocar as alterações dimensionais, gerando tensões residuais internas. Estas tensões não são uniformes por todo o corpo do material, sendo altamente dependentes da geometria da peça e da resistência dos materiais adjacentes. As tensões residuais podem ser liberadas com variação de tempo ou temperatura e, como não são uniformes, poderão causar distorções e interferir no ajuste da peça fundida. Segundo o autor, a restrição mecânica à liberação das tensões e contração da liga fica condicionada principalmente à resistência mecânica do revestimento.

2.7 Adaptação

Christensen (1966) estudou a adaptação das incrustações de ouro pois, muitos autores conseguiam fendas menores do que a fenda máxima admitida pela ADA de 40 μm . Em seu estudo, o autor se propôs a: (1) Medir microscopicamente a fenda marginal considerada satisfatória por 10 dentistas experientes; (2) Determinar a capacidade desses profissionais em avaliar, com o explorador e radiograficamente, as fendas marginais visíveis e não visíveis; (3) Determinar se seria possível fechar a borda da incrustação de ouro com brunimento da margem. Para tal, o autor confeccionou as incrustações sobre 10 dentes montados em resina acrílica,

simulando a arcada dental e solicitou a avaliação aos dentistas selecionados. Os profissionais classificaram as margens como boas, clinicamente aceitáveis ou pobres. O autor avaliou as margens microscopicamente associando os dados com a avaliação dos dentistas. As fendas marginais aceitas pelos profissionais ficaram entre 34 – 119 μm , com média de 74 μm . O autor concluiu que: os dentistas não foram capazes de avaliar criteriosamente as incrustações; o exame com exploradores das áreas visíveis foi mais eficaz do que a sondagem e o exame radiográfico das áreas não visíveis.

Dale e Moser (1977) afirmaram que o sucesso clínico de uma restauração fundida depende de vários passos individuais durante o processo de fabricação, mas, no entanto, é o processo da fundição da liga que reflete se os passos foram bem executados ou não. Neste estudo, os autores examinaram a adaptação de cinco ligas metálicas muito usadas na fabricação do RIR fundido usado para restaurar o dente tratado endodonticamente. A adaptação dos RIRs foi avaliada e comparada à adaptação do RIR fundido em ouro tipo III, o qual é aprovado pela American Dental Association. Para o estudo, os autores selecionaram pacientes que necessitavam de RIR fundido e coroa ou prótese parcial fixa em dentes anteriores. Os condutos foram modelados em cera pela técnica direta. Os autores optaram por usar ligas de metais não preciosos por terem a técnica de fundição similar à do ouro tipo III. Foram confeccionados 10 RIRs com cada uma das cinco ligas não nobres, e 10 RIRs em ouro tipo III. Após a fundição, todos os RIRs foram jateados para remover o remanescente de revestimento e levados à boca para avaliação da adaptação. Os RIRs foram classificados como “muito bom”, “bom”, “médio” ou “ruim” de acordo com a quantidade de ajustes necessários para seu completo assentamento. Os escores foram convertidos em resultados numéricos pela

estatística aplicada para a análise dos dados. Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre as fundições. Os autores concluíram que: 1. As ligas não nobres podem ser manipuladas da mesma forma que a liga de ouro tipo III; 2. Os metais não nobres permitiram uma boa adaptação do RIR com o mínimo de ajuste; 3. Sendo os metais não preciosos mais duros que o ouro, são indicados para a confecção do RIR fundido. Os autores salientaram que essas ligas devem ser futuramente examinadas quanto à corrosão e tatuagem dos tecidos bucais.

Dedmon (1982) mostrou em seu estudo que experientes professores de prótese parcial fixa, ao usarem um explorador para avaliar adaptações marginais não visíveis, foram significativamente inconsistentes. Segundo o autor, ao usar apenas a sensibilidade tátil, os profissionais têm a tendência de aceitar maiores fendas. A variação das fendas marginais aceita pelos profissionais ficou entre 32 – 230 μm , com média de 104 μm .

Turner (1982) avaliou em seu estudo qual a relação direta entre retenção e adaptação do pino à parede do canal. O autor concluiu que pinos mal adaptados (66 μm) são significativamente menos retentivos do que pinos melhor adaptados (33 μm).

Gross e Turner (1983) estudaram a espessura da linha de cimentação e a pressão hidrostática do cimento durante a cimentação de pinos paralelos. Os autores variaram a espessura dos pinos e a viscosidade do cimento fosfato de zinco. Afirmaram que os pinos mais adaptados ao conduto apresentaram maior pressão hidrostática do que os pinos mais estreitos. Os pinos cimentados com cimento mais fluido resultaram menores valores de pressão hidrostática quando comparados aos cimentados com o cimento espatulado na proporção especificada pelo fabricante. Concluíram os autores que esses resultados eram esperados, uma vez que pinos

mais estreitos e cimento mais fluido permitem um extravasamento mais fácil do material. Em relação à película cimentante, nos pinos estreitos a espessura de cimento variou de 37 μm (cimento mais fluido) a 93 μm (cimento mais viscoso). Para os pinos mais adaptados essa película variou de 33 μm (cimento mais fluido) a 59 μm (cimento mais viscoso).

Gulker (1985) afirmou que a adaptação marginal é parte mais crítica da Odontologia restauradora. Segundo o autor, atenção especial deve ser dada a todos os detalhes: preparo dental, forma, reprodução, fabricação e adaptação da fundição. Deve-se cuidar da cimentação para garantir uma ótima adaptação marginal. Concluiu que uma adaptação marginal pobre significa sérios problemas mais tarde.

Holmes et al. (1989) afirmaram que a adaptação de qualquer restauração dental é vital para seu sucesso em longo prazo. Na avaliação dos autores a “adaptação” nunca foi descrita de forma definitiva. Os pontos de referência para mensuração e o uso da terminologia “adaptação” variam entre os pesquisadores. Para os autores, cada estudo deve estabelecer suas próprias definições. Sugerem que a “adaptação” de uma fundição fica mais bem definida usando o termo “desadaptação”. Essas medidas da desadaptação podem ser feitas entre vários pontos da superfície da fundição e do dente, denominando-se fenda interna, fenda marginal, discrepância marginal vertical, discrepância marginal horizontal, margem sobre-estendida, margem sub-estendida, discrepância marginal absoluta e discrepância de assentamento. A medida da desadaptação, perpendicularmente tomada, entre a fundição e o dente, é denominada fenda marginal.

Obermayr et al. (1991) compararam a incidência de fraturas verticais nas raízes durante a condensação do material obturador do canal (guta-percha) e a

cimentação do RIR fundido. Os autores concluíram que a cimentação do pino gera maior acúmulo de deformação na raiz do que a condensação da guta-percha, mas que ambos não têm efeito na incidência de fraturas verticais. Salientam a necessidade de se ajustar o pino (com brocas) até sua adaptação passiva no conduto radicular, de forma a não restringir o assentamento do RIR fundido.

Chan, Harcourt e Brockhurst (1993) avaliaram a influência da justeza da adaptação do pino no canal radicular na força de retenção do cimento. Realizaram estudos laboratoriais nos quais avaliaram 83 dentes humanos preparados para receberem pinos. As variáveis estudadas foram a adaptação do pino e o cimento. Concluíram que todos os RIRs ganham sua retenção final após a cimentação no canal, quando uma fina camada de cimento preenche as irregularidades entre o RIR e o dente. Afirmam os autores que os pinos menos justos nas paredes dos condutos, permitem uma maior superfície de contato entre o cimento e a dentina, gerando melhores resultados quanto à sua retenção.

Morgano e Milot (1993) realizaram um levantamento da literatura referente ao RIR fundido. Segundo os autores, o RIR fundido deve se adaptar passivamente e parar em posição quando ajustado no canal. Após seu assentamento deve resistir às forças horizontais e não apresentar báscula. Para os autores, muito cuidado deve ser tomado na fundição do RIR. Afirmam que, ao contrário das fundições de coroas totais, onde os laboratórios podem usar espaçadores antes da fundição, para os RIRs fundidos isso não é possível. Neste caso, os laboratórios têm que usar revestimentos que promovam uma expansão uniforme, sem distorcer o molde. No ponto de vista dos autores, esta expansão deve ser menor do que a contração de solidificação da liga metálica, produzindo fundições que se adaptam mais fácil. Afirmam os autores que os RIRs fundidos que se “adaptam apertados”, na verdade

não se adaptam. Salientam ainda o cuidado na remoção dos nódulos de metal da superfície dos RIRs fundidos, pois podem causar um efeito cunha e acelerar a fratura da raiz. A remoção dos nódulos deve ser feita com brocas, pois apenas o jateamento com óxido de alumínio não é capaz de fazê-lo.

Plaza et al. (2002) avaliaram e compararam, através do uso de corantes, a microinfiltração na interface dente/núcleo metálico fundido em raízes de dentes bovinos. Afirmaram ser fundamental, para uma boa longevidade e sucesso clínico, que a microinfiltração seja minimizada. Foram usados 20 dentes, separados em dois grupos. No grupo 1, o núcleo metálico fundido foi obtido pela técnica direta, sendo o padrão de fundição modelado em resina acrílica pela técnica de Nealon. No grupo 2, usou-se a técnica indireta, com moldagem do conduto em dupla impressão com silicone de condensação, confecção do modelo de gesso especial tipo IV e enceramento do padrão de fundição. Todos os RIR foram fundidos em liga de cobre-alumínio e, antes da cimentação, foram ajustados com o auxílio do material leve do silicone de condensação. O cimento usado foi o fosfato de zinco. Os corpos de prova foram submersos em fuccina básica para avaliar a penetração do corante na linha de cimentação. Concluíram os autores que os RIR fundidos obtidos através da técnica direta apresentaram menor microinfiltração e melhor adaptação às paredes do canal quando comparados aos RIR fundidos obtidos pela técnica indireta.

Ferraz (2004), preocupado com as desadaptações marginais dos copings das coroas metalocerâmicas, estudou a influência do processo de usinagem interna das peças metálicas, na adaptação marginal final. Em seu experimento, o autor fundiu 12 copings metálicos, que foram assentados sobre padrões (simulavam pré-molares preparados para receber coroas metalocerâmicas) e analisados em microscópio eletrônico de varredura. Os valores das fendas marginais variaram entre 171,339

μm e 231,030 μm (média de 204,240 μm), medidos nos copings simplesmente fundidos e limpos no laboratório. Ao final do processo de usinagem preconizado pelo autor, o valor médio das fendas marginais foi de 36,76 μm (redução de 82% no valor das fendas). Concluiu que a técnica da usinagem interna mostrou-se eficiente para melhorar o desajuste marginal dos copings para coroa metalocerâmica.

3 PROPOSIÇÃO

A técnica de modelagem direta do retentor intra-radicular é usada há muitos anos na Odontologia, sendo que em nosso meio o material de eleição é a resina acrílica DuraLay. Nestes últimos anos, outros materiais surgiram com o mesmo propósito, dentre os quais as resinas acrílicas Pattern Resin e Cop Clas.

O objetivo deste trabalho foi comparar a adaptação do retentor intra-radicular fundido, obtido a partir de padrões de fundição modelados com essas três resinas acrílicas autopolimerizáveis.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material, Instrumental e Aparelhos

4.1.1 Material de consumo

- Barras de latão
- Liga metálica para a fundição dos retentores intra-radulares (InoxGold White, De Paula Metalúrgica, Import. e Export de Produtos Odontológicos, Brasil);
- Discos de Carborundum, 22mm x 0,6mm (Gebr. Brasseler, Germany);
- Resina acrílica DuraLay vermelha (Reliance Dental MFG Co., USA);
- Resina acrílica Pattern Resin (GC Products, Japan);
- Resina acrílica Cop Clas (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Brasil);
- Pinos plásticos para moldagem ou modelagem intra-radicular (Pin-Jet, Odonto-Lógica Ind. Prod. Odontológicos Ltda., Brasil);
- Vaselina filtrada neutra (Sidepal Ind. E Com. Ltda., Brasil);
- Detergente desincrustante enzimático Bio Enzin 3 (Laboratórios Biosintética Ltda., Brasil);
- Cone de papel absorvente nº 80 (Tanari Ind Ltda., Brasil);
- Compressa de gaze hidrófila Íris (Cremer S. A., Brasil);
- Algodão hidrófilo (Cremer S. A., Brasil);
- Scotch Fita Adesiva Mágica 810 (3M do Brasil Ltda., Brasil);

- Óxido de alumínio eletrofundido, malha 125 µm (Elfusa, Brasil);
- Revestimento fosfatado (*Heat Shock*, Polidental Ind. e Com. Ltda., Brasil);
- Liga de níquel-cromo (InoxGold White, De Paula Metalúrgica, Import. e Export de Produtos Odontológicos, Brasil);
- Cera para inclusão 2,5mm (Kota, Brasil);
- Acetona P. A. (Casa Americana de Artigos para Laborat. Ltda., Brasil);
- Cianoacrilato SuperBonder (Henkel Loctite Ind., Brasil).

