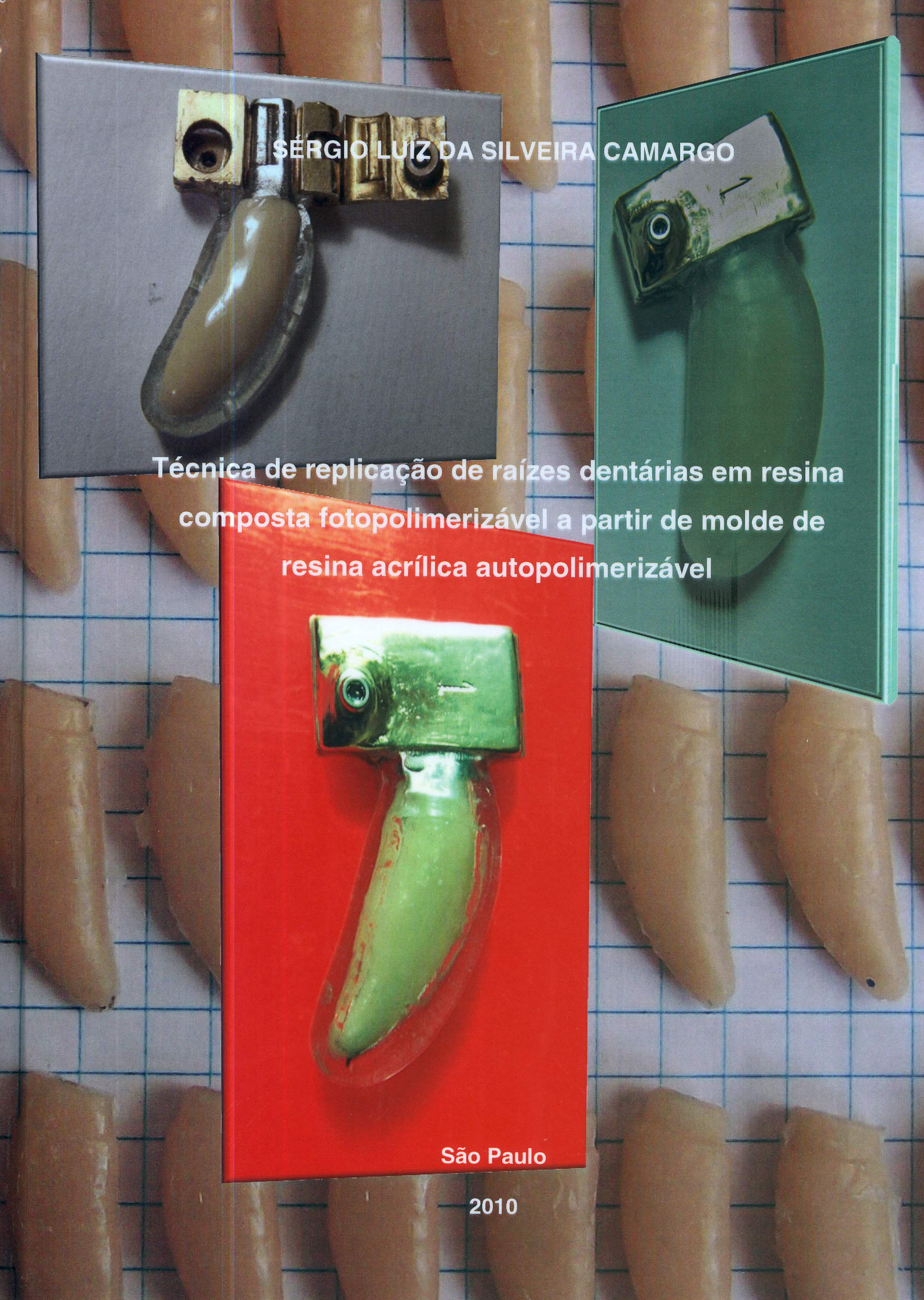


SÉRGIO LUIZ DA SILVEIRA CAMARGO

Técnica de replicação de raízes dentárias em resina composta fotopolimerizável a partir de molde de resina acrílica autopolimerizável

São Paulo

2010

SERGIO LUIZ DA SILVEIRA CAMARGO

Técnica de replicação de raízes dentárias em resina composta fotopolimerizável a partir de molde de resina acrílica autopolimerizável

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências

Departamento:
Cirurgia
Área de Concentração:
Clínica Cirúrgica Veterinária
Orientador:
Prof. Dr. Marco Antonio Gioso

São Paulo
2010

Autorizo a reprodução parcial ou total desta obra, para fins acadêmicos, desde que citada a fonte.

BIBLIOTECA VIRGINIE BUFF D'ÁPICE
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA
E ZOOTECNIA DA USP
17/12/10

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

(Biblioteca Virginie Buff D'Ápice da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo)

T.2400
FMVZ

Camargo, Sérgio Luiz da Silveira
Técnica de replicação de raízes dentárias em resina composta fotopolimerizável a partir de molde de resina acrílica autopolimerizável / Sérgio Luiz da Silveira Camargo. -- 2010.
124 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia, São Paulo, 2011.

Programa de Pós-Graduação: Clínica Cirúrgica Veterinária.
Área de concentração: Clínica Cirúrgica Veterinária.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Gioso.

1. Dentes artificiais. 2. Raízes artificiais. 3. Dentes em resina composta. 4. Réplica. 5. Molde. I. Título.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

Comissão de Ética no uso de animais

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto intitulado "Técnica de replicação de raízes dentárias em resina composta fotopolimerizável a partir de molde de resina acrílica autopolimerizável", protocolado sob o nº 2091/2010, não utilizando animais, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Marco Antonio Gioso, está de acordo com os princípios éticos de experimentação animal da "Comissão de Ética no uso de animais" da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo e foi aprovado em reunião de 08/12/2010.

We certify that the Research "Techinics of replication of tooth root at fotopolimerization of composites resins made in mold of acrilic resin self polimerization", protocol number 2091/2010, under the responsibility Prof. Dr. Marco Antonio Gioso, agree with Ethical Principles in Animal Research adopted by "Ethic Committee in the use of animals" of the School of Veterinary Medicine and Animal Science of University of São Paulo and was approved in the meeting of day 12/08/2010.

São Paulo, 09 de dezembro de 2010

Profa. Dra. Denise Tabacchi Fantoni
Presidente

1934 | 2009 USP 75 FMVZ

Av. Prof. Dr. Orlando Marques de Paiva, nº87
Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira"
São Paulo/SP – Brasil
05508-270

Fax: +55 11 3032-2224 / 3091-7757
Fone: + 55 11 3091-7671/7676
E-mail: fmvz@usp.br
http://www.fmvz.usp.br

FOLHA DE AVALIAÇÃO

NOME: CAMARGO, Sérgio Luiz da Silveira

Título: Técnica de replicação de raízes dentárias em resina composta fotopolimerizável a partir de molde de resina acrílica autopolimerizável

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Clínica Cirúrgica Veterinária da Faculdade de Medicina e Zootecnia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Data:____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Assinatura: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Assinatura: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Assinatura: _____ Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Benedicto Garcia de Camargo *(in memorian*) e Therezinha de Jesus da Silveira Camargo, ambos professores primários. Meus primeiros mestres, e incentivadores da leitura, despertando minha curiosidade no saber.