4.1.2 Instrumental

- Potes Dappem (Vidrolabor, Brasil);
- Pincel 266 nº 2 - pônei - (Pincéis Tigre S. A., Brasil);
- Pincel 308 nº 0 - marta - (Pincéis Tigre S. A., Brasil);
- Disco diamantado 911HP. 104.220 (Brassler/Komet, Germany);
- Fresa para peça de mão H71. 104.012 (Brassler/Komet, Germany);
- Broca carbide para peça de mão H23L.016 (Brassler, USA);
- Discos Sof-Lex (3M do Brasil Ltda., Brasil);
- Broca diamantada para alta rotação nº 1092 (KG Sorensen, Brasil);
- Lupa contafios Magnifier (Co-Partiner Mercantil Ltda., Brasil);
- Anel de fundição de silicone (Polidental Ind. e Com. Ltda., Brasil);
- Base de aço inox 316, torneado em torno mecânico de precisão para encaixe e leitura no microscópio eletrônico de varredura;
- Molas de compressão com estoque de aço mola patenteado nº 10321203 (Stumpp & Schuele do Brasil, Brasil).

4.1.3 Aparelhos

- Micromotor Maxitorque (VK Driller Equipamentos Elétricos Ltda., Brasil);
- Lavadora Ultra-sônica – *Ultrasonic Cleaner* 1440D (Odontobrás Ind. e Com. Equip. Méd. Odont. Ltda, Brasil);
- Microscópio Eletrônico de Varredura LEO 440I (LEO Electron Microscopy Ltd., England);
- Computador LEICA com software analisador de imagens QWIN 4.0 (Leica computers Co., Germany).

4.2 Métodos

Com o objetivo de analisar e comparar o resultado das resinas acrílicas autopolimerizáveis das marcas DuraLay (Reliance), Pattern Resin (GC) e Cop Clas (Clássico) usadas para a modelagem do retentor intra-radicular fundido (RIR fundido), mediu-se a fenda marginal entre o RIR fundido e o padrão metálico, em microscópio eletrônico de varredura.

Seis padrões metálicos foram confeccionados em torno mecânico de precisão, a partir de barras de latão. Cada padrão metálico simulou um dente tratado endodonticamente, sem remanescente coronário, preparado para receber um retentor intra-radicular fundido. Desta forma, o padrão obtido foi uma peça metálica única (monobloco), com 16 mm de altura e 8 mm de largura. Centralizada no topo do padrão foi feita uma perfuração cônica simulando um conduto radicular, com 6° de

expulsividade e 10 mm de comprimento, ficando o maior diâmetro com 2 mm. Foi confeccionado um bisel, em um lado da face externa do padrão, para evitar a possibilidade de rotação dos RIRs fundidos. Visando a padronização da posição de leitura, foi realizada uma marcação vertical com disco de carborundum na face oposta ao bisel.

O padrão metálico tem uma superfície plana e lisa, denominada topo, que forma um ângulo de 90^0 com seu longo eixo. Na sua porção superior foi realizado um degrau nas paredes externas. Esse degrau facilitou a colocação da matriz usada na modelagem da porção do corpo de prova correspondente ao núcleo do retentor intra-radicular. Os padrões metálicos foram numerados de I a VI em sua base, a qual recebeu um desgaste em forma de degrau nas paredes externas. Esse degrau possibilitou o encaixe do padrão metálico no aparato confeccionado para a leitura no microscópio.

Figura 4.1 – Esquema do padrão metálico de latão

Para viabilizar a coleta dos dados no microscópio eletrônico de varredura, foi necessária a confecção de um dispositivo para a fixação dos padrões metálicos e seus respectivos RIRs fundidos. Esse dispositivo era composto de duas partes distintas: primeiramente confeccionou-se, em torno de precisão, uma base metálica retangular com 2,6 mm de largura, 3,8 mm de comprimento em aço inox 316, e 3 mm de espessura. Essa base recebeu seis perfurações para que fossem encaixados os seis padrões metálicos. Uma chapa de inox em forma de “u” foi adaptada a esta base para que pudesse, posteriormente, ser parafusada à segunda parte do dispositivo.

Figura 4.2 - Base metálica retangular e chapa de aço inox em forma de “u” do dispositivo de leitura

A segunda parte do dispositivo constituiu-se de um monobloco formado por uma plataforma metálica circular, com 3,8 mm de diâmetro na porção superior. Seis perfurações foram feitas, em conformidade com o diâmetro das molas. Essas perfurações eram perfeitamente alinhadas com os padrões metálicos, permitindo que as molas exercessem uma pressão centralizada sobre cada retentor intra-

radicular fundido. Na porção inferior do dispositivo, foi dada a forma para o encaixe no microscópio eletrônico de varredura.

Figura 4.3 - Plataforma metálica circular do dispositivo de leitura

Ao contrapor as duas partes do dispositivo, molas fixadas aos RIRs fundidos se apoiavam na plataforma circular, mantendo uma pressão constante sobre cada RIR fundido. Dessa maneira conseguiu-se maior estabilidade do conjunto.

Figura 4.4 - Dispositivo de leitura montado com os corpos de prova

Para a determinação do número de corpos de prova a serem confeccionados, uma visão estatística do experimento foi necessária. Definiu-se como 18 o número de RIRs fundidos para cada material estudado, totalizando 54 corpos de prova.

Sobre cada um dos 6 padrões metálicos foram confeccionados 9 retentores intra-radulares (RIRs). Os padrões de fundição foram modelados com resina acrílica autopolimerizável, sendo 3 em DuraLay, 3 em Pattern Resin e 3 em Cop Clas. A técnica utilizada foi a modelagem direta do RIR sobre o padrão metálico. Seguiram-se os seguintes passos:

1. Inicialmente os padrões metálicos foram limpos em ultra-som com detergente desincrustante enzimático por 20 minutos, enxaguados em água corrente abundante, secos com jato de ar (seringa universal) e cones de papel absorvente.
2. Com um pincel longo e fino aplicou-se uma fina camada de isolante (vaselina sólida) no interior do conduto.
3. Pela técnica do pincel (NEALON, 1952), a resina acrílica foi levada ao interior do conduto, preenchendo-o totalmente. Após cada adição, o pincel era limpo em gaze, levado ao dappem com monômero e novamente limpo em gaze.
4. Imediatamente após, introduziu-se na resina um pino plástico para moldagem intra-radicular, no intuito de facilitar a remoção da resina do interior do conduto.

Figura 4.5 - Preenchimento do conduto radicular e posicionamento do pino de moldagem intra-radicular

5. Aguardou-se a polimerização da resina acrílica até a fase borrachóide. Suaves e pequenos movimentos de retirada e recolocação do pino no interior do conduto foram feitos até a polimerização final da resina, a fim de não permitir a aderência da resina às paredes do conduto.
6. Completado o ciclo da polimerização da resina, o pino foi removido e analisado quanto a eventuais falhas. Se necessário, uma nova camada de resina era acrescentada.

Figura 4.6 - Pino intra-radicular modelado em resina acrílica autopolimerizável

7. Obtido o pino, adaptou-se uma matriz de fita adesiva à face externa do padrão metálico, por toda sua circunferência, de modo a formar um prolongamento de 4mm de altura. Deste modo, fez-se a modelagem da porção do RIR denominado núcleo.

Figura 4.7 - Posicionamento da matriz ao redor do padrão metálico

8. Também com a técnica do pincel (NEALON, 1952), acrescentou-se resina acrílica ao redor do pino. A matriz foi preenchida completamente. Tomou-se muito cuidado para que a borda fosse corretamente formada.
9. Aguardou-se a polimerização da resina acrílica e fez-se a remoção da matriz. Obteve-se desta forma o RIR em resina (padrão de fundição).

Figura 4.8 - Remoção da matriz após a polimerização do núcleo de resina acrílica autopolimerizável

10. Observou-se a presença de eventuais falhas (falta de material, excesso de material ou bolhas de ar). Nos casos onde foi detectada alguma falha, o padrão foi descartado e uma nova peça foi confeccionada.
11. O pino para moldagem excedente da superfície superior do RIR foi removido com disco diamantado para resina e a superfície polida com discos de papel.
12. Cada RIR confeccionado em resina acrílica da marca DuraLay recebeu uma marcação na superfície superior, feita com fresa para resina. Isso permitiu sua identificação após o processo de fundição.
13. Os RIRs confeccionados em resina da marca Pattern Resin ficaram com a superfície lisa, não recebendo marcação.
14. Os RIRs de resina Cop Clas receberam uma marcação na face do bisel, para se distinguirem dos demais.
15. Todo RIR foi numerado de acordo com a numeração do padrão metálico sobre o qual foi confeccionado.

16. Sob uma lupa de 3 vezes de aumento, os RIRs com defeitos marginais visíveis foram descartados.
17. Foram confeccionados 3 padrões de fundição de cada uma das 3 resinas acrílicas, sobre cada padrão metálico. Entre cada modelagem, os padrões eram novamente limpos, secos e os passos descritos acima repetidos.
18. Todos os padrões foram armazenados em caixas limpas e hermeticamente fechadas. Controlou-se a umidade e temperatura.
19. Os padrões foram levados ao laboratório protético, para que fosse realizada a fundição dos mesmos em liga metálica de níquel-cromo (InoxGold White, De Paula).
20. O revestimento usado para a inclusão de todos os padrões de resina foi o mesmo (*Heat Shock*, Polidental). Seguiu-se a recomendação do fabricante.
21. Após a fundição, os RIRs fundidos foram limpos, os grânulos e as irregularidades grosseiras da superfície do RIR fundido foram removidos com broca diamantada. Todos os RIRs fundidos foram então jateados com óxido de alumínio de 125 μm .
22. Fixou-se, com uma gota de cianoacrilato, uma mola sobre o topo de cada RIR fundido (para manter uma pressão constante durante a coleta dos dados no microscópio eletrônico de varredura).

Figura 4.9 - Mola colada ao retentor intra-radicular fundido

Os RIRs fundidos foram posicionados sobre os respectivos padrões metálicos para a análise da fenda marginal entre ambos. Na totalidade, foram analisados:

- 18 RIRs fundidos modelados em DuraLay e fundidos em níquel-cromo.
- 18 RIRs fundidos modelados em Pattern Resin e fundidos em níquel-cromo.
- 18 RIRs fundidos modelados em Cop Clas e fundidos em níquel-cromo.

<i>RIRs fundidos</i>	<i>Variáveis</i>
1D a 18D	Modelagem em DuraLay
1P a 18 P	Modelagem em Pattern Resin
1C a 18C	Modelagem em Cop Clas

Quadro 4.1 – Variáveis do estudo

Após a obtenção dos RIRs fundidos, fez-se a preparação para a análise em microscópio eletrônico de varredura:

1. Limpeza do padrão metálico com acetona e secagem com jato de ar.
2. Fixação do padrão metálico na base de leitura com uma pequena gota de cianoacrilato, de forma que o bisel ficasse voltado para o centro da base e a marcação vertical do ponto de leitura ficasse voltada para a porção externa da base.
3. Limpeza dos RIRs fundidos com álcool isopropílico.
4. Inserção de cada RIR fundido em seu respectivo padrão metálico.
5. Montagem do dispositivo de leitura, fixando as duas bases contrapostas, de modo a permitir que as molas pressionassem uniformemente o topo dos RIRs fundidos.

Em nosso estudo, a observação dos corpos de prova no microscópio eletrônico de varredura foi padronizada na seqüência:

1. Centralização da marcação vertical de leitura (face oposta ao bisel) no centro da tela do microscópio e observação em aumento de 50 vezes para uma visualização geral do conjunto.
2. Registro da imagem em aumento de 50 vezes.

Figura 4.10 – Imagem com aumento de 50 vezes

3. Análise do ponto central da imagem em aumento de 200 vezes.
4. Registro da imagem em aumento de 200 vezes.

Figura 4.11 – Imagem com aumento de 200 vezes

5. Análise do ponto central da imagem em aumento de 500 vezes.
6. Registro da imagem em aumento de 500 vezes.

Figura 4.12 – Imagem com aumento de 500 vezes

7. Em alguns casos havia uma falha na região da marcação de leitura, sendo necessário desviar a imagem para a direita ou para a esquerda, no eixo horizontal, em $0,65\mu\text{m}$ ou $1,3\mu\text{m}$.

Para cada corpo de prova foram feitas no mínimo 3 imagens no microscópio eletrônico de varredura. Todas as imagens foram registradas em dois CDs para que não houvesse risco de perda de dados. No total, foram necessárias 10 horas de observação no microscópio.

Todas as imagens em aumento de 500 vezes foram submetidas ao processo de medição das fendas marginais existentes entre os padrões metálicos e os RIRs fundidos. Para tal, usou-se um computador Leica com o *software* Qwin 4.0, próprio para a obtenção de medidas em imagens digitais. Procedeu-se da seguinte forma:

1. Marcação, de toda a área da fenda com o *mouse*.
2. Através do *software* Qwin 4.0 foram posicionadas 50 barras verticais, distanciadas entre si em $50\mu\text{m}$.
3. Cada uma dessas 50 barras verticais gerou uma medida de altura da fenda entre o padrão metálico e o RIR fundido.
4. Através deste método, a cada leitura foram obtidas 50 medidas, as quais foram registrados no programa Microsoft-Excel.

Figura 4.13 - Barras de leitura do *software* Qwin 4.0 posicionadas

Para a leitura da fenda marginal no microscópio eletrônico de varredura, os corpos de prova foram posicionados nos padrões metálicos na seqüência discriminada abaixo:

- 1º - Corpos de prova 1D a 6D;
- 2º - Corpos de prova 7D a 12D;
- 3º – Corpos de prova 13D a 18D;
- 4º – Corpos de prova 1P a 6P;
- 5º – Corpos de prova 7P a 12P;
- 6º – Corpos de prova 13P a 18P;
- 7º – Corpos de prova 1C a 6C;
- 8º – Corpos de prova 7C a 12C;
- 9º – Corpos de Prova 13C a 18C.

Os corpos de prova foram identificados com nomes de arquivos que representaram o nº do corpo de prova, a resina acrílica utilizada e o nº da imagem obtida no microscópio eletrônico de varredura.

Figura 4.14 – Identificação dos arquivos

5 RESULTADOS

Para cada um dos 54 corpos de prova foram feitas 50 medidas da fenda existente entre o padrão metálico e o retentor intra-radicular fundido. Esses valores foram obtidos com o *software* Qwin 4.0. Resultaram em 900 medidas que estão apresentadas nas três tabelas relacionadas nos Apêndices A, B e C. Todas as medidas dos gráficos e tabelas estão expressas em micrômetros (μm).

Foram feitas tabelas com as medidas descritivas dos 18 corpos de prova obtidos com cada uma das resinas avaliadas (Tabelas 5.1 a 5.3). Nestas tabelas pode-se observar: a média dos 50 valores, o erro padrão, o desvio padrão, o valor mínimo, o valor máximo, o primeiro quartil, a mediana e o terceiro quartil.

Tabela 5.1- Medidas descritivas para os corpos de prova 1 a 18 da resina Cop Clas, em μm

Corpo de prova	Média	Erro padrão	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Q25	Q50 (mediana)	Q75
1	112,46	0,32	2,27	109,27	117,44	110,53	112,41	114,30
2	120,62	0,39	2,75	113,67	124,34	119,32	121,83	122,46
3	31,68	0,45	3,18	23,86	37,05	29,52	31,71	33,28
4	161,55	0,73	5,17	151,35	168,93	157,00	162,34	166,42
5	58,94	0,65	4,59	51,50	64,68	55,26	57,78	63,43
6	31,41	0,28	2,00	27,63	34,54	30,14	31,4	33,28
7	147,97	0,69	4,85	138,79	156,37	145,07	146,95	151,98
8	72,32	0,23	1,61	69,08	74,73	71,59	72,22	73,48
9	109,30	0,48	3,40	101,11	114,30	106,76	108,64	112,41
10	55,68	0,32	2,25	52,12	61,54	54,64	55,26	56,52
11	107,53	0,99	7,02	94,83	118,06	101,74	107,70	114,30
12	164,20	0,26	1,85	161,40	168,93	162,65	163,91	165,16
13	148,74	0,52	3,65	142,56	155,12	145,70	148,84	151,35
14	54,10	0,33	2,33	48,36	57,78	52,12	54,32	55,89
15	62,75	0,45	3,21	57,78	71,59	60,92	62,17	64,06
16	87,12	0,29	2,04	81,64	89,80	86,66	87,92	88,55
17	139,60	0,37	2,64	134,39	143,81	136,90	140,36	141,93
18	49,74	0,37	2,59	45,22	55,26	47,73	50,24	51,50

Observação: Q25, Q50 e Q75 representam, respectivamente, o 1º, 2º e 3º quartil

Tabela 5.2- Medidas descritivas para os corpos de prova 1 a 18 da resina DuraLay, em μm

Corpo de prova	Média	Erro padrão	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Q25	Q50 (mediana)	Q75
1	49,12	0,21	1,45	44,59	50,87	48,36	49,61	50,24
2	39,56	0,37	2,58	35,17	45,22	37,05	39,88	41,45
3	30,14	0,25	1,76	27,63	33,91	28,26	30,46	31,40
4	40,38	0,24	1,70	38,31	43,33	38,94	40,19	41,45
5	45,12	0,38	2,70	39,56	50,87	43,33	44,59	47,10
6	63,30	0,47	3,34	55,26	68,45	61,54	63,43	65,94
7	44,35	0,39	2,73	37,68	48,36	42,70	43,65	47,10
8	48,48	0,17	1,17	46,47	50,24	47,73	48,36	49,61
9	30,09	0,36	2,52	22,61	33,28	28,89	30,46	32,03
10	35,09	0,28	1,95	28,26	38,31	34,54	35,17	36,42
11	38,99	0,26	1,84	35,80	43,33	37,68	38,31	40,82
12	38,86	0,29	2,05	34,54	43,33	37,05	38,94	40,19
13	53,04	0,25	1,76	50,24	57,15	51,50	52,75	54,01
14	52,65	0,34	2,42	47,73	57,15	50,87	52,75	54,01
15	31,61	0,52	3,65	22,61	36,42	28,89	32,66	33,91
16	33,97	0,33	2,34	28,26	39,56	32,66	34,23	35,17
17	33,26	0,32	2,29	30,14	37,68	31,4	32,66	35,17
18	54,03	0,59	4,18	45,84	61,54	50,24	55,26	56,52

Observação: Q25, Q50 e Q75 representam, respectivamente, o 1º, 2º e 3º quartil

Tabela 5.3- Medidas descritivas para os corpos de prova 1 a 18 da resina Pattern Resin, em μm

Corpo de prova	Média	Erro padrão	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Q25	Q50 (mediana)	Q75
1	75,05	0,39	2,73	70,34	79,13	73,48	75,36	77,24
2	44,50	0,23	1,59	41,45	48,98	43,33	43,96	45,84
3	81,29	0,94	6,63	67,20	89,18	77,87	84,15	86,04
4	47,58	1,30	9,22	31,40	62,17	40,82	44,90	55,89
5	39,99	0,39	2,75	35,80	45,22	37,68	39,56	41,45
6	95,32	0,67	4,74	87,29	101,11	91,06	95,77	99,85
7	67,56	0,31	2,16	64,06	72,85	66,57	67,20	68,45
8	51,90	0,53	3,77	43,96	59,66	48,98	51,50	55,26
9	103,72	0,34	2,42	97,97	106,13	102,99	104,88	105,50
10	115,40	0,83	5,89	103,62	125,60	109,27	117,44	119,95
11	52,49	0,19	1,34	48,36	55,26	51,50	52,75	53,38
12	166,55	1,17	8,26	156,37	183,38	160,14	165,16	170,19
13	36,02	0,30	2,10	31,40	40,19	35,17	35,80	37,68
14	86,80	0,19	1,36	83,52	89,18	86,04	87,29	87,92
15	54,99	0,44	3,09	47,73	58,40	53,38	55,89	57,15
16	45,54	0,51	3,58	36,42	50,24	43,96	46,47	48,36
17	67,36	0,55	3,92	54,64	73,48	67,20	68,45	69,08
18	86,36	1,07	7,58	72,22	103,62	81,64	86,66	91,06

Observação: Q25, Q50 e Q75 representam, respectivamente, o 1º, 2º e 3º quartil

Em estudos nos quais são observadas repetições de uma mesma medida, como é o caso das várias leituras feitas num mesmo corpo de prova, a média destas repetições representa uma boa medida, de maior precisão. Por este motivo, a média das 50 medidas da fenda obtida para cada corpo de prova foi utilizada na análise estatística (variável denominada por fenda).

O Gráfico 5.1 apresenta o *boxplot* da média de fenda segundo a resina, de onde podemos notar que o grupo da resina DuraLay apresentou a menor mediana e menor variabilidade entre as três resinas avaliadas. Já o grupo da resina Cop Clas apresentou a maior mediana e variabilidade. O grupo da resina Pattern Resin apresentou uma observação discrepante quando comparada às outras observações do mesmo grupo, sendo esta observação referente ao corpo de prova 12, o qual apresentou a maior média de fenda.

Gráfico 5.1 – Média da fenda segundo resina, em μm

A tabela 5.4 apresenta as medidas descritivas para as médias das fendas segundo resina, de onde podemos ratificar as observações feitas de acordo com o gráfico 5.1.

Tabela 5.4 - Medidas descritivas para as médias das fendas segundo resina, em μm

	Resina		
	C	D	PR
Média	95,32	42,34	73,25
Desvio padrão	45,02	9,54	32,86
Mediana	97,32	39,97	67,46
Mínimo	31,40	30,10	36,00
Máximo	164,20	63,30	166,50

As médias das fendas nas diferentes resinas foram avaliadas por meio de um modelo de análise de variância (ANOVA) com um fator (resina). Foi adotado um nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$), ou seja, foram considerados significantes resultados que apresentassem p-valor menor ou igual a 0,05 ($p=0,05$). A análise foi realizada com o auxílio do *software SPSS for Windows*.

Conforme pode ser observado no Gráfico 5.1 ou na Tabela 5.4, a resina DuraLay apresentou variabilidade diferente das demais resinas. Esse fato foi comprovado através do teste de Levene. As três resinas não apresentaram a mesma variabilidade ($p<0,001$) sendo que a resina DuraLay foi a que apresentou a menor variabilidade. Por esta razão foi utilizado um modelo de ANOVA com correção de Brown-Forsythe, o qual permitiu comparar as médias das três resinas mesmo estas apresentando diferença com relação à homogeneidade de variabilidades. O modelo de ANOVA indicou que há diferença estatisticamente significativa das médias das fendas dos três tipos de resina ($p<0,001$).

Com o objetivo de detectar onde encontravam-se tais diferenças foram feitas comparações múltiplas através do método de Dunnett, corrigido pelo fato das variabilidades não serem iguais. Tal método indicou que a resina DuraLay foi a que

apresentou a menor média de fenda quando comparada às resinas Cop Clas e Pattern Resin, sendo a diferença média da fenda entre as resinas Cop Clas e DuraLay estimada em $52,98 \mu\text{m} \pm 10,85 \mu\text{m}$ ($p=0,001$) e a diferença média da fenda entre as resinas Pattern Resin e DuraLay foi estimada em $30,91 \mu\text{m} \pm 8,06 \mu\text{m}$ ($p=0,003$). Já as resinas Cop Clas e Pattern Resin não apresentaram diferença estatisticamente significativa da média da fenda ($p=0,273$), sendo a diferença média de fenda entre essas duas resinas estimada em $22,07 \mu\text{m} \pm 13,13 \mu\text{m}$.

Portanto, a resina DuraLay foi a que apresentou a menor média e variabilidade quando comparada às resinas Cop Clas e Pattern Resin.

6 DISCUSSÃO

O Retentor intra-radicular (RIR) é um procedimento clínico universalmente aceito, utilizado para a restauração de dentes endodonticamente tratados cuja estrutura dental remanescente é insuficiente para reter e suportar a prótese. O RIR complementa a estrutura dental perdida, promovendo a conexão entre a restauração e o remanescente dentário.

Os RIRs fundidos são os mais versáteis em adaptação, pois podem reproduzir os condutos radiculares das mais diversas formas. Assim, propiciam melhor adaptação e distribuição de forças pela raiz (CHAN; HARCOURT; BROCKHURST, 1993; EDMUNDS; DUMMER, 1990; JOHNSON; SCHWARTZ; BLACKWELL, 1976; WALISZEWSKI; SABALA, 1978). Embasados na literatura, sabemos que os RIR fundidos obtidos pela técnica direta têm melhor adaptação às paredes do canal quando comparados aos RIR fundidos obtidos pela técnica indireta (PLAZA et al., 2002). Assim, elegemos a técnica direta de modelagem para obter os padrões de fundição do nosso estudo.

Na técnica direta, a modelagem do pino no conduto radicular e a forma do núcleo são executadas pelo próprio cirurgião dentista, o que requer maior tempo clínico e habilidade do profissional (AQUILINO et al., 1986; GILMORE; LUND, 1973; MILLER, 1978; MONDELLI; PICCINO; BERBERT, 1971; SAUNDERS, 1953; SHILLINGBURG JR; FISHER; DEWHIRST, 1970). Como vantagens da técnica temos um menor número de etapas laboratoriais e, conseqüentemente, menor possibilidade de distorções do padrão (DEDOMENICO, 1977; MANNING et al., 1995; SAUNDERS, 1953; STERN, 1972).

A utilização da RAAQ para a modelagem do padrão de fundição do RIR é atual e absolutamente comum. O protocolo de se usar a técnica do pincel (NEALON, 1952) para levar a RAAQ ao interior do canal e permitir uma completa modelagem do conduto radicular é amplamente sedimentada na Odontologia (AQUILINO et al., 1986; MARMASSE, 1967; MONDELLI; PICCINO; BERBERT, 1971; SHILLINGBURG JR; FISHER; DEWHIRST, 1970). Assim, utilizamos esse protocolo como metodologia científica na nossa pesquisa.