Aos meus filhos Sérgio Luiz da Silveira Camargo, hoje meu colega; e ao Fabiano Henrique Orsi de Camargo, acadêmico de medicina; dedico esta pequena obra, da mesma forma que lhes dediquei minha vida, ensinando-lhes valores que não podem ser medidos, sonhos que pareciam impossíveis, princípios indestrutíveis, e escolhas feitas com o coração.

A minha tia materna Jacira Ferreira da Silveira, que me compreendeu e me atendeu com seu desprendimento, quando sua ajuda foi imprescindível.

À Vanessa Porto Machado, minha filha espiritual, a quem a convivência e o respeito nos ensinaram o sentido do amor!

A Maria Isabel Souza Porto, nossa “Nenê”, a mãe que me estendeu as mãos no início de toda esta caminhada, me oferecendo principalmente seu coração

A você, Selma Porto, que esteve ao meu lado desde o princípio, nesta caminhada de desafios, sempre crendo e incentivando...

A amiga Ana Maria Vitelli, que me recebeu nesta cidade grande, mas não maior que seu coração!

AGRADECIMENTOS

A Deus, que desafiando minha fé, fez-me crer!...E nas bênçãos que recebi dia a dia, nesta caminhada de aprendizado.

Ao meu orientador Professor Dr. Marco Antonio Gioso, pelos anos de amizade, pela oportunidade, pela dedicação, pela doação, pela compreensão, pelos ensinamentos e principalmente por acreditar.

Ao meu co-orientador, Professor Rafael Yague Ballester, pela paciência, pelo apoio com que me recebia nas horas de dificuldades extrema.

A Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo, minha nova casa desde 2006.

Aos colegas pós-graduandos do LOC-Laboratório de Odontologia Comparada da FMVZ-USP que já passaram, e com quem convivi inicialmente e receberam-me com os braços estendidos e com desprendimento que favorece o aprendizado e valoriza o interesse em saber.

Aos colegas com quem convivi mais de perto, cotidianamente, e com quem dividi apoio, aprendizado, necessidades, dificuldades e desafios, Daniel Giberne Ferro, Juliana Kowalesky, e Samira Abdalla.

Aos colegas pós-graduandos do setor de Anestesia, pela convivência, atenção, disposição e paciência para que fosse possível o tratamento dos pacientes envolvidos.

As professoras Denise Tabacchi Fantoni, e Silvia Cortopassi, meu agradecimento pela oportunidade do aprendizado, convivência e ensinamentos.

Ao colega Roberto Silveira Fecchio, com quem convivi no LOC e fora dele, desde o início mais de perto, e me proporcionou a oportunidade incrível com o atendimento dos animais silvestres, e quem muito me ensinou, e quem muito respeito e admiro. Ao amigo que surgiu desta convivência.

À colega Vanessa Graciela Gomes Carvalho com quem, além da experiência advinda da convivência, muito aprendi, com sua paciência e com sua dedicação.

Ao colega Lênin Arturo Martinez Villamizar, a minha admiração pelo seu esforço e determinação.

Ao Gabriel Magri, aluno da Graduação da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP participante deste projeto com sua iniciação científica pela FAPESP.

Ao José Miron de Oliveira da Silva, sempre pronto, cordial e prestativo.

A todos os funcionários do Hovet que de alguma maneira fizeram parte deste caminho da minha vida, e contribuíram nesta trajetória

.Aos professores Ângelo João Stopiglia e Julia Maria Matera, conselheiros dos momentos de dúvida, e a todos os demais Professores da FMVZ-USP, aos alunos neste período de convivência e aprendizado.

Aos médicos veterinários do Hovet, meu respeito e meu agradecimento pela convivência, pela confiança nesta trajetória de minha vida, em especial a Silvana Maria Unhru, Sandra Rosner, Vera Assunta Batistini Fortunato, Denise Simões.

Aos residentes do Hovet que encontrei neste período e que convivi alimentando a ambição de minimizar a dor dos pacientes e atenuar a tensão de seus proprietários.

A Elza M.R.B. Faquim, funcionária da biblioteca da FMVZ-USP, o meu terno agradecimento pela dedicação, paciência e atenção dispensadas a mim, durante as correções desta dissertação.

Aos secretários do VCI Belarmino Ney Pereira e Alessandra de Souza pela paciência, atenção, ajuda e orientação recebidos.

A Faculdade de Odontologia da USP que me recebeu, tornando possível a complementação de muitos ensinamentos.

Ao Professor Dr. Carlos Bombana (*in memoriam*) que possibilitou minha frequência às aulas de Endodontia na Graduação do curso de Odontologia da FO-USP.

Ao Professor Dr. Manoel Eduardo Lima Machado e a todos os monitores do curso de Graduação de Endodontia da FO-USP, pela atenção e dedicação.

Aos professores Carlos Eduardo Aun, Abílio Albuquerque Maranhão de Moura, Marcelo dos Santos, essenciais na minha formação endodôntica.

Ao Dr. Cleber Nebeshima, e a Dra. Luciana Blank, pós-graduandos do Departamento de Dentística da FO-USP.

Ao Depto de Materiais Dentários da FOUSP, aos professores Professor Rafael Yague Ballester, Professor Leonardo, E. Rodrigues Filho, Professor Igor S. Medeiros, a doutoranda Camila Spósito, ao técnico do Laboratório de Materiais, Antonio Carlos Lassala, a Elidamar Bastos Clemente Guimarães, e a Rosa Cristina Nogueira, sempre atenciosas e prestativas.

Ao Departamento de Prótese da FOUSP, em especial a professora Tomie N. Campos, que com paciência orientou-me nos momentos de pesquisa e de necessidade.

Ao Técnico em Prótese Dentária José Airton Oliveira, que ao compreender este desafio, tornou possível a execução e realização do projeto de construção do molde em resina acrílica.

À CAPES e ao Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia - USP, pela concessão da Bolsa de Mestrado.

À FAPESP, que tornou possível a execução deste projeto.

A todos os que compreenderam minha ausência na convivência do cotidiano e respeitaram os meios que escolhi para atingir meus objetivos.

A todos que contribuíram direta ou indiretamente para que meus objetivos fossem alcançados.

A vida que me foi concedida por Deus, e que me forneceu os meios, e que me emprestou os bens para que os meus objetivos fossem alcançados.

Assim a todos vocês, o meu agradecimento sincero e emocionado.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Selma,

Temo não ser possível encontrar palavras para dar significado ao sentimento que me acompanhou neste tempo de nossas vidas. Sua dedicação, esmero, carinho, cuidados e gentilezas permearam meus dias de luta neste objetivo quase insano.

A você, Selma: minha esposa-amante, companheira, amiga. Meu ombro, meu consolo, meu incentivo constante nos momentos de escolha; meu porto de paz e carinho que me aguarda e me recebe com amor, extremo amor, sempre muito amor!

...o tempo é um grande mestre que cura as feridas das derrotas temporárias, corrige as desigualdades e os erros do mundo... com o tempo nada é impossível.

Napoleon Hill

Um objetivo na vida é a única fortuna valiosa que se encontra; não se deve procurá-lo em terras estranhas, mas dentro do coração.