Em todos os trabalhos encontrados na literatura foi usada a resina acrílica da marca DuraLay para a modelagem do padrão de fundição. No mercado Odontológico atual, duas outras resinas são comuns: Cop Clas e Pattern Resin. Nosso intuito foi comparar as adaptações dos RIRs fundidos obtidos dessas resinas acrílicas. Para isso, modelamos os padrões de fundição com as três resinas citadas, diretamente sobre o padrão metálico. A seguir, mensuramos a fenda marginal existente entre o padrão metálico e o RIR fundido, com microscópio eletrônico de varredura.

O preparo do conduto radicular para receber o RIR deve seguir princípios biomecânicos básicos. Muitos estudos reportaram as características ideais do RIR quanto à forma, comprimento, largura e textura da superfície. Ao realizarmos este levantamento da literatura, desenvolvemos nosso corpo de prova.

Muitos autores embasaram seus estudos nos incisivos centrais superiores em função de sua regularidade anatômica, tamanho e canal único (HEMMINGS; KING; SETCHELL, 1991; MATTISON, 1982; OBERMAYR et al., 1991; PICKARD, 1984; STANDLEE et al., 1972). Assim, o padrão metálico que confeccionamos simula um dente unirradicular e a perfuração central simula um conduto radicular preparado para receber um RIR fundido.

A forma cônica do conduto facilita a modelagem e a adaptação do RIR. Embora resulte em RIRs fundidos menos retentivos, gera menor estresse durante a cimentação, comparado à forma paralela (COLLEY; HAMPSON; LEHMEN, 1968; CHRISTY; PIPKO, 1967; JOHNSON; SCHWARTZ; BLACKWELL, 1976; STANDLEE et al., 1972). No intuito de minimizar a perda de retenção, o grau de expulsividade deve ser pequeno, entre 3° e 5° (COLLEY; HAMPSON; LEHMEN, 1968; DESORT, 1983). Visando facilitar a modelagem do pino, optamos por um valor ligeiramente maior do que o preconizado pela maioria dos autores encontrados na literatura. O conduto do padrão metálico do nosso experimento tem conicidade de 6° , assim como utilizado no trabalho de Olin (1991).

Pinos longos têm uma melhor capacidade de distribuição das cargas oclusais pela dentina radicular e maior capacidade retentiva (GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; JOHNSON; SCHWARTZ; BLACKWELL, 1976; MORGANO; MILOT, 1993; PEREL; MUROFF, 1972; POTASHNICK; WEINE; STRAUSS, 1998; SHILLINGBURG; KESSLER, 1991; STANDLEE et al., 1972). O comprimento do conduto foi padronizado em 10 mm, valor médio encontrado na literatura (CHAN; HARCOURT; BROCKHURST, 1993; JOHNSON; SCHWARTZ; BLACKWELL, 1976; JOHNSON; SAKAMURA, 1978; SORENSEN; MARTINOFF, 1984; STANDLEE et al., 1972; TURNER, 1982).

O preparo do conduto deve ser realizado com um mínimo alargamento do canal radicular, respeitando as características anatômicas da raiz (DESORT, 1983; GUTMANN, 1977; HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996). O diâmetro do pino deve ser suficiente para evitar uma flexão da liga metálica e a fratura do pino (CHRISTY; PIPKO, 1967; PEREL; MUROFF, 1972). Em nosso padrão metálico, o diâmetro máximo foi de 2 mm na porção cervical do conduto, respeitando as

dimensões preconizadas na literatura (CHAN; HARCOURT; BROCKHURST, 1993; COLLEY; HAMPSON; LEHMEN, 1968; MATTISON, 1982).

O padrão metálico respeitou ainda o princípio biomecânico que preconiza o bloqueio do movimento do RIR na direção apical do conduto. O topo do padrão, ao mesmo tempo em que serviu para adaptar a matriz e construir o núcleo, funcionou como apoio cervical para o espelho do RIR. Segundo a literatura consultada, a ausência desse apoio permitiria um efeito cunha do RIR, culminando com a fratura longitudinal da raiz (CONTIN; MORI; CAMPOS, 2002; FUKUSHIMA et al., 2002; GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; GUTMANN, 1977; JOHNSON; SCHWARTZ; BLACKWELL, 1976; MANNING et al., 1995; OBERMAYR et al., 1991; PEREL; MUROFF, 1972).

É claro na literatura que, quando a anatomia do conduto é circular e o remanescente dental não propicia estabilidade adequada, é importante se criar um dispositivo anti-rotacional para se evitar forças horizontais e fratura do cimento (CHRISTENSEN, 1996; DESORT, 1983; FUKUSHIMA et al., 2002; GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; GUTMANN, 1977; HEMMINGS; KING; SETCHELL, 1991; PEREL; MUROFF, 1972; ROBBINS, 1990; WEINE et al., 1973). Uma vez que o conduto do padrão metálico tem secção transversal cilíndrica, algum dispositivo anti-rotacional era indispensável. Na impossibilidade de se criar, no torno de precisão, um sulco interno, confeccionamos um bisel externo. Esse bisel permitiu identificar com facilidade a posição correta para o assentamento do RIR fundido. Em contrapartida, funcionou como um abraçamento, tornando nosso corpo de prova sensível à adaptação intra e extra-radicular, a exemplo de RIRs modelados em raízes que possuem o espelho em dois planos, um inclinado e outro plano. Essa

característica pode ter prejudicado o assentamento do RIR fundido, propiciando uma área de interferência nesta porção do bisel.

As variáveis independentes testadas neste estudo foram: as resinas acrílicas (três). Confeccionamos seis padrões metálicos. Três seqüências de leitura foram feitas para cada resina. Assim, cada uma das variáveis foi testada 18 vezes, gerando um total de 54 RIRs fundidos.

Para cada RIR fundido foi feita uma imagem no MEV, totalizando 54 imagens. As imagens foram analisadas através do *software* Qwin 4.0, que gerou 50 medições de fenda para cada imagem. Totalizamos 2700 medidas de fendas marginais, 900 de cada resina analisada. Estas medidas estão compiladas nas tabelas relacionadas nos apêndices A, B e C. Considerando que foram feitas 50 repetições de medidas em cada corpo de prova, a média desses valores foi usada como uma medida de maior precisão em nossa análise estatística.

A simples avaliação do gráfico 5.1 (*boxplot*) nos permitiu comparar o comportamento das resinas. Verificamos que o grupo da resina DuraLay apresentou a menor variabilidade e a menor mediana entre as três resinas avaliadas. O grupo da resina Cop Clas apresentou a maior variabilidade e a maior mediana. Enquanto o grupo da resina Pattern Resin apresentou-se em um nível intermediário. Essa diferença de variabilidade entre as três resinas foi estatisticamente significativa ($p < 0,001$). A tabela 5.4 ratifica essas observações.

No grupo da resina Pattern Resin, ocorreu uma observação discrepante com o corpo de prova número 12, o qual apresentou uma maior média de fenda. Tendo sido analisados 18 corpos de prova desta resina, essa ocorrência isolada possivelmente se deve a uma desadaptação do pino. É seguro dizer que, após a fundição do RIR, a remoção dos grânulos e porosidades não foi adequada. O correto

assentamento do RIR fundido no padrão metálico não ocorreu, resultando essa fenda marginal maior detectada apenas neste corpo de prova.

Os valores das alturas das fendas marginais, medidas da desadaptação entre os RIRs fundidos e os padrões metálicos, estão expressas nas tabelas 5.1 a 5.3. Os valores médios das fendas marginais das resinas Cop Clas (95,32 μm) e Pattern Resin (73,25 μm) estão muito acima dos valores citados na literatura como clinicamente aceitáveis, estando os valores obtidos para a resina DuraLay (42,34 μm), próximos aos preconizados pela American Dental Association (40 μm) como ideais para fundições de restaurações protéticas (CHRISTENSEN, 1966).

A literatura não apresenta um valor de referência de fenda marginal para RIR fundido. Os trabalhos medindo adaptação dos RIRs fundidos apresentam apenas os valores da película cimentante, tomadas no interior do conduto. No trabalho de Turner (1982), os valores registrados são 66 μm para pinos que o autor classificou como mal adaptados e 33 μm para os pinos melhor adaptados. Gross e Turner (1983) encontraram espessuras de películas cimentantes variando, nos pinos mais bem adaptados, de 33 μm (cimento mais fluido) a 59 μm (cimento mais viscoso).

Assim, considerando a média de fendas da resina DuraLay (42,34 μm), podemos afirmar que é um bom material para a confecção do padrão de fundição e indicá-la para a modelagem do RIR fundido. Embora o valor considerado bem adaptado pelos autores citados acima seja menor (33 μm), devemos considerar o fato de que, em nossa pesquisa, todos os RIRs fundidos foram assentados nos condutos sem a realização dos ajustes finos de usinagem preconizados para antes da cimentação. Dessa forma, valores de fendas maiores já eram esperados. Estes valores podem ser considerados compatíveis com a realidade da técnica de fundição

padronizada na metodologia. Os acabamentos de superfície não tiveram cuidados especiais, apenas foram realizados um breve jateamento com óxido de alumínio para a limpeza do material refratário e a remoção de nódulos de metal com brocas diamantadas.

Vários autores afirmam que os ajustes são fundamentais para melhorar a adaptação e a distribuição das cargas pela dentina radicular (FERRAZ, 2004; PLAZA et al., 2002; OBERMAYR et al, 1991; SHILLINGBURG JR; FISHER; DEWHIRST, 1970). No estudo realizado por Ferraz (2004), o autor obteve fendas marginais médias de 204,240 μm nas fundições de copings para coroas metalocerâmicas. Após a usinagem houve uma redução de 82% nesses valores, ficando o valor médio das fendas em 36,76 μm . Fica claro que caberá ao dentista realizar a prova e o ajuste da fundição na boca do paciente, visando atingir os padrões clínicos de aceitabilidade.

Uma vez aceito que a usinagem melhora substancialmente a adaptação, podemos dizer que, na verdade, qualquer uma das resinas analisadas poderia ser indicada para a modelagem do padrão de fundição do RIR fundido. Devemos apenas salientar que o ajuste do RIR fundido obtido do padrão de DuraLay propicia um ajuste muito mais fácil e rápido, o que é desejável por diminuir o tempo clínico gasto pelo cirurgião-dentista.

No intuito de saber qual a influência das marcas comerciais de RAAQ na confecção do RIR fundido, padronizamos o processo de inclusão e fundição para todos os padrões modelados, independentemente da resina empregada.

A inclusão dos padrões de fundição no material de revestimento foi feita a vácuo, visando minimizar o aprisionamento de bolhas de ar, resultando fundições com menor número de nódulos e textura de superfície mais lisa (LYON; DICKSON;

SCHOONOVER, 1953). Esse procedimento facilitou a eliminação da rugosidade de superfície dos RIRs fundidos e facilitou seu assentamento no padrão metálico. Segundo Ballester (1999), o fator rugosidade é fonte de distorções e quanto maior a rugosidade, mais distorcida será a peça fundida. A saliência rugosa faz com que as regiões intracoronárias de uma fundição apareçam como mais expandidas, prejudicando sua adaptação.

Segundo Manning et al. (1995), Martignoni e Schönenberger (1998) e Ballester (1999), o fenômeno físico da expansão sempre ocorre durante a presa do material de revestimento. Todos os padrões de fundição foram incluídos no mesmo material de revestimento, dessa forma, a expansão do revestimento foi a mesma, assim como a resistência mecânica à liberação das tensões residuais e à contração da liga. O revestimento fosfatado usado respeitou as orientações do fabricante da liga metálica escolhida para a fundição dos RIRs.

As diferenças nas fendas podem também ter ocorrido devido às maneiras pelas quais os padrões de resina interagem com o revestimento. Sua capacidade de “molhamento” (cópia) e o comportamento durante o aquecimento do conjunto para a queima da resina, podem ser diferentes. Esse fato pode gerar superfícies metálicas com rugosidades diferentes que resultaram assentamentos diferentes.

Devemos lembrar que um dos fatores que influenciam a adaptação de uma fundição é a contração da liga metálica quando passa do estado líquido para o sólido. A fim de manter o mesmo coeficiente de contração térmica linear, foi usado apenas um tipo e uma marca comercial de liga metálica. Optamos pela utilização da liga de níquel-cromo para a fundição dos RIR em função do custo mais baixo quando comparado às ligas nobres e por permitir fundições com dureza e rigidez suficientes (DEDOMENICO, 1977). Essas ligas, embora classificadas como não

nobres, são bem aceitas clinicamente devido a sua característica química de passividade nos fluidos bucais (GODFOGEL; NIELSEN, 1982). De acordo com Duncan (1982), as ligas de níquel-cromo têm sido muito utilizadas nas fundições para prótese fixa. Assim, nossa metodologia empregou materiais que estão dentro dos padrões clínicos atuais e que são empregados rotineiramente pelos profissionais de hoje.

A variável do trabalho se restringiu apenas ao comportamento das resinas acrílicas utilizadas. A RAAQ é um material fácil de manipular, mas sensível à técnica, visto que a proporção pó/líquido (polímero/monômero) é controlada de modo subjetivo, especialmente quando não há o controle exato do peso do polímero e do volume do monômero. Exatamente isso ocorre na técnica do pincel, preconizada por Nealon (1952) e empregada para a modelagem dos padrões de fundição de nossa pesquisa. Por esta técnica, o pincel, embebido em monômero, dá a saturação do polímero ao formar uma pérola de resina em sua ponta. Dessa forma, a proporção pó/líquido depende da capacidade de saturação da resina, ou seja, da granulometria de suas partículas de polímero. O pó mais fino é mais facilmente “molhado” pelo líquido, necessitando menor quantidade de monômero (DUARTE, 1956; PHILLIPS, 1982; CHO; CHEE, 1995).

A literatura tem como consenso que toda RAAQ sofre contração quando se polimeriza (LAZARO FILHO, 2000; MOJON et al., 1990; NEALON, 1952; PAFFENBERGER; NELSEN; SWEENEY, 1953; PHILLIPS, 1982; STAFFORD et al., 1980). A contração de polimerização do metilmetacrilato puro é da ordem de 21% (PHILLIPS, 1982; MOJON ET AL., 1990). Na RAAQ comercializada, o monômero não se constitui apenas de metilmetacrilato, são incorporados outros materiais, o

que diminui a contração final da resina. Assim, a contração de polimerização final da resina DuraLay é de 7,9% , após 24 horas (MOJON et al., 1990).

A contração volumétrica de polimerização está diretamente relacionada com a quantidade de monômero na proporção pó/líquido (MOJON et al., 1990; PAFFENBERGER; NELSEN; SWEENEY, 1953; STAFFORD et al., 1980). Uma maior quantidade de monômero ocasiona uma maior contração (MOJON et al., 1990; STAFFORD et al., 1980; LAZARO FILHO, 2000).

Uma menor quantidade de monômero torna o processo de polimerização mais curto, diminuindo a contração da RAAQ (DUARTE, 1956; PHILLIPS, 1982). Em nosso estudo, durante a manipulação das resinas, notamos uma grande diferença entre as resinas DuraLay e Pattern Resin quanto à velocidade de polimerização. A resina Duralay mostra um processo de polimerização mais lento, que parece ocorrer depois de construído todo o corpo da resina. Já para a Pattern Resin, a polimerização de cada camada acrescentada já mostrava estágios diferentes, sendo o processo de polimerização nitidamente mais rápido. Essa observação vai de encontro ao resultado do trabalho de Cho e Chee (1995), no qual os autores mostraram que a DuraLay tem sua polimerização final aos 7 minutos e a Pattern Resin aos 3 minutos.

Ao analisarmos os resultados das resinas testadas neste trabalho, notamos que as menores fendas marginais e a menor variabilidade ocorreram no grupo da resina DuraLay. Possivelmente podemos associar esse achado ao fato dessa resina sofrer uma maior contração de polimerização, produzindo assim as menores fendas marginais e, conseqüentemente, a menor variabilidade.

Dando seqüência a esta linha de raciocínio, temos o RIR fundido resultante do padrão de DuraLay com dimensões ligeiramente diminuídas. Essa pequena

“folga” entre o pino e o conduto, facilitou seu assentamento intra-radicular no padrão metálico. No entanto, precisamos considerar todos os detalhes geométricos do nosso padrão metálico. O bisel da face externa pode ter se transformado em uma região de interferência durante o assentamento do RIR fundido. Não há como afirmar categoricamente, mas acreditamos que essa interferência pode ter sido minimizada por duas hipóteses: (1) Pela própria forma do RIR fundido. Toda contração ocorre na direção do centro da massa. Nesta região, a resultante da contração distancia a fundição do bisel e não fecha a sua borda, como poderia ser imaginado; (2) A contração gerada permitiu que, durante o assentamento desse RIR fundido, houvesse uma acomodação em função do espaço existente entre o pino e o conduto. Ao sofrer uma leve interferência na região do bisel, o RIR se inclinou para o lado oposto, justamente a área de leitura das fendas, formando assim as menores medidas de fenda observadas.

Mais nova do que a DuraLay, a resina Pattern Resin surgiu no mercado Odontológico com a proposta de oferecer uma contração volumétrica de polimerização 40% menor do que a que ocorre com a DuraLay, segundo seus fabricantes (informação pessoal)¹. Na literatura, nada foi encontrado confirmando essa magnitude. Contudo, comparando-se as fendas marginais encontradas para os RIRs fundidos, a partir dos padrões de Pattern Resin e DuraLay, notamos valores mais altos para o grupo da Pattern Resin. Esse resultado pode ser justificado pela menor contração volumétrica da Pattern Resin. Esse fato possivelmente produziu RIRs fundidos mais justos, que tiveram seu assentamento no padrão metálico dificultado. Morgano e Milot (1993) afirmaram que RIR fundidos que se adaptam

---

¹ GC Products, Japan – unidade São Paulo – Brazil – informação verbal.

“apertados”, na verdade não se adaptam. A própria fidelidade dimensional do material pode prejudicar o assentamento das fundições, e assim, sua adaptação.

Ao manipularmos os polímeros das duas resinas, pudemos perceber uma granulação sutilmente mais fina para a resina Pattern Resin do que para a resina DuraLay. Essa percepção vem de encontro ao trabalho de Stafford (1980), que concluiu em seu estudo que o tamanho das partículas do polímero das resinas variou muito mais do que se podia esperar. Baseados nos trabalhos de Duarte (1956) e Phillips (1982), temos que uma menor granulometria do pó permite sua dissolução mais fácil pelo líquido, necessitando de uma menor quantidade de monômero, diminuindo o tempo e a quantidade de contração da resina.

Durante a confecção dos padrões de fundição, notamos uma nítida diferença de escoamento entre as resinas Duralay e Pattern Resin. A DuraLay tem menor viscosidade e escoa melhor do que a Pattern Resin. Neste sentido, podemos relacionar uma maior quantidade de monômero na saturação da DuraLay, fato este que justificaria sua maior contração de polimerização, quando comparada à resina Pattern Resin.

A resina Cop Clas apresentou um comportamento bastante heterogêneo, como visto no gráfico 5.1 (*boxplot*). Seu alto índice de variabilidade pode ser associado a sua granulometria bastante irregular. Na manipulação do polímero dessa resina, podemos perceber facilmente a presença de grãos de diversos tamanhos (e diferentes tonalidades de cor). Provavelmente a saturação do polímero se dá de forma irregular, promovendo uma polimerização na qual os quatro estágios (fases de mistura) se sobrepõem. Acreditamos que a polimerização irregular possivelmente resulta em uma resina menos estável e mais suscetível a

deformações. O assentamento do RIR fundido evidencia essas alterações, gerando valores de fendas marginais maiores e mais variáveis.

Consultamos os fabricantes da resina Cop Clas em busca de informações técnicas e referências bibliográficas de pesquisas que tivessem feito uso desse material. Em resposta recebemos uma mensagem informando apenas a composição química da resina e afirmando não haver registro de informações técnicas ou artigos publicados (informação pessoal).²

Em nossa pesquisa obtivemos maiores fendas para a resina Pattern Resin do que para a resina DuraLay. Embasados nos trabalhos de vários autores, sabemos que uma melhor dissolução do polímero pelo monômero requer uma menor quantidade de monômero na saturação do pó, gerando menor grau de contração da resina (LAZARO FILHO, 2000; MOJON et al., 1990; STAFFORD et al., 1980). Assim, acreditamos que a resina Pattern Resin, por permitir uma melhor dissolução do polímero, teve menor contração de polimerização, resultando RIR fundidos mais justos e fendas maiores quando comparada à resina DuraLay.

Na comparação dos resultados obtidos em nosso estudo com os resultados encontrados na literatura, é importante ressaltar que as resinas acrílicas não são materiais estáveis dimensionalmente (MOJON et al., 1990). As propriedades físicas das resinas são grandemente influenciadas por quaisquer alterações na temperatura, meio, composição e tempo (PHILLIPS, 1982).

Podemos afirmar que, para os RIRs fundidos, precisão é a palavra chave. Dela depende a entrada passiva do pino no canal durante sua cimentação, o

---

² Artigos Odontológicos Clássico (info@classico.com.br) – mensagem recebida por Barros CH em 28 de out. 2004.

sucesso da retenção do RIR no conduto, a correta distribuição de carga pela raiz e o vedamento marginal com pequena espessura de cimento.

Os resultados dos estudos *in vitro*, como o que apresentamos, devem ser sempre observados com reservas. Esses dados não devem ser conclusivos, visto que, em situações clínicas, outros mecanismos protegem a margem da película cimentante do RIR fundido.

Outras pesquisas sobre o assunto devem ser desenvolvidas, para uma indicação segura do material a ser utilizado e da técnica a ser empregada. O desenvolvimento da indústria de materiais odontológicos, de técnicas clínicas e laboratoriais é fundamental para o aprimoramento da Odontologia.

7 CONCLUSÕES

Baseado na metodologia aplicada, nos resultados obtidos e na análise estatística aplicada, é lícito afirmar que:

1. Os retentores intra-radiculares fundidos obtidos de padrões de fundição modelados com a resina DuraLay mostraram-se significativamente melhor adaptados ($42,31 \mu\text{m} \pm 9,54 \mu\text{m}$) quando comparados aos retentores intra-radiculares fundidos obtidos de padrões das resinas Pattern Resin ($73,25 \mu\text{m} \pm 32,86 \mu\text{m}$) e Cop Clas ($95,32 \mu\text{m} \pm 45,02 \mu\text{m}$) respectivamente.
2. Não houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,273$) na diferença média das fendas marginais dos retentores intra-radiculares fundidos modelados com a resina Pattern Resin e modelados com a resina Cop Clas ($22,07 \mu\text{m} \pm 13,13 \mu\text{m}$).

REFERÊNCIAS¹

Abdalla AI, Davidson CL. Shear bond strength and microleakage of new dentin bonding systems. *Am J Dent* 1993;6(6):295-8.

Aldrovandi C. Stability of dentures in relation to deformations of acrylic resins. *Rev Bras Odontol* 1950;8(47):233-52.

Aquilino SA, Jordan RD, Turner KA, Leary JM. Multiple cast and cores severely worn anterior teeth. *J Prosthet Dent* 1986;55(4):430-3.

Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent* 1989;61(5):535-43.

Assif D, Bitensky A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complet crowns. *J Prosthet Dent* 1993;69(1):36-40.

Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):565-7.

Ballester RY. Estudo sobre as expansões de presa de revestimentos e sobre o efeito do forro de cellulose no ajuste de peças fundidas em Ni-CR com um revestimento fosfatado [Tese de Livre Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 1999.

Barouch E. Preparation and direct wax-up for a gold post on an endodontically treated teeth. *Dent Survey* 1980;56(1):48-50.

Baumhammers A. Simplified technique for one-unit cast dowel crown. *Dent Digest* 1962;68(10):468-72.

Caputo AA, Standlee JP. Pins and posts – Why, when and how. *Dent Clin North Am* 1976;20(2):299-311.

---

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Castro U. Resinas acrílicas quimicamente ativadas em substituição à cera nas fundições. Rev XXV de Outubro 1961;2(3):36-9.

Chan FW, Harcourt JK, Brockhurst PJ. The effect of post adaptation in the root canal of post cemented with various cements. Aust Dent J 1993;38(1):39-45.

Cho GC, Chee WWL. Efficient soldering index materials for fixed partial dentures and implant substructures. J Prosthet Dent 1995;73(5):424-7.

Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. J Prosthet Dent 1966;16(2):297-305.

Christensen GJ. Posts: necessary or unnecessary? J Am Dent Assoc 1996;127(10):1522-6.

Christy JM, Pipko DJ. Fabrication of dual-post veneer crown. J Am Dent Assoc 1967;75(6):1419-25.

Colley IT, Hampson EL, Lehmen ML. Retention of post crowns – An assessment of the relative efficiency of posts of different shapes and sizes. Br Dent J 1968;124(2):63-9.

Contin I, Mori M, Campos T. Restauração dos dentes endodonticamente tratados. In: Cardoso RJ, Gonçalves EAN. Odontologia arte, ciência, técnica. São Paulo: Artes Médicas; 2002. cap.17, p.381-401.

Cristofini De Armas E. Estudo comparativo da adaptação de “copings” fundidos com três ligas de níquel-cromo, variando-se a forma de inclusão e a temperatura de pré-aquecimento [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1986.

Dale JW, Moser JA. A clinical evaluation of semiprecious alloys for dowels and cores. J Prosthet Dent 1977;38(2):161-4.

De Cleen MJH. The relationship between the root canal filling and post space preparation. Int Endod J 1993;26(1):53-8.

DeDomenico RJ. Technique for the fabrication of a post and core with nonprecious metal. J Am Dent Assoc 1977;94(6):1139-41.

Dedmon HW. Disparity in expert opinions on size of acceptable margin openings. *Oper Dent* 1982;7(3):97-101.