Robert Louis Stevenson

RESUMO

CAMARGO, S. L. S. **Técnica de replicação de raízes dentárias em resina composta fotopolimerizável a partir de molde de resina acrílica autopolimerizável**. [Root tooth replication technique in photo polymerized composite resin made by means of an acrylic resin mold by self polymerized resin]. 2011 124 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

Pelas fraturas que sofrem os dentes caninos, torna-se necessário tratá-los endodonticamente, e repará-los proteticamente. Porém, novas fraturas coronais, com ou sem perda de coroa metálica podem se repetir. Muitas técnicas restauradoras priorizam os dentes com maior percentual de porção coronal, porque a extensa área de coroa remanescente assegura execução facilitada, favorecendo a recuperação do elemento dental e garantindo sucesso do assentamento da peça metálica. As pesquisas realizadas para se conseguir novos tratamentos utilizam dentes naturais para simular a realidade. Não há banco de dentes rotineiro na Odontologia Veterinária. O uso de dentes naturais de animais encontra restrições por conta da grande diversidade de raças e de porte entre cães, consequentemente no tamanho e na anatomia dos dentes. Existe ainda a carência de disponibilidade de amostras naturais na quantidade necessária para desenvolver tais estudos. O material artificial capaz de substituir os dentes naturais pode estar nas resinas compostas fotopolimerizáveis que apresentam propriedades mecânicas semelhantes às da dentina. Para se replicar o dente natural em resina composta, foi criado um molde em resina acrílica transparente. A literatura deste assunto é escassa ou mesmo inexiste. Com a construção de dentes artificiais muitas pesquisas podem ser realizadas, pois as amostras dentárias serão padronizadas de acordo com a necessidade de cada estudo a ser desenvolvido. Neste trabalho objetivou-se reproduzir quarenta dentes artificiais (réplicas) para demonstrar a possibilidade do padrão de cópia a partir do uso de um molde de resina acrílica. Os resultados mostraram que as réplicas foram similares ao dente natural.

Palavras-chave**:** Dentes artificiais. Raízes artificiais. Dentes em resina composta. Réplica. Molde.

ABSTRACT

CAMARGO, S. L. S. **Root tooth replication technique in photo polymerized composite resin made by means of an acrylic resin mold by self polymerized resin**. [Técnica de replicação de raízes dentárias em resina composta fotopolimerizável a partir de molde de resina acrílica autopolimerizável]. 2011. 124 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

Due to the fractures that canine teeth suffer, it is necessary to treat these teeth endodonticaly and restore them prosthetically (with pin, post core and metallic crown) in its coronal portion. However a new coronal fracture can happen with or without loss of the prosthodontic work. Many of the techniques aim at the teeth with larger extension of remaining area of crown, which favors the crown preparation and fixation of the prosthesis. Many researches use natural teeth to simulate the real conditions. In Veterinary Dentistry there is no routine bank of teeth. However there is a variety of dog breeds with different sizes, as well as a great variety in extension of the teeth. Additionally there is large numbers of natural teeth available enough for use in all researches. The material that can substitute the natural teeth seems to be the photo polymerized composite resin, which has similar mechanical properties to dentin. To replicate the natural teeth in composite resin, a mold was created in acrylic transparent resin. Literature of this subject is spares or inexistent. With artificial replication of teeth many researches can be achieved, once the samples of teeth can be standardized, according to which study. This project aimed to reproduce 40 replicas to demonstrate the possibility of copy from a transparent acrylic mold. Results showed that the replicas were similar to the natural tooth.

Keywords: Artificial teeth. Artificial root. Composite resin tooth. Replica. Mold.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS E SÍMBOLOS

ADA	American Dental Association
bis-GMA	bisfenol A-glicidil metacrilato
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CAD-CAM -	Método de processamento (sinterização) e torneamento por cópia
CQ	Cânforo-quinona
ed.	edição
et al.	e colaboradores
FAPESP	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo.
FMVZ-USP	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo
FO-USP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
GPa	Giga Pascal
HOVET	Hospital Veterinário da Faculdade de Medicina Veterinária da Universidade de São Paulo.
Lbs	libras de pressão
MPa	Mega Pascal
MOR	modulo de ruptura
N	Newton
N°	Número
p.	página
PIR	Pino intrarradicular
PMMA	polimetilmetacrilato de metila
RIR	Retentor Intrarradicular
RAQA	Resina Acrílica Quimicamente ativada
RMF	Restauração Metálica Fundida
SP	Estado de São Paulo
TEGDMA	(trietiletilenoglicol dimetacrilato)
UDMA	(uretano dimetacrilato)
104	dente canino superior direito
®	Marca Registrada
°C	Graus Celsius

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....16
2 JUSTIFICATIVA.....18
3 OBJETIVOS.....19
4 REVISÃO DE LITERATURA.....20
4.1 RESINAS ACRÍLICAS.....23
4.2 RESINAS COMPOSTAS.....25
4.3 DENTES ARTIFICIAIS.....28
5 MATERIAIS E MÉTODO.....31
5.1 MATERIAIS.....31
5.2 ESCOLHA DO DENTE NATURAL.....33
5.3 PREPARO ENDODÔNTICO E MOLDAGEM DO CANAL RADICULAR.....40
5.4 MÉTODOS PARA A OBTENÇÃO DO MOLDE DA CÓPIA-PRIMA EM ACRÍLICO..43
5.5 PROCESSAMENTO DA INCLUSÃO EM MUFLA.....50
5.6 CONSTRUÇÃO DAS RÉPLICAS EM RESINA COMPOSTA FOTOPOLIMERIZÁVEL 74
5.7 POLIMERIZAÇÃO PELA LUZ AZUL.....80
5.8 USINAGEM E ACABAMENTO.....86
5.9 ANÁLISE RADIOGRÁFICA DAS RÉPLICAS.....86
6 **RESULTADOS**.....88
6.1 CÓPIA-PRIMA.....88
6.2 CANAL RADICULAR AXIAL.....91
6.3 MOLDE DO CANAL RADICULAR.....92
6.4 PINO INTRARRADICULAR.....93
6.5 CONJUNTO BLINDADO EM CERA.....94
6.6 O CONJUNTO BLINDADO EM POLISSILOXANO.....95
6.7 O MOLDE EM ACRÍLICO.....96
6.8 AS RÉPLICAS.....97
6.9 O CANAL RADICULAR.....98
6.10 AS 40 RÉPLICAS.....99
6.11 IMAGEM RADIOGRÁFICA.....100
6.12 MEDIDAS DAS RÉPLICAS.....100

7 DISCUSSÃO 103
8 CONSLUSÃO 113
REFERENCIAS 114
GLOSSÁRIO 123

1 INTRODUÇÃO

A obturação endodôntica é a forma de recuperar e tratar os dentes fraturados com exposição pulpar. Depois de obturados os canais, a restauração coronal é indicada como forma final de recuperação do elemento dental. Os pinos intrarradiculares são largamente aplicados para manter esta restauração nos casos em que a porção coronal apresenta-se bastante destruída (SAITO T, 1997; CONTIN; MORI;CAMPOS, 2003) Na Odontologia Veterinária os dentes com grande destruição coronal são obturados endodonticamente e a restauração coronal restringe-se ao espaço relativo ao acesso cirúrgico do tratamento (GIOSO, 2008). Os insucessos com as restaurações levam a estudos para avaliar os mecanismos que podem ser aplicados para assegurar, por exemplo, o assentamento das coroas metálicas. A maioria dos estudos “in vitro” utilizam raízes naturais de dentes humanos, ou de animais como cães, bovinos e suínos (CORREA, 2003; AKKAYAN, 2004; SILVA, 2007).