Demas NC. Direct impression for cast Richmond crown using acetate crown forms. *Dent Digest* 1957;63:258-64.

DeSort KD. The prosthodontic use of endodontically treated teeth: Theory and biomechanics of post preparation. *J Prosthet Dent* 1983;49(2):203-6.

Duarte GCP. Resinas acrílicas de rápida polimerização (Contribuição ao estudo de seus efeitos sobre a polpa dentária) [Tese de Cátedra de Técnica Odontológica]. Pelotas: Faculdade de Odontologia da Universidade do Rio Grande do Sul; 1956.

Duncan JD. The casting accuracy of nickel-chromium alloys for fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 1982;47(1):63-68.

Edmunds DH, Dummer PMH. Root canal retained restoration: 1. General considerations and custom-made cast posts and cores. *Dent Update* 1990;17(6):183-8.

Fabregas J. Patrones de acrilico para colados en restauraciones coronaries parciales. *Rev Asoc Odontol Argent* 1970;58:18-22.

Fehling A, Wolfert RE. Multiple cast post and cores for anterior teeth: Rationale and technique. *J Prosthet Dent* 1988;59(5):558-62.

Ferraz PSP. Estudo da dinâmica da adaptação marginal de “copings” de NiCr, submetidos a usinagens internas sucessivas guiadas por evidenciadores de contato. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

Ferraz PSP. Influência da expansão dos gessos melhorados e dos espaçadores de troqueis na precisão de adaptação marginal de “copings” para coroas metalocerâmicas [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

Fukushima F, De Cara AA, Braga RR, Capp CI, Tamaki R. Resistência a forças rotacionais de pinos pré-fabricados e núcleos metálicos fundidos. *RPG Rev Pós Grad* 2002;9(4):311-7.

Gallan Jr. J, Mondelli J, Vieira DF. Comparative study of dimensional changes of castings obtained from wax or acrylic resin patterns – their influence on the fit of castings. *Estomat Cult* 1970;4(2):157-74.

Gilmore HW, Lund MR. Operative dentistry. 2nd ed. St Louis: Mosby Co.; 1973.

Godfogel MH, Nielsen JP. Dental casting alloys: an update on terminology. *J Prosthet Dent* 1982;48(3):340-3.

Goerig AC, Mueninghoff LA. Management of the endodontically treated tooth. Part I: Concept for restorative designs. *J Prosthet Dent* 1983;49(3):340-5.

Goldrich N. Construction of posts for teeth with existing restorations. *J Prosthet Dent* 1970;23(2):173-176.

Goldstein GR, Hittelman E. Survey of post procedures. *NYSate Dent J* 1992;58(8):32-5.

Gross MJ, Turner CH. Intra-radicular hydrostatic pressure changes during the cementation of post-retained crowns. *J Oral Rehabil* 1983;10(3):237-49.

Gulker I. Margins. *NYSate Dent J* 1985;51(4):213-7.

Gutmann JL. Preparation of endodontically treated teeth to receive a post-core restoration. *J Prosthet Dent* 1977;38(4):413-9.

Hemmings KW, King PA, Setchell DJ. Resistance to torcional forces of various post and core designs. *J Prosthet Dent* 1991;66(3):325-9.

Hirata JM, Mori M, Aun CE, Moura AAM. Restauração do dente tratado endodonticamente. In: Paiva JG, Antoniazzi JH. *Endodontia: bases para a prática clínica*. 2^a ed. São Paulo:Artes médicas; 1993. cap.34, p.803-61.

Hofstede TM, Ercoli C. An a indirect technique for fabrication of a post and core wax pattern. *J Prosthet Dent* 2002;87(3):341-2.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75(2):140-7.

Holmes JR, Bayne SC, Holland AA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 1989;62(4):405-8.

Hudis SI, Goldstein GR. Restoration of endodontically treated teeth: A review of the literature. J Prosthet Dent 1986;55(1):33-8.

Hunt PR, Gogarnoiu D. Evolution o post and core systems. J Esthet Dent 1996;8(2):74-83.

Johnson JK, Sakamura JS. Dowel form and tensile force. J Prosthet Dent 1978;40(6):645-9.

Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. J Am Dent Assoc 1976;93(3):597-605.

Jorgensen KD, Finger W. A new concept in dental precision casting. J Dent Res 1979;58(Spec issue A):197.

Lazaro Filho M. Efeito do eugenol sobre o endurecimento das resinas acrílicas quimicamente ativadas e efeitos de possíveis tratamentos paliativos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2000.

Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: A literature review. J Prosthet Dent 1993;69(1):32-6.

Loshaek S, Fox TG. Cross-linked polymers. Factors influencing the efficiency of cross-linking in copolymers of methyl methacrylate and glycol dimethacrylates. Am Chem Soc 1953;73:354-5.

Lyon HW, Dickson G, Schoonover IC. Effectiveness of vacuum investing in the elimination of surface defects in gold casting. J Am Dent Assoc 1953;46(1):197-8.

Manning KE, Yu DC, Yu HC, Kwan EW. Factors to consider predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth part II: clinical application of basic concepts. J Prosthet Dent 1995;61(8):696-707.

Marmasse A. Dentistrie opratoire. Paris: J. B. Baillirie et Fils; 1967. cap.28, p.605.

Martignoni M, Shönenberger A. Precisão em prótese fixa: aspectos clínicos e laboratoriais. Trad. de Artêmio Luiz Zanetti et al. São Paulo: Quintessence; 1998. cap.7, p.263-335.

Martinez-Insua A, Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. J Prosthet Dent 1998;80(5):527-32.

Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. J Prosthet Dent 1982;48(4):407-11.

Miller W. Direct pattern technique for post and cores. J Prosthet Dent 1978;40(4):392-7.

Mojon P, Oberholzer JP, Meyer JM, Belser UC. Polymerization shrinkage of index pattern acrylic resins. J Prosthet Dent 1990;64(6):684-8.

Mondelli JDO, Piccino AC, Berbert A. An acrylic resin pattern for cast dowel and core. J Prosthet Dent 1971;25(4):413-7.

Moraes AB. Estudo sobre a influência da base do núcleo, dos retentores intra-radulares cônicos, na proteção do remanescente dental – estudo “*in vitro*” em análogos radulares plásticos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2002.

Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: Current knowledge and future needs. J Prosthet Dent 1999;82(6):643-57.

Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. J Prosthet Dent 1993;70(1):11-6.

Mori M, Campos TN. Preparo radicular. In: Saito T. Preparos dentais funcionais em prótese fixa: princípios mecânicos, biológicos e de oclusão. 2ª ed. São Paulo: Santos; 1999. cap.16, p.191-223.

Nealon FH. Acrylic restorations by the operative nonpressure procedure. J Prosthet Dent 1952;2(4):513-27.

Nielsen JP. Pressure distribution in centrifugal dental casting. J Dent Res 1978;57(2):261-9.

Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. J Prosthet Dent 1991;66(2):181-7.

Olin PS, Cederbaum BA, Donahue JOL. Effects of lubrication on the retention of tapered and parallel cast post and cores. J Prosthet Dent 1991;66(1):45-9.

Paffenbarger GC, Nelsen RJ, Sweeney WT. Direct and indirect filling resins: a review of some physical and chemical properties. J Am Dent Assoc 1953;47(5):516-24.

Perel ML, Muroff FI. Clinical criteria for posts and cores. J Prosthet Dent 1972;28(4):405-11.

Pegoraro LF. Prótese fixa. São Paulo: Artes Médicas; 1998. cap.5, p.87-110.

Peyton FA, Mahler DB, Asgar K. Controlled water-addition technic for hygroscopic expansion of dental casting investment. J Am Dent Assoc 1956;52(2):155-61.

Phillips RW, Biggs DH. Distortion of wax patterns as influenced by storage time, storage temperature and temperature of wax manipulation. J Am Dent Assoc 1950;41(1):28-37.

Phillips RW. Materiais dentários de Skinner. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 1982. cap.11, p.113-37.

Pickard HM. Variants of the post crown. Br Dent J 1964;117(12):517-26.

Plaza CAS, Barros RX, Arakaki Y, Sato Y, De Cara AA, Casati MZ. Avaliação *in vitro* da microinfiltração na interface dente/núcleo metálico fundido, obtido através de duas técnicas distintas: direta e indireta, utilizando raízes bovinas. Rev Inst Ciênc Saúde 2002;20(1):57-62.

Potashnick SR, Weine FS, Strauss A. Restauração dos dentes tratados endodonticamente. In: Weine FS. Tratamento endodôntico. 5^a ed. São Paulo: Santos; 1998. cap.17, p.756-804.

Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. J Endod 1989;15(11):512-6.

Robbins JW. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. J Am Dent Assoc 1990;120(5):558-66.

Rosen S, Hunt HR, Hoppert CA. Hereditary limitations of the infectious and transmissible nature of experimental dental caries. Arch Oral Biol 1961;5:92-7.

Saunders D. Pattern making – direct method – using acrylic resin. Br Dent J 1953;94(7):183-7.

Shadman H, Azarmehr P. A direct technique for fabrication of posts and cores. J Prosthet Dent 1975;34(4):463-6.

Shillingburg HT, Kessler JC. Princípios dos dentes tratados endodenticamente. In: Restauração protética dos dentes tratados endodenticamente. São Paulo: Quintessence Ltda; 1991. cap.1, p.13-44.

Shillingburg Jr HT, Fisher DW, Dewhirst RB. Restoration of endodontically treated posterior teeth. J Prosthet Dent 1970;24(4):401-9.

Shillingburg Jr. HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentos da prótese fixa. 3ª ed. Trad. de Ivone Castilho Benedetti. São Paulo: Quintessence; 1998.

Silva YME. Estudo da interferência de diferentes agentes anti-sépticos aplicados à dentina intra-radicular na resistência à remoção por tração de retentores intra-radiculares fundidos (*in vitro*) [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2003.

Skinner EW, Phillips RW. A ciência dos materiais odontológicos. Trad. de Francisco Degni e Dioracy Fonterrada Vieira. 2ª ed. São Paulo: Atheneu; 1962. cap.26, p.255-7.

Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: A guide for the restorative dentist. Quintessence Int 1997;28(7):457-62.

Smith DC, Williams DF. Biocompatibility of dental materials. CRC Press Inc. 1982;4(6):124-34.

Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. J Prosthet Dent 1984;52(1):28-35.

Sozio RB. The marginal aspect of the ceramo-metal restoration: the collar-less ceramo-metal restoration. Dent Clin North Am 1977;21(6):787.

Stafford GD, Bates JF, Huggett R, Handley RW. A review of the properties of some denture base polymers. J Dent 1980;8(4):292-306.

Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. Oral Surg 1972;33(6):952-60.

Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter and design. J Prosthet Dent 1978;39(4):401-5.

Stern NA. direct pattern technique for posts and cores. J Prosthet Dent 1972;28(3):279-83.

Terence RL. Modelos para fundição: verificação das alterações dimensionais lineares na região cervical em modelos para fundição obtidos com cera evaporável e resinas acrílicas auto-polimerizáveis [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 1973.

Turner CH. The retention of dental posts. J Dent 1982;10(2):154-65.

Waliszewski KJ, Sabala CL. Combined endodontic and restorative treatment considerations. J Prosthet Dent 1978;40(2):152-6.

Weine FS, Kahn H, Wax AH, Taylor GN. The use of standardized tapered plastic pins in post and core fabrication. J Prosthet Dent 1973;29(5):542-8.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Medidas dos corpos de prova obtidos com a resina Cop Clas

	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	CP11	CP12	CP13	CP14	CP15	CP16	CP17	CP18
1	114,30	123,09	23,86	154,49	52,75	27,63	138,79	71,59	102,36	53,38	94,83	165,79	142,56	51,50	57,78	84,15	135,02	50,24
2	114,30	123,09	26,38	155,12	52,75	27,63	138,79	74,10	103,62	54,64	95,46	165,16	143,18	52,12	57,78	84,15	135,65	50,24
3	114,30	123,72	27,00	153,23	52,75	27,63	139,42	74,10	105,50	57,15	95,46	165,16	145,07	52,12	58,40	84,78	134,39	50,24
4	114,30	123,72	28,89	153,23	51,50	28,26	139,42	73,48	101,11	55,89	96,08	165,79	146,32	52,12	59,03	81,64	135,65	50,24
5	113,67	123,72	30,14	157,63	52,75	28,26	141,93	72,85	104,88	59,03	97,97	165,79	143,18	52,12	59,03	81,64	137,53	50,87
6	114,92	124,34	25,75	157,00	52,12	28,26	146,32	72,22	105,50	58,40	98,60	166,42	143,18	52,12	59,66	82,90	140,04	45,84
7	114,92	123,72	29,52	155,74	52,12	28,26	146,32	72,22	106,13	52,12	100,48	162,02	143,18	52,12	60,29	86,04	141,93	45,84
8	113,67	122,46	32,03	157,00	53,38	28,26	146,95	71,59	106,76	52,12	101,74	163,28	143,81	52,75	60,29	84,78	141,93	50,24
9	114,30	122,46	29,52	157,00	54,01	28,89	147,58	71,59	106,76	60,29	101,74	164,54	143,81	53,38	60,29	86,66	141,93	46,47
10	109,27	121,83	32,66	155,74	54,01	29,52	143,18	71,59	106,13	60,29	101,74	167,05	148,21	48,36	59,03	86,66	141,93	46,47
11	109,27	121,20	32,66	155,74	54,64	30,14	143,18	71,59	106,13	52,12	99,85	167,68	143,81	53,38	61,54	87,29	141,30	47,10
12	109,90	121,83	31,40	156,37	55,26	30,14	143,18	70,34	106,76	52,75	99,85	162,02	149,46	48,98	60,29	82,90	140,67	48,36
13	109,90	114,92	28,89	156,37	55,89	30,77	143,18	69,08	107,39	53,38	101,11	162,02	150,09	48,98	61,54	88,55	140,67	48,36
14	114,92	114,92	28,89	151,35	56,52	33,28	144,44	69,08	106,76	57,15	101,11	168,30	150,72	54,64	61,54	89,18	140,67	50,24
15	109,27	121,83	28,89	153,23	57,15	30,14	145,70	69,08	108,02	60,92	101,74	162,65	148,84	54,64	63,43	87,92	141,30	50,87
16	109,27	116,18	28,89	156,37	57,15	30,14	145,70	69,08	107,39	61,54	102,36	168,93	148,84	49,61	62,80	87,92	141,30	46,47
17	109,27	116,18	27,63	157,63	57,15	32,66	146,32	69,71	107,39	55,26	105,50	168,93	150,09	55,26	62,80	87,92	141,30	45,84
18	109,27	122,46	26,38	159,51	57,78	33,28	146,95	70,34	108,02	55,26	106,76	163,28	150,72	50,87	60,29	87,92	136,90	45,22
19	109,27	116,18	29,52	158,26	54,01	30,14	148,21	70,96	108,64	54,64	106,76	163,28	151,35	55,26	61,54	89,80	140,67	47,73
20	109,27	122,46	29,52	160,77	61,54	32,03	148,21	71,59	109,27	52,12	106,76	161,40	151,35	55,89	62,17	89,18	141,93	48,98
21	109,90	122,46	30,77	161,40	55,26	31,40	143,81	71,59	109,90	52,12	102,99	161,40	151,35	55,89	62,17	88,55	143,18	47,73
22	110,53	121,83	30,77	162,02	55,89	32,03	144,44	71,59	109,90	52,12	108,02	162,02	145,70	55,89	60,92	84,78	138,79	48,98
23	110,53	119,32	33,28	157,63	62,17	33,28	145,07	70,96	108,02	54,64	107,39	162,65	145,70	55,89	61,54	85,41	141,30	50,24
24	114,92	119,32	29,52	162,65	57,78	32,03	145,07	71,59	108,02	55,26	108,02	163,28	145,70	56,52	62,17	85,41	142,56	45,84
25	111,78	118,69	32,66	163,91	63,43	33,91	145,07	71,59	107,39	56,52	108,64	163,91	146,95	56,52	62,17	86,66	143,81	46,47
26	113,04	118,69	32,66	164,54	63,43	32,03	145,70	72,22	107,39	57,15	108,02	164,54	145,07	56,52	62,17	86,66	139,42	49,61
27	114,30	118,06	33,28	162,02	63,43	32,03	145,70	72,22	106,76	55,89	105,50	163,28	146,95	55,89	62,17	86,66	141,93	47,10
28	114,92	118,06	32,03	165,16	63,43	33,28	146,95	71,59	111,78	54,64	107,39	163,28	146,32	55,26	62,80	86,66	141,93	47,73
29	115,55	117,44	32,03	161,40	63,43	33,91	146,95	72,22	108,64	54,64	108,02	162,65	146,95	52,12	62,17	87,29	141,93	50,87
30	110,53	121,83	31,40	163,28	57,15	34,54	147,58	71,59	112,41	57,78	106,13	162,65	146,95	54,64	62,17	87,29	141,93	49,61
31	111,78	121,20	31,40	164,54	63,43	34,54	148,21	71,59	112,41	55,26	108,64	162,65	146,95	54,64	62,17	88,55	141,93	48,36
32	111,78	120,58	31,40	162,65	64,06	34,54	148,21	72,22	111,78	55,26	109,27	162,65	146,95	54,01	62,17	87,92	141,93	47,73
33	111,78	120,58	31,40	163,28	64,68	34,54	150,72	72,85	110,53	55,89	108,64	163,91	146,95	52,75	62,17	87,92	142,56	48,98
34	112,41	119,32	30,77	163,91	65,94	32,03	150,72	73,48	109,90	57,78	109,90	163,91	148,84	54,01	62,17	87,92	143,18	51,50
35	111,78	113,67	33,28	166,42	62,17	32,03	150,72	74,10	109,27	55,89	111,16	163,91	148,84	54,01	64,06	87,92	134,39	49,61
36	111,78	114,92	33,28	167,05	62,80	32,66	151,35	74,73	108,02	56,52	113,67	162,65	150,09	54,01	63,43	87,29	135,02	52,12
37	110,53	120,58	33,28	167,68	63,43	32,66	151,35	74,10	112,41	55,26	114,30	165,16	150,09	54,01	62,80	88,55	136,28	51,50
38	110,53	121,20	32,66	164,54	56,52	32,66	151,98	74,73	112,41	56,52	114,92	162,02	150,72	54,01	63,43	87,92	136,28	51,50
39	111,78	121,83	33,28	167,05	55,89	31,40	151,98	74,73	113,04	54,01	113,04	163,28	151,35	55,26	64,68	87,29	136,28	51,50
40	112,41	121,83	33,91	167,68	57,78	31,40	153,23	73,48	113,04	54,64	114,92	163,91	151,35	53,38	64,06	89,18	136,90	50,87
41	112,41	122,46	35,80	166,42	61,54	31,40	152,60	73,48	114,30	55,89	114,92	165,79	152,60	53,38	64,06	89,18	136,90	51,50
42	113,04	123,09	35,80	165,79	60,29	31,40	153,86	72,85	114,30	55,89	115,55	163,28	153,23	57,15	64,06	89,18	136,90	52,75
43	113,04	123,09	35,17	167,68	63,43	30,77	154,49	72,85	114,30	55,26	114,92	163,91	153,23	54,64	65,94	89,18	138,16	54,64
44	113,04	123,72	37,05	167,68	64,06	30,77	154,49	73,48	114,30	55,89	116,18	164,54	153,23	57,78	64,68	88,55	139,42	54,01
45	112,41	123,09	37,05	167,68	62,80	33,28	155,12	74,73	113,67	56,52	115,55	163,91	153,86	56,52	64,68	89,18	139,42	54,01
46	113,67	122,46	37,05	167,68	59,03	31,40	155,74	74,73	113,04	55,89	118,69	165,16	154,49	55,89	71,59	89,80	139,42	55,26
47	115,55	121,83	36,42	167,68	60,29	31,40	155,74	74,73	113,04	55,26	118,06	165,16	154,49	55,26	71,59	87,92	139,42	54,01
48	115,55	120,58	36,42	168,30	64,06	31,40	155,74	74,10	113,04	55,26	118,06	165,79	153,86	57,78	70,34	87,92	140,04	53,38
49	116,81	119,95	35,80	168,93	66,57	33,28	155,74	72,85	113,67	56,52	119,32	164,54	155,12	57,78	70,34	87,92	138,16	51,50
50	117,44	119,32	35,80	168,93	67,82	33,28	156,37	72,85	113,67	55,26	120,58	164,54	155,12	57,15	69,08	89,18	138,16	52,12

APÊNDICE B - Medidas dos corpos de prova obtidos com a resina DuraLay

	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	CP11	CP12	CP13	CP14	CP15	CP16	CP17	CP18
1	44,59	35,80	28,26	41,45	43,33	59,66	37,68	47,73	22,61	28,26	37,68	34,54	52,75	47,73	22,61	30,77	30,77	54,64
2	46,47	35,80	28,26	40,19	43,96	59,66	40,19	46,47	25,75	30,77	38,31	39,56	52,75	52,12	23,24	30,77	32,66	55,26
3	45,84	36,42	28,26	38,31	46,47	59,66	39,56	47,73	26,38	30,77	38,31	39,56	52,12	48,36	23,86	30,77	32,03	55,26
4	50,87	37,05	29,52	38,94	46,47	59,66	42,08	47,73	28,26	32,03	38,94	39,56	50,87	48,36	24,49	32,66	32,66	55,26
5	50,87	35,17	28,26	39,56	47,10	59,66	42,08	47,73	30,14	33,28	38,94	39,56	51,50	52,12	27,00	34,54	30,77	55,26
6	50,87	35,17	27,63	38,31	44,59	55,26	41,45	47,73	28,89	33,28	40,19	39,56	50,24	52,12	26,38	35,17	32,03	55,26
7	50,87	40,19	27,63	39,56	47,73	55,89	42,08	48,36	28,89	33,91	37,68	39,56	52,75	51,50	28,26	35,80	32,03	55,26
8	49,61	37,05	28,89	38,31	44,59	62,17	42,08	47,73	28,89	33,28	38,31	39,56	50,87	49,61	27,63	37,68	32,66	55,26
9	49,61	37,05	28,26	38,94	43,96	56,52	40,82	48,36	28,89	33,28	37,68	40,82	50,87	48,36	29,52	37,68	32,66	53,38
10	48,98	36,42	27,63	40,19	48,98	61,54	43,33	47,10	29,52	33,91	38,31	40,82	50,87	52,12	28,26	38,94	30,14	54,64
11	48,36	35,80	31,40	41,45	44,59	61,54	39,56	47,10	28,89	37,05	38,31	36,42	51,50	52,12	28,89	39,56	30,14	54,64
12	48,36	36,42	31,40	42,08	43,96	62,17	42,70	47,73	26,38	37,05	38,31	36,42	51,50	53,38	27,00	33,28	30,77	45,84
13	48,36	40,82	31,40	42,70	43,96	62,17	43,33	47,73	25,75	37,05	38,94	36,42	51,50	53,38	32,03	33,28	31,40	46,47
14	46,47	36,42	31,40	40,82	43,96	58,40	43,33	47,10	30,14	36,42	40,82	40,82	52,75	52,12	26,38	35,80	32,03	47,73
15	46,47	36,42	32,03	41,45	43,96	62,80	43,33	48,98	30,14	38,31	40,82	38,94	52,12	52,75	32,66	29,52	32,03	56,52
16	48,98	37,68	32,03	42,70	44,59	62,17	42,70	48,36	29,52	35,80	40,82	38,94	52,12	50,24	33,28	28,26	33,91	48,98
17	48,98	43,33	28,89	38,31	45,22	62,80	42,70	48,98	29,52	36,42	40,82	39,56	52,12	49,61	33,28	33,91	35,17	57,15
18	48,98	41,45	27,63	40,19	39,56	59,66	42,08	48,98	23,86	36,42	41,45	40,19	52,12	53,38	30,14	28,26	33,28	47,73
19	48,36	38,94	27,63	40,82	48,36	63,43	41,45	48,98	28,26	37,05	40,82	40,19	53,38	53,38	30,14	33,28	34,54	47,73
20	46,47	38,94	28,26	41,45	44,59	65,31	42,70	48,98	28,26	37,68	42,08	40,19	53,38	50,24	33,28	35,17	34,54	48,36
21	50,24	38,94	29,52	38,31	42,08	60,92	42,70	48,98	30,14	35,17	38,31	42,08	52,75	51,50	30,77	34,54	35,17	58,40
22	50,24	37,68	30,77	38,31	41,45	59,66	42,70	48,98	31,40	37,68	38,31	39,56	54,01	50,24	28,89	34,54	36,42	50,87
23	50,24	37,68	29,52	38,31	40,19	64,68	42,70	47,73	30,77	34,54	38,94	42,70	52,12	49,61	33,91	30,77	36,42	52,12
24	47,73	42,08	29,52	38,31	40,82	64,68	43,33	47,73	27,63	35,17	41,45	42,70	50,24	49,61	33,91	31,40	36,42	52,75
25	48,36	38,31	28,26	38,31	40,82	63,43	43,33	46,47	27,63	35,17	40,82	38,31	54,01	52,75	33,28	32,66	34,54	53,38
26	48,98	39,56	28,26	38,31	50,24	63,43	45,84	46,47	28,26	35,17	42,08	38,94	52,12	50,87	31,40	32,66	35,80	54,01
27	48,98	38,94	28,26	38,31	47,10	64,06	46,47	46,47	30,77	34,54	42,70	37,68	52,12	50,24	33,91	32,66	36,42	54,64
28	49,61	38,31	29,52	38,94	43,96	65,31	44,59	47,73	30,77	34,54	37,68	38,31	52,12	53,38	33,91	32,66	35,80	55,89
29	48,98	38,31	30,14	38,94	42,08	61,54	43,96	47,10	32,03	34,54	37,68	38,31	51,50	52,12	30,77	34,54	36,42	55,89
30	49,61	45,22	31,40	38,94	47,73	64,06	43,96	47,10	32,03	34,54	37,68	37,68	51,50	52,12	34,54	35,17	33,28	55,89
31	48,36	43,96	32,66	38,94	47,10	65,31	47,10	48,98	32,03	36,42	43,33	38,31	55,89	53,38	35,17	36,42	33,28	55,89
32	48,36	42,70	29,52	40,19	47,10	65,94	47,10	48,98	31,40	34,54	43,33	37,05	54,64	52,75	35,17	36,42	36,42	56,52
33	48,36	41,45	27,63	40,19	46,47	61,54	46,47	48,98	31,40	33,91	37,05	38,31	53,38	52,75	32,66	33,91	37,68	56,52
34	48,36	41,45	30,77	40,19	42,70	64,68	45,22	48,36	32,66	35,17	37,68	37,05	52,75	54,01	32,03	33,91	36,42	57,15
35	49,61	40,19	30,77	39,56	43,33	66,57	47,73	47,73	32,66	37,05	37,68	36,42	52,75	54,01	32,66	34,54	32,03	57,15
36	49,61	40,19	30,77	40,19	42,70	67,20	45,84	47,73	32,66	35,80	38,94	35,80	50,87	53,38	32,66	35,17	35,17	48,36
37	49,61	38,94	31,40	40,82	43,33	62,80	48,36	49,61	32,66	35,80	36,42	35,17	56,52	53,38	32,66	33,91	37,68	48,36
38	49,61	41,45	29,52	40,82	43,33	65,94	48,36	50,24	32,03	35,80	38,31	35,17	53,38	53,38	35,80	33,28	33,28	49,61
39	49,61	40,82	30,77	40,19	48,98	67,20	47,73	50,24	32,03	38,31	36,42	37,05	57,15	54,64	34,54	32,66	36,42	50,24
40	48,98	40,19	32,03	40,19	50,87	64,68	46,47	48,98	29,52	35,17	36,42	38,31	57,15	55,26	34,54	34,54	31,40	58,40
41	50,24	42,08	32,03	40,82	50,87	65,94	46,47	49,61	33,28	35,17	35,80	36,42	54,01	55,26	33,28	34,54	31,40	59,03
42	49,61	41,45	31,40	42,08	43,96	64,68	46,47	49,61	33,28	35,17	36,42	37,05	54,01	54,64	34,54	33,91	30,77	59,03
43	50,24	41,45	31,40	42,08	43,96	65,31	48,36	50,24	33,28	34,54	38,31	38,31	54,01	55,89	33,28	36,42	32,03	48,98
44	50,24	41,45	31,40	42,70	43,96	68,45	48,36	50,24	32,66	33,28	38,94	40,19	54,64	55,89	33,91	34,54	30,77	48,98
45	50,24	41,45	31,40	42,70	45,22	67,20	47,10	49,61	32,66	34,54	38,94	40,19	54,64	55,89	33,91	34,54	30,14	50,24
46	50,24	42,70	32,66	43,33	45,84	67,20	46,47	50,24	32,66	36,42	38,94	40,19	54,64	55,89	35,80	34,54	31,40	59,66
47	50,87	42,70	31,40	43,33	46,47	67,82	47,73	50,24	30,77	36,42	38,31	40,19	54,64	55,26	35,17	33,28	31,40	59,66
48	50,87	42,08	32,66	43,33	48,98	67,82	47,10	50,24	32,03	35,17	38,31	40,19	55,26	57,15	36,42	33,91	30,77	61,54
49	50,87	42,08	33,28	43,33	47,10	68,45	47,10	49,61	32,66	37,05	38,94	42,70	55,26	57,15	36,42	35,80	30,77	60,92
50	50,87	42,08	33,91	43,33	47,10	68,45	47,10	50,24	32,03	35,80	37,68	43,33	55,89	57,15	36,42	35,80	30,77	60,92