Os dentes naturais deveriam representar melhor a realidade clínica em um experimento, mas algumas dificuldades relativas à padronização ou a quantidade de amostras levam muitos pesquisadores a optar pelo uso de raízes artificiais (MIRANZI et al., 2000).

Obter raízes artificiais cujo material seja representativo, e que apresentem as mesmas propriedades mecânicas de resistência e resiliência da dentina de um dente natural seria o ideal. Um dos materiais é a resina composta fotopolimerizável, pois pode apresentar índices biomecânicos de resistência à compressão e tração cujos valores chegam a ser superiores ao da dentina natural (RAWLS, 2005).

Não é possível, ao escolher amostras de dente natural para desenvolver uma pesquisa, detectar os esforços mecânicos a que estiveram sujeitos os elementos dentais na boca de um animal durante sua vida. Tais dentes coletados e escolhidos aleatoriamente podem abrigar de forma latente variações inerentes ao longo esforço em vida e por exemplo estar em fadiga. Assim as micro-lesões existentes e não visíveis ou detectáveis pelo método de escolha da simples observação visual podem favorecer falhas durante um teste de carga com avaliação biomecânica das propriedades dentinárias ou de esmalte. Muitas vezes tensões bastante inferiores já

poderiam favorecer a ocorrência da fratura (BRINE; MARRETA, 1999; FREEMAN; LEMEN, 2007).

Os dentes normalmente ficam expostos a cargas mastigatórias, que variam de acordo com o elemento dental, ou ainda, se este movimento é fisiológico ou se é uma atitude de defesa, quando avaliado nos animais de trabalho (HAMEL et al., 1997).

Estas alterações invisíveis, e não detectáveis, pelo método de escolha de avaliação visual, por si só já é uma forte justificativa pela opção por estudos com amostras padronizadas. A possibilidade de se obter réplicas padronizadas e na quantidade necessária para os trabalhos de pesquisa com dentes artificiais pode ser obtida com a construção de um molde em resina acrílica. Com o molde, o tamanho e a forma do elemento dental natural podem ser copiados conforme a necessidade do pesquisador.

Os passos para obtenção do molde estão baseados no sistema de inclusão para a construção das próteses totais em mufla metálica (CORREA; GOMES, 1996; TURANO; TURANO, 2004).

A resina acrílica, um plástico resiliente, sólido, incolor e transparente, quando polimerizada sob temperatura e pressão utilizando-se mufla metálica, resulta num molde transparente e sem imperfeições que permite a ação da luz e torna possível fotopolimerizar uma massa de resina composta em seu interior (PHOENIX, 2005).

A resina composta fotopolimerizável confere resistência e apresenta propriedades mecânicas muito próximas ou superiores as do dente natural (ANUSAVICE, 2005; LOTTI et al., 2006).

Os dentes artificiais de resina composta obtidos neste trabalho têm sua origem no molde em resina acrílica, a partir de seu preenchimento com a resina composta; e sequencialmente polimerizadas por aparelho de fotopolimerização; tais cópias de dentes (raízes) foram denominadas de réplica e apresentam fidelidade de cópia comparativamente ao dente natural (modelo).

2 JUSTIFICATIVA

Muitas pesquisas *"in vitro"* no campo da odontologia necessitam trabalhar com casuística significativa para a comprovação de uma hipótese, ou a obtenção de resultados relevantes. Por isto obter uma quantidade ideal de amostras muitas vezes é um fator que dificulta o desenvolvimento da pesquisa.

O recurso de padronização de amostras permite uniformização de informações durante os testes para qualquer estudo de biomecânica. O emprego de dentes naturais não permite a homogeneização dos corpos de prova e favorece um pequeno número de informações que se resumem na determinação das variáveis de resistência dentinária da amostra testada (MIRANZI et al., 2000).

Obter meios que favoreçam as pesquisas *"in vitro"* com padronizações que evitem variáveis indesejáveis e produção em larga escala; por si só justificam o desenvolvimento deste estudo que servirá para a odontologia humana e animal.

3 OBJETIVOS

1- O objetivo deste trabalho é obter um molde em resina acrílica quimicamente ativada, transparente o suficiente para permitir a ação do aparelho de fotopolimerização sobre a resina composta acondicionada em seu interior.

2- Com o molde construído, obter dentes artificiais, a partir de um modelo de dente natural de um dente canino superior, em quantidade necessária para o desenvolvimento de estudo e com propriedades macroscópicas semelhantes ao dente natural.

4 REVISÃO DE LITERATURA

A forma direta de recuperação primária dos dentes fraturados é a obturação endodôntica e a restauração coronal. Com ela recupera-se o canal pulpar tanto na ocorrência das fraturas coronais com exposição da polpa quanto nos casos de lesões perio-endodônticas ou periapicais (MACHADO, 1992; HARVEY; EMILY, 1993; HOLMSTRON et al., 1994; WIGGS; LOBPRISE, 1997; COHEN; BURNS, 1998; GIOSO, 2007; GIOSO, 2008).

Na Odontologia Humana para restaurar dentes fraturados com grande destruição coronária é indispensável a utilização de retentores intrarradiculares (SCHILLINGBURG; KESSLER, 1987; SAITO, 1999; SCHILLINGBURG et al., 1997; CONTIN; MORI; CAMPOS, 2003).

Na Odontologia Veterinária, após o tratamento endodôntico, os dentes fraturados com grande destruição da coroa, são basicamente restaurados na cavidade relativa ao acesso cirúrgico, sem a reconstrução total da coroa (HARVEY; EMILY, 1993; WIGGS; LOBPRISE, 1997).

A restauração do remanescente coronal fraturado com coroas metálicas recupera a funcionalidade e a estética do elemento dental (COFFMAN; VISSER, 2007; GIOSO, 2008).

Pelos insucessos com as restaurações estudos são realizados para avaliar mecanismos que possam ser aplicados para assegurar a permanência das coroas metálicas (BRINE; MARRETA 1999; CAMPOS et al., 1999; CAPIK; LEDECKY; EVCIK, 2000; CONTIN; MORI; CAMPOS, 2003; COFFMAN; VISSER 2007).

Alguns estudos são feitos “in vitro” e outros pela análise de elementos finitos ou ambos; buscando a mesma solução, ou seja, a melhor técnica para assegurar integridade do elemento dental após o tratamento (ISIDOR; BRENDUM; RAVNHOLT, 1999; LOTTI et al, 2006; SILVA, 2007; POIATE; POIATE JUNIOR; BALLESTER, 2009).

A biomecânica da fratura dental tem sido estudada e a grande maioria destes estudos utilizam dentes ou raízes naturais de cães, bovinos ou suínos tanto na Odontologia Humana quanto também na Odontologia Veterinária (ISIDOR; BRENDUM; RAVNHOLT, 1999; CORREA, 2003; SILVA, 2007).