APÊNDICE C – Medidas dos corpos de prova obtidos com a resina Pattern Resin

	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9	CP10	CP11	CP12	CP13	CP14	CP15	CP16	CP17	CP18
1	73,48	41,45	67,20	31,40	36,42	91,06	64,06	43,96	97,97	103,62	48,36	158,88	31,40	84,78	50,87	36,42	54,64	72,22
2	70,34	42,70	68,45	34,54	36,42	92,94	64,06	43,96	99,22	108,02	50,87	159,51	32,03	87,29	50,24	37,05	62,80	74,73
3	70,34	42,08	69,08	35,17	36,42	94,20	64,06	47,10	98,60	116,81	51,50	159,51	33,91	86,66	49,61	37,68	61,54	73,48
4	74,10	42,70	69,08	35,17	37,05	94,83	64,68	55,26	97,97	118,69	51,50	160,14	32,66	85,41	49,61	39,56	64,06	87,29
5	70,96	43,33	70,34	35,80	39,56	96,08	64,68	51,50	99,22	119,32	52,12	156,37	32,03	85,41	48,36	42,08	63,43	89,80
6	70,96	43,96	70,96	33,28	41,45	88,55	65,94	51,50	99,85	105,50	52,75	156,37	35,17	86,04	50,24	38,94	66,57	74,10
7	70,96	43,96	69,08	35,17	40,19	88,55	65,94	50,87	99,22	107,39	52,12	160,77	35,17	85,41	50,24	45,22	68,45	74,73
8	70,96	43,33	68,45	35,80	37,68	88,55	66,57	50,24	99,22	109,27	52,75	156,37	33,28	86,04	47,73	44,59	56,52	75,99
9	70,96	43,96	69,71	38,94	38,31	88,55	66,57	47,73	102,99	109,90	53,38	157,00	33,91	86,04	48,36	46,47	68,45	74,73
10	71,59	43,96	72,85	38,94	38,31	87,92	66,57	47,73	99,85	106,13	53,38	157,00	33,28	84,78	50,87	40,19	69,08	81,64
11	75,36	43,96	73,48	40,82	38,31	87,29	66,57	47,73	104,25	106,76	52,75	157,63	33,91	83,52	53,38	47,10	69,08	81,64
12	72,22	43,96	76,62	40,19	42,70	87,29	68,45	56,52	102,36	118,69	53,38	158,26	36,42	86,66	53,38	39,56	59,66	84,78
13	72,22	44,59	77,87	42,08	41,45	88,55	67,20	55,89	102,36	118,69	52,75	160,77	35,80	86,04	53,38	47,73	68,45	86,04
14	75,99	44,59	78,50	42,08	40,82	89,18	66,57	52,75	104,88	118,69	50,87	159,51	35,17	85,41	53,38	48,36	68,45	87,92
15	75,99	43,33	80,38	42,70	41,45	89,18	66,57	50,24	104,25	108,02	51,50	160,14	35,17	84,78	54,01	48,36	67,20	75,99
16	72,85	43,33	83,52	43,33	41,45	89,18	66,57	48,36	104,25	106,76	52,12	160,14	35,17	84,78	55,89	48,36	58,40	89,18
17	72,85	43,33	81,64	43,96	41,45	89,80	67,20	48,36	104,88	108,64	50,87	161,40	35,17	86,04	55,89	48,98	67,82	91,69
18	75,36	43,33	82,90	45,22	41,45	99,22	67,20	56,52	105,50	108,02	52,75	162,02	35,17	85,41	55,89	48,98	68,45	91,06
19	74,73	43,96	81,01	44,59	43,96	91,06	67,20	55,89	105,50	109,27	52,75	159,51	35,17	86,66	55,89	48,98	64,06	90,43
20	73,48	45,22	82,90	46,47	43,96	91,69	67,82	54,01	105,50	121,20	52,75	160,14	34,54	87,29	55,89	48,98	68,45	90,43
21	73,48	45,84	83,52	40,82	43,96	92,94	68,45	54,01	105,50	118,06	51,50	160,77	34,54	87,29	55,26	43,33	68,45	90,43
22	73,48	45,84	83,52	40,82	44,59	99,85	68,45	50,87	105,50	119,95	49,61	165,16	34,54	87,29	54,64	43,33	62,17	91,69
23	73,48	42,08	83,52	42,08	45,22	94,20	67,82	56,52	105,50	119,95	50,24	166,42	35,80	87,92	53,38	43,33	67,82	91,06
24	73,48	44,59	83,52	43,33	45,22	98,60	67,82	55,89	104,88	119,32	51,50	163,28	35,80	88,55	55,26	45,22	68,45	92,32
25	73,48	45,22	84,78	43,96	43,33	98,60	67,20	55,26	104,88	109,90	53,38	172,07	35,17	88,55	55,89	43,96	68,45	92,32
26	73,48	45,84	84,15	44,59	43,33	100,48	66,57	55,26	102,99	116,18	52,12	165,16	37,68	88,55	57,15	44,59	67,20	77,87
27	74,73	45,84	84,78	44,59	39,56	94,83	66,57	55,26	105,50	119,95	52,75	164,54	37,05	88,55	55,89	44,59	67,82	79,76
28	75,36	45,84	84,78	45,84	39,56	94,83	65,94	55,26	105,50	111,16	54,64	164,54	37,05	89,18	55,89	43,96	67,82	84,78
29	75,36	46,47	85,41	48,36	42,08	94,83	65,31	55,26	104,88	113,67	55,26	165,79	36,42	89,18	56,52	45,22	68,45	91,69
30	75,36	46,47	85,41	49,61	42,08	95,46	65,31	54,64	105,50	108,02	54,01	167,05	35,80	88,55	56,52	45,22	68,45	84,15
31	75,36	46,47	86,04	50,87	38,31	95,46	65,31	52,12	105,50	117,44	50,87	168,30	35,80	87,92	56,52	44,59	64,68	87,29
32	75,99	46,47	86,04	52,75	45,22	96,08	65,94	52,12	106,13	116,81	51,50	168,93	35,80	87,92	56,52	44,59	68,45	94,83
33	75,99	43,96	86,66	52,75	38,94	97,34	67,20	50,24	106,13	118,69	54,64	170,19	35,80	87,92	57,78	45,84	69,71	79,13
34	76,62	43,96	86,04	52,75	40,82	97,34	67,20	48,36	104,88	111,78	54,64	169,56	36,42	87,29	57,78	46,47	67,82	81,64
35	76,62	43,96	86,66	52,75	41,45	97,34	67,82	47,10	104,88	111,16	52,75	167,05	37,68	87,92	57,15	47,73	69,08	86,04
36	76,62	43,33	84,15	54,01	41,45	98,60	67,82	47,10	105,50	120,58	53,38	167,68	38,31	87,92	57,15	46,47	68,45	87,29
37	77,24	43,33	86,04	54,64	36,42	98,60	68,45	59,66	105,50	121,83	53,38	168,30	37,68	87,92	57,15	46,47	69,08	87,92
38	77,24	43,33	86,04	55,89	37,05	98,60	69,08	59,66	103,62	115,55	53,38	168,30	37,68	87,29	57,15	48,36	69,71	87,92
39	77,24	43,33	86,04	55,89	37,05	98,60	68,45	59,03	103,62	123,72	52,12	170,19	37,05	86,66	57,15	47,10	69,08	92,94
40	77,87	42,70	86,04	58,40	38,94	100,48	67,82	51,50	103,62	125,60	52,12	171,44	35,80	86,66	55,26	47,10	70,96	93,57
41	77,87	42,70	86,04	60,92	39,56	100,48	67,20	51,50	102,99	117,44	52,12	171,44	38,31	84,78	57,15	47,10	69,08	84,15
42	77,87	44,59	86,66	60,92	37,05	100,48	70,34	51,50	104,25	116,81	54,64	173,96	38,31	84,15	57,78	44,59	69,08	83,52
43	78,50	45,84	84,78	60,29	37,68	100,48	69,71	51,50	103,62	118,06	54,64	179,61	37,68	87,29	57,78	46,47	70,96	85,41
44	79,13	45,84	85,41	60,29	38,31	101,11	71,59	50,87	104,88	119,95	52,75	178,35	38,31	86,04	57,78	50,24	70,96	84,15
45	79,13	45,84	85,41	59,66	37,68	101,11	71,59	49,61	104,88	119,32	52,75	182,75	37,68	87,29	57,78	50,24	71,59	97,97
46	79,13	45,84	87,29	59,66	38,31	101,11	70,96	48,98	105,50	119,95	53,38	182,75	39,56	87,92	58,40	50,24	71,59	85,41
47	79,13	45,22	86,04	61,54	35,80	101,11	70,96	48,98	105,50	122,46	52,12	182,75	39,56	87,29	58,40	50,24	71,59	86,04
48	79,13	45,22	87,92	60,92	35,80	101,11	71,59	49,61	105,50	120,58	52,12	183,38	38,94	87,29	58,40	50,24	69,71	101,74
49	79,13	48,98	88,55	62,17	37,68	101,11	72,85	50,24	105,50	123,72	52,12	182,75	40,19	87,29	58,40	48,98	72,22	103,62
50	79,13	48,98	89,18	62,17	38,31	101,11	72,22	50,87	105,50	123,09	52,75	183,38	40,19	87,29	58,40	47,73	73,48	103,62