A razão de escolha dos dentes naturais é a de que representariam melhor a realidade clínica em semelhança, dimensão, padronização e idade do elemento dental (ISIDOR; BRENDUM; RAVNHOLT, 1999; MIRANZI et al., 2000; MITSUI et al., 2004; SILVA, 2007).

Os dentes de animais jovens têm amplo canal radicular. Animais adultos apresentam canal radicular com deposição dentinária, portanto mais estreito, sendo assim são mais resistentes permitem e suportam uma instrumentação mais acentuada. Mesmo tratados endodônticamente, com grau de desidratação ou desgastados pela instrumentação endodôntica ou pós endodôntica não perdem sua resiliência permitindo que não se encontrem interferências nos resultados de testes biomecânicos, mesmo comparando-os com dentes naturais íntegros. Porém nem a desidratação, nem o tratamento endodôntico causam degradação das propriedades físicas e mecânicas da dentina, quando comparadas suas propriedades entre dentes com e sem tratamento endodôntico (HUANG; SCHILDER; NATHANSON, 1991; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Os estudos de vitalidade em dentes com média de tratamento de 10 anos mostraram haver uma diferença mínima de dureza, concluindo que dentes endodônticamente tratados não são mais fracos ou friáveis (HUANG; SCHILDER; NATHANSON, 1991; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Mesmo parecendo ser a melhor representação da realidade, existem alguns óbices na utilização de dentes naturais nestes estudos como por exemplo encontrar a quantidade de amostras para o estudo que apresentem as especificações necessárias (dentes livres de cáries e fissuras, ou padronização de tamanho) (MARTINEZ-GONZALES et al., 2001).

Em 1893, Black, preocupava-se com as propriedades mecânicas da dentina, desenvolvendo experimentos que resultaram em publicações dois anos depois, sobre a tensão de compressão da dentina humana (CRAIG; PEYTON, 1958; LEHMAN, 1967).

Não se pode desconsiderar que mesmo a dentina dos dentes humanos é uma estrutura biológica estruturalmente anisotrópica (cujas propriedades variam em função da direção avaliada), e que exibe concentrações minerais com variações; ou ainda quanto ao diâmetro e a densidade dos túbulos dentinários e também quanto à orientação das fibras colagenosas. Muitos resultados durante uma avaliação biomecânica dependerão do posicionamento do segmento utilizado individualmente

(KISHEN; RAMAMURTY; ASUNDI, 2000; STANINEC et al., 2002; KINNEY; MARSHALL; MARSHALL, G, 2003; IMBENI et al., 2005; FREEMAN; LEMEN, 2008;).

Os dentes escolhidos para tais avaliações podem estar sob diferentes fases de maturidade ou estados de preservação ou de hidratação, levando a alteração de resultados (MITSUI et., al 2004; SILVA, 2007).

Há diversos testes de resistência à fratura baseados na biomecânica das fraturas radiculares com dentes naturais (AKKAYAN; GULMEZ, 2002; AKKAYAN, 2004; MITSUI et al., 2004). A resistência à fratura de uma raiz pode ser atribuída as propriedades da dentina (elasticidade e resiliência), estando diretamente ligada ao grau de mineralização e do conteúdo hídrico do dente, assim apresentam menor resiliência (energia elástica liberada por unidade de volume ao se remover a carga de um corpo de prova) quando a umidade está diminuída (CRAIG; PEYTON, 1958; ALBUQUERQUE, 1995; KINNEY; MARSHALL; MARSHALL, 2003). Dentes extraídos apresentariam menor resiliência e consequentemente menor resistência a fratura, o que não está comprovado consensualmente (KHALER; SWAIN; MOULE, 2003).

A Odontologia Veterinária não dispõe de uma organização para armazenagem, identificação e catalogação de dentes para serem utilizados em pesquisa, ou seja não há Banco de Dentes na Odontologia Veterinária.

Os comitês de ética em pesquisa não aprovam pesquisa com dentes humanos, cuja origem não seja comprovada ou legalizada. Os formulários de doação e armazenagem em Banco de Dentes Humanos (BDH) não tem específica preocupação quanto a idade do paciente, ou data de origem da exodontia. A prioridade atem-se a legalidade da doação. A forma de higienização e desinfecção dos dentes pode interferir com as propriedades físico-químicas e isto pode representar variáveis em suas propriedades e, implicar em comprometimentos nos resultados, e na necessidade de aumentar o tamanho da amostra e assim a variabilidade estatística dos resultados poderia comprometer a certeza das conclusões (NASSIF et al., 2003).

Métodos de re-hidratação são sempre indicados com o objetivo de melhorar a resistência a fratura em um dente desvitalizado (KHALER; SWAIN; MOULE, 2003), e assim padronizar esta variabilidade, oferecendo a todos os dentes o mesmo tipo de tratamento; procedimento usual no armazenamento de dentes em banco de dentes.

O potencial de contaminação do elemento dental extraído, posto que se trata

de um órgão do corpo humano é relevante e para tanto existe uma padronização para regulamentar o uso de dentes humanos extraídos, bem como para a metodologia de doação (NASSIF et al., 2003).

Na Odontologia Veterinária há variações de formato geométrico entre um grupo de dentes, comparativamente ao porte do animal e mesmo entre os elementos dentais para uma determinada espécie. Bem como a dimensão do elemento dental, dentro de um mesmo grupo de dentes em uma mesma espécie, quando se varia a raça. (CORREA, 2003; KOWALESKY, 2005) No caso dos dentes caninos os superiores são mais uniformes, enquanto os inferiores tem uma curvatura que os adapta a arquitetura mandibular tornando-os mais instáveis quando em um posicionamento horizontal (KOWALESKY, 2005). A idade também é um fator de enfraquecimento da resistência do elemento dental, sendo menor nos animais jovens (câmara pulpar larga) e superiormente resistente nos animais adultos (redução da câmara pulpar) (FREEMAN; LEMEN 2007).

Alguns autores utilizaram em seu estudo raízes artificiais cujos módulos de elasticidade eram bastante próximos da média dos valores da dentina natural para analisar a mecânica de fratura em dentes restaurados com pino sem resultados definidos ou conclusivos (ELDEB; BORRAS, 1985; ALODEH; DUMMER, 1989; MILOT; STEIN, 1992; BAUGARTNER et al., 1992; LAUER; OTTL; WEIGEL, 1994; LAMBJERG-HANSEN; HASMUSSEN, 1997; BISHOP; DUMMER, 1997; OTTL et al., 2002;).

4.1 RESINAS ACRÍLICAS

Em meados da década de 1930 as resinas acrílicas derivadas do metil metacrilato começaram a ser utilizadas em odontologia como material que substituiria a borracha vulcanizada conhecida como vulcanite na confecção de bases de próteses totais. Muitas de suas características atendem aos preceitos estéticos e funcionais indicados para esta finalidade (ALMEIDA et al., 1998).

Desde essa época, a resina acrílica tem sido o material de eleição para confecção de próteses, constituindo-se na base da prótese total convencional

responsável pela fixação e manutenção da posição dos dentes artificiais (CORREA; GOMES, 1996; TURANO; TURANO, 2004; PHOENIX, 2005).

Com o aperfeiçoamento das características da resina de metil- metacrilato, várias pesquisas, foram desenvolvidas, como o aquecimento em banho de água onde o calor difunde-se do exterior para o centro da mufla e que foi posteriormente substituída pela energia do microondas como método de aquecimento, e o resultado, a diminuição do tempo de polimerização (CORREA; GOMES, 1996; TURANO; TURANO, 2004; PHOENIX, 2005).

As resinas acrílicas para base de dentadura são compostos obtidos a partir da polimerização do metilmetacrilato. Comercialmente apresentam-se em dois frascos, um contendo pó formado por micropérolas de polímero (polimetilmetacrilato), e no outro o monômero (metilmetacrilato de metila), um solvente orgânico que em temperatura ambiente apresenta-se em forma líquida e que representa o monômero (onde está adicionada uma hidroquinona, ou seja um inibidor para prevenir a polimerização indesejada). O monômero quando polimerizado forma uma cadeia linear na qual as moléculas estão ligadas covalentemente, formando o polimetilmetacrilato. A polimerização é iniciada por uma molécula capaz de se tornar energizada e energizar as moléculas de monômero através da liberação sucessiva de radicais. Como o metilmetacrilato tem dificuldades para iniciar a reação, o peróxido de benzoíla é adicionada ao polímero para iniciar a polimerização (PHOENIX, 2005).

Pesquisadores tem-se desdobrado para comparar resultados com a utilização da resina acrílica e os diferentes processos de polimerização, tais como contenção pós-prensagem, métodos de inclusão, sistema de injeção de resina acrílica na confecção de próteses totais, e assim escolher o procedimento que apresenta a menor contração e alteração dimensional da resina acrílica. Há reflexos negativos principalmente no que tange à oclusão para oferecer conforto e estabilidade no uso da prótese total (ALMEIDA, 1998; PÁDUA et al., 1998; MELLO, 2001; GENARI FILHO et al., 2003; MOREIRA DA SILVA et al., 2006; LIRA, 2007).

A resina acrílica por definição um plástico resiliente formado pela união de múltiplas moléculas de metacrilato de metila, é um sólido incolor e transparente e quando polimerizada sob temperatura e pressão utilizando mufla metálica permite obter um molde transparente e sem imperfeições. O molde em acrílico transparente

permite a ação da luz e torna possível fotopolimerizar a massa de resina composta. (PHOENIX, 2005)

4.2 RESINAS COMPOSTAS

Para contornar a baixa resistência ao desgaste, a contração acentuada durante a polimerização, que permite a ocorrência de infiltração ao longo das margens de uma restauração, alem de expansão e contração térmica exageradas que causam grandes tensões quando alimentos líquidos quentes ou frios são consumidos, a incorporação de pó de quartzo foi aplicada formando então uma estrutura composta (RAWLS, 2005a).

As partículas de carga incorporadas, posto que apresentem baixo coeficiente de expansão, com valores próximos à estrutura dentária, reduzem a contração decorrente da polimerização e também a expansão térmica (RAWLS, 2005b). Porém as resinas compostas à base de polimetilmetacrilato de metila (PMMA) além de defeitos de infiltração, permitiam a ocorrência de manchas responsáveis por baixa resistência e desgaste. Somente em 1962, Bowen da ADA – American Dental Association desenvolveu um novo tipo de resina composta, o bis-GMA, ou seja o bisfenol A-glicidil metacrilato, uma resina de metacrilato e um agente de ligação composto por um silano orgânico. O objetivo era formar uma união entre as partículas de carga e a matriz resinosa (RAWLS, 2005a).

A dentina e o esmalte são compostos naturais. Em uma analogia objetiva a Hidroxiapatita contida na dentina (75% de pequenos cristais de Hidroxiapatita) corresponderia ao composto de carga de reforço de uma resina composta. Esta carga natural representa uma influência muito importante nas propriedades deste material dentário (RAWLS, 2005a).

As resinas compostas portanto, além da matriz resinosa das partículas de carga inorgânica e do agente de união, possuem um sistema ativador-iniciador responsável por transformar a pasta modelável em um material restaurador duro e durável (RAWLS, 2005a).

Além do bis-GMA (bisfenol A-glicidil metacrilato) o TEGDMA (trietiletilenoglicol dimetacrilato) e o UDMA (uretano dimetacrilato) são também utilizados como

ingredientes para a formação da matriz resinosa, com estrutura polimérica com grande número de ligações cruzadas (RAWLS, 2005a).

Incorporar partículas de carga melhora as propriedades do material (desde que bem unidas a matriz), e o uso de um agente de união efetivo é o responsável pelo sucesso das resinas compostas (RAWLS, 2005a).

As cargas incorporadas fortalecem a resina composta e reduzem a quantidade de matriz resinosa (reduzindo a fração volumétrica), aumentam a dureza, a resistência e diminuem o desgaste. Há outros efeitos positivos como redução da contração de polimerização, com redução da expansão e contração, facilitando o trabalho com o aumento da viscosidade, e reduzindo a sorção de água, amolecimento e manchamento. A adição de estrôncio, vidro de bário e outros metais, aumentam a radiopacidade, favorecendo os diagnósticos radiológicos (RAWLS, 2005a).

Uma diminuição do valor de contração (1,5 a 4%) é importante e tal variação se deve ao tipo de resina composta utilizada. As primeiras resinas compostas eram polimerizadas por ativação química, denominado de polimerização a frio ou autopolimerização; e ocorria pela mistura de duas pastas. Sem a necessidade da mistura de resinas e o uso de um sistema iniciador fotossensível a fonte ativadora passou a ser uma luz. As vantagens imediatas são a diminuição na porosidade com o tempo de manipulação livre. A exposição luminosa necessária pode ser menos de 40 segundos para os incrementos com 2 mm de espessura (RAWLS, 2005a).

Para a iniciação do processo de polimerização luminosa, quatro tipos de lâmpadas podem ser úteis. São eles: a lâmpada de LED (uma onda azul visível entre 440 e 480 nm), lâmpadas alógenas de quartzo-tungstênio (irradiam luz branca e luz UV, com uso de filtros para remoção de calor e comprimentos de ondas, na faixa de aproximadamente 400 a 500 nm); as lâmpadas de arco de plasma (com gás xenônio, branca de alta intensidade, com filtros de calor e emissão de luz azul na faixa de aproximadamente 400 a 500 nm) e as lâmpadas de Laser de Argônio, que tem maior intensidade em um único comprimento de onda na faixa de aproximadamente 490 nm (RAWLS, 2005a).

A literatura demonstra que os dentes, ou raízes artificiais construídos com resina composta fotopolimerizável podem possuir resistência a tração e compressão semelhantes ao da dentina natural, uma vez que sejam detentores das mesmas propriedades (Tabela 1).

Tabela 1- Valores de resistência à tração e à compressão da dentina e dos compósitos utilizados

	RESISTENCIA A TRAÇÃO (MPA)	RESISTENCIA À COMPRESSÃO (MPA)	MODULO DE YOUNG (E)	DUREZA KNOOP
DENTINA	52[1]	297[1]	18[1]	18[1]
TPH SPECTRUM[2]	**68,4**	**380**	...	...
FILTEK™ A110[2]	50	380	...	...
DURAFILL™ [2]	58	460	...	...
HELIOMOLAR™ [2]	50	400	...	...

Nota: 1- (RAWLS, 2005a)
2-Valores retirados do perfil técnico da 3M ESPE *Filtek™ Z350*
3-... Dados numéricos não disponível

As propriedades mecânicas são medidas de resistência do material à deformação ou fratura de uma força aplicada. A resistência refere-se a capacidade de resistir as tensões induzidas sem que haja fratura ou deformação permanente (plástica). A deformação plástica ocorre quando o limite de tensão elástica (limite de proporcionalidade) é excedido na prótese (ANUSAVICE, 2005a)**.**

O módulo de elasticidade ou Modulo de Young, é um valor numérico que quantifica a rigidez relativa de um material, ou seja a razão entre tensão elástica e deformação elástica (ANUSAVICE, 2005b).

Em dentes caninos, de canídeos selvagens a dentina em sua camada mais externa chega a apresentar um modulo de Elasticidade (*E*) da ordem de 14000 MPa, ou 14 GPa. Em testes laboratoriais, empregou-se uma força de 1069 N para quebrar um dente canino natural (FREEMAN; LEMEN, 2007).

Outras avaliações com Análise de Elementos Finitos (FEA) em modelo bilinear estima uma carga de 1116 N para a mesma ocorrência (FREEMAN; LEMEN, 2008).

A dentina dos coiotes (*Canis latrans*) é extremamente mais forte que a dentina humana. O módulo de ruptura (MOR) é de 480 MPa para os coiotes e de 225 MPa para os humanos, o que torna a dentina dos coiotes muito mais dúctil. O uso agressivo dos dentes caninos nos carnívoros, geram grandes forças, e o comprimento destes dentes, combinados com grandes forças, podem causar muitos momentos de tensão (FREEMAN; LEMEN, 2008).

A perfeição do sistema estomatognático demonstra que embora o esmalte seja sustentado pela dentina, que possui uma capacidade significativa de se deformar elasticamente, os dentes raramente sofrem fratura sob oclusão normal (ANUSAVICE, 2005b).

A dificuldade em encontrar na literatura valores pré-existentes ou já estabelecidos para os coeficientes de Young e Poisson para os dentes de cães, nos conduz muitas vezes a trabalhar com os coeficientes utilizados na odontologia humana (LOTTI et al, 2006; SZUHANEC, 2007) tabela 2.

Tabela 2- Propriedades mecânicas dos materiais

	Modulo de Young	Coeficiente de Poisson
Esmalte	$4{,}1x10^4$ MPa	0,30
Dentina	**$1{,}9x10^4$ MPa**	**0,31**
Polpa	2,07 MPa	0,45
Osso cortical	$1{,}37x10^4$ MPa	0,30
Osso esponjoso	$1{,}37x10^3$ MPa	0,30
Ligamento Periodontal	$7x10^{-2}$ MPa	0,49

Fonte (LOTTI et al., 2006; SZUHANEC, 2007).

Porém em rara citação, Martinez-Gonzales et al, (2001) faz comparativos entre o módulo de elasticidade da dentina (14,000 Mpa[14]) e outros componentes como por exemplo o Níquel-Cromo relacionando-os (200,000 MPa[14]).

4.3 DENTES ARTIFICIAIS

Os dentes artificiais de resina composta tem sido largamente empregados nas próteses totais muco suportadas (retidas ou não por implantes), possibilitando uma reabilitação funcional e estética bastante favorável para os pacientes edêntulos que necessitam deste recurso na Odontologia Humana (LIRA, 2007).

A restauração de dentes fraturados com grande perda de estrutura coronal, utilizando resina composta, em dentes com ou sem tratamento endodôntico é por demais comprovada e aceita, com excelentes resultados no uso clínico (KREJCI et al., 1994; KREJCI et al., 2003; FOKKINGA et al., 2005.

Dentes artificiais de compósitos podem produzir excelente adesão a cimentos resinosos; um fator importante nos estudos comparativos entre cimentação adesiva e não adesiva (MIRANZI et al 2000; FERNANDES; SHETTY; COUTINHO, 2003; FOKKINGA et al., 2005; PHOENIX, 2005).

A construção em série garante geometrias e formas dentais iguais. Lesões podem ser criadas, reproduzidas e mantidas em todas as cópias. Raízes artificiais podem ser padronizadas e ser a única solução para desenvolver estudos que seriam impossíveis com dentes naturais (MIRANZI et al., 2000).

A armazenagem pode ser em ambiente seco, sem umidificação e sem exigir troca periódica de líquido (NASSIF et al., 2003).

Não existem estudos biomecânicos comparativos especificando semelhanças que validem o uso irrestrito das raízes artificiais construídos em resina composta em substituição as raízes naturais. Mas as resinas compostas começam a ser identificadas como tendo propriedades com valores semelhantes, próximos ou superiores aos encontrados na dentina natural existente nos elementos dentários e este fator por si pode ser um grande motivo para pesquisa científica (LOTTI et al., 2006).

Coroas artificiais de dentes pré-molares da maxila construídos com resina composta fotopolimerizável a partir de um molde de polivinilsiloxano transparente com a forma anatômica oclusal padronizada foram utilizadas em testes de resistência sob ação de carga estáticas com resultados similares quanto as falhas obtidas no uso ou na ausência de pinos (FOKKINGA et al., 2005).

Testes de resistência a tração diametral de diferentes compósitos, mostraram resultados maiores em resinas que foram submetidas a polimerização adicional, um indicativo de que uma repetição do processo de fotopolimerização pode diminuir a quantidade de ligações livres, aumentando a resistência do compósito (CASSELI, et al., 2006).

Há poucos trabalhos de pesquisa com dentes ou raízes artificiais. Um pequeno número de experimentos foi realizado com a utilização de raízes de resina acrílica, pela facilidade de manipulação e obtenção da forma desejada (MIRANZI et al., 2000).

Nenhum estudo objetivo com dentes artificiais construídos em resina composta foi encontrado, nem testada suas propriedades mecânicas. Em contrapartida existem muitas patentes sobre reconstrução coronal de dentes

utilizando resina composta, cujo foco principal é a utilização dos mesmos em prótese total, ou pônticos com dentes artificiais (SAITO et al., 2004 a,b).

Desde 1891 que tais registros são encontrados, com particularidades específicas utilizando porcelana, mas denominados de dentes artificiais (WRIGHT, 1891), e seguidas por outros registros de uso de raízes artificiais metálicas para técnicas de implantes (HAKAMATSUKA et al., 1987).

O modelo experimental escolhido como modelo para o desenvolvimento do molde em acrílico foi o dente canino superior direito.

5 MATERIAIS E MÉTODO

O modelo de dente escolhido para este estudo foi um dente canino da maxila direita superior de cão (*Canis familiaris*), denominado pelo número 104 na Classificação Modificada de Triadan[1] Tal escolha apoiou-se na característica anatômica uniforme dos dentes caninos superiores, comparativamente aos dentes inferiores, que apresentam uma pequena curvatura que acompanha a anatomia do osso mandibular (KOWALESKY, 2005).

Este elemento dental foi identificado fotográfica[2] e radiograficamente[3], e suas medidas macro-anatômicas em milímetros foram descritas e anotadas para efeito comparativo com as réplicas obtidas.

Esta seção foi dividida em tópicos para facilitar a compreensão, dispondo-os na seguinte ordem: materiais utilizados; escolha da amostra de dentes; definição da cópia-prima; preparo endodôntico e moldagem; preparo da estrutura em cera; inclusão em mufla para construção do molde em acrílico; construção dos dentes em resina; polimerização; usinagem e acabamento; análise radiográfica e apresentação das réplicas.

5.1 MATERIAIS

a. Limas de instrumentação de canal especial Dentsply®
b. Limas de instrumentação rotatória Protaper Dentsply®
c. Brocas de Gates Glidden® n°s 1-2-3-4
d. Brocas de Largo ® 5-6
e. Líquido de Milton 1%
f. Seringas hipodérmicas 1,0 cc – 5,0 cc BD®
g. Cânulas de irrigação Dentsply®
h. Cateter 24 marca BD®
i. Cones de Papel Dentsply®
j. Cones de Guta-Percha com Taper F3-F4 Dentsply®
k. Lamparina a álcool
l. Álcool 96° Coopersucar®
m. Isqueiro Bic®

---

[1] Triadan é a classificação numérica de identificação do elemento dental (HOLMSTRON,1994).(Anexo A)
[2] Kodak Easy Share Z650 Zoom Digital – Japan – Estman Kodak Company – Made in China
[3] Spectro 70X Eletronic® (Dabi-Atlante Inds. Médico Odontológicas Ltda – Ribeirão Prêto – SP – Brasil)

n. Cimento obturador Endofill Dentsply®
o. Disco diamantado Microdont® (São Paulo-Brasil)
p. Mandril CA Microdont®
q. Micro-Motor, contra-ângulo e peça Reta Dabi Atlante® (São Paulo-Brasil)
r. Caneta de Alta rotação DabiAtlante® (São Paulo-Brasil)
s. Placa de vidro lisa
t. Espátulas n° 24 Golgran®
u. Espátulas n° 34 Golgran®
v. Espátula Lecron Golgran®
w. Pinças de Perry curva com canaleta Golgran®
x. Pinças de Perry curva sem canaleta Golgran®
y. Material de moldagem denso Perfil®
z. Material de moldagem fina Perfil®
aa. Material de moldagem protética a base de polivinilsiloxano marca Zetalabor®
bb. Catalisador Perfil®
cc. Lentulo 30-35-40 Dentsply®
dd. Monômero para resina acrílica Jet®
ee. Resina Acrílica Jet® (São Paulo-Brasil)
ff. Pote dappen
gg. Pincéis finos
hh. Resina acrílica Dencrilay®
ii. Resina composta híbrida TPH espectrum Dentsply®,lote 2 108748, cor A2.
jj. Monômero para resina acrílica Dencrilay®
kk. Resina Acrílica Jet® – cor branca
ll. Monômero para resina acrílica Jet
mm. Vibrador de gesso
nn. Gesso comum e pedra
oo. Cera Rosa 7 Wilson®
pp. Isolante a base de alginato para Gesso
qq. Desmoldante líquido Desmoljet ®
rr. 1 mufla metálica n°6
ss. 1 prensa de bancada
tt. 1 gral de borracha para gesso comum com espátula
uu. 1 gral de borracha para gesso pedra (menor) com espátula
vv. 1 espátula n° 36
ww. Lamparina para álcool
xx. Lamparina HANNAU
yy. 1 canivete para gesso
zz. 1 broca n° 56 ou esférica n° 2
aaa. Pincéis n° 4 e 14
bbb. Cera para confecção de núcleo tipo – cor azul
ccc. Colher para cera n° - Golgran®
ddd. Compressa de gaze
eee. Material de proteção, gorro, máscara, luvas, avental
fff. Maquina fotográfica Kodak® Easy Share Z650.
ggg. Computador Sony®-Vaio série S.

5.2 ESCOLHA DO MODELO DE DENTE NATURAL

Um dente natural foi escolhido como modelo para servir de estrutura para a construção do molde em resina acrílica para que este elemento dental fosse replicado.

O modelo de dente escolhido foi detalhadamente examinado para eliminar possíveis linhas de fratura, nas suas porções coronal e radicular; em seguida foi limpo com ultrassom e radiografado para avaliar as características anatômicas do canal radicular, assegurando-se que representasse um elemento dental maduro, com deposição dentinária suficiente para reproduzir um canal estreito.

Fisicamente o aspecto deste dente natural sugeria tratar-se de um modelo em condições de utilização neste estudo. Pode-se observar a localização das medidas realizadas (Figuras 1 e 2).

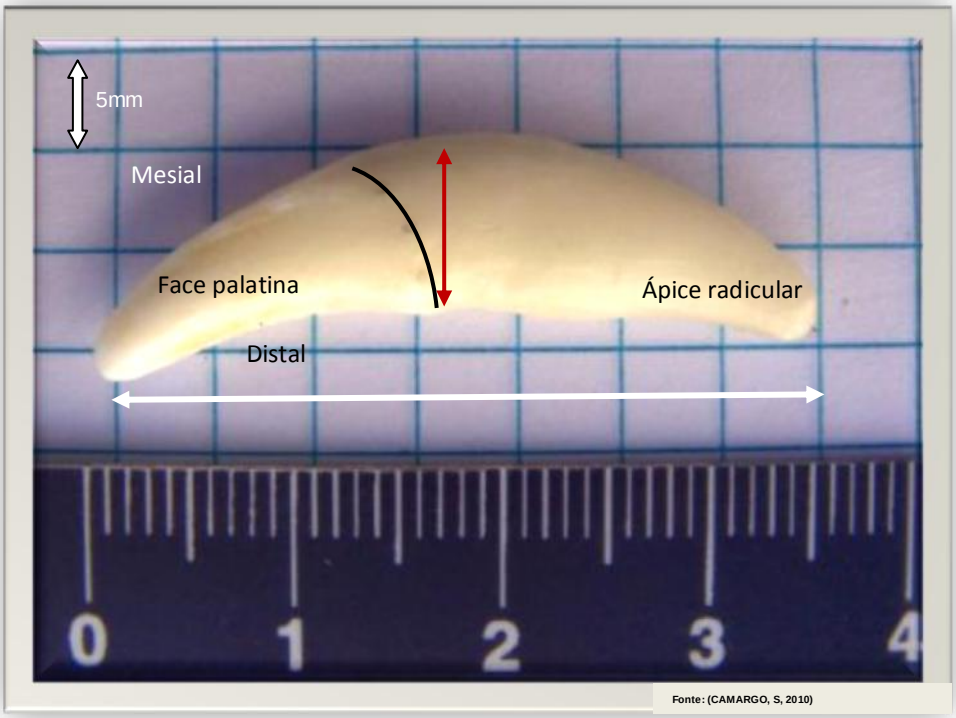


Figura 1- Dente natural escolhido como modelo em posição lateral; observe a localização da junção amelocementária (linha negra), a definição da porção distomesial (seta vermelha) e o comprimento do limite coronal ao ápice radicular (seta branca)

O dente natural foi medido também em sua porção palatovestibular, conforme a representação na figura 2.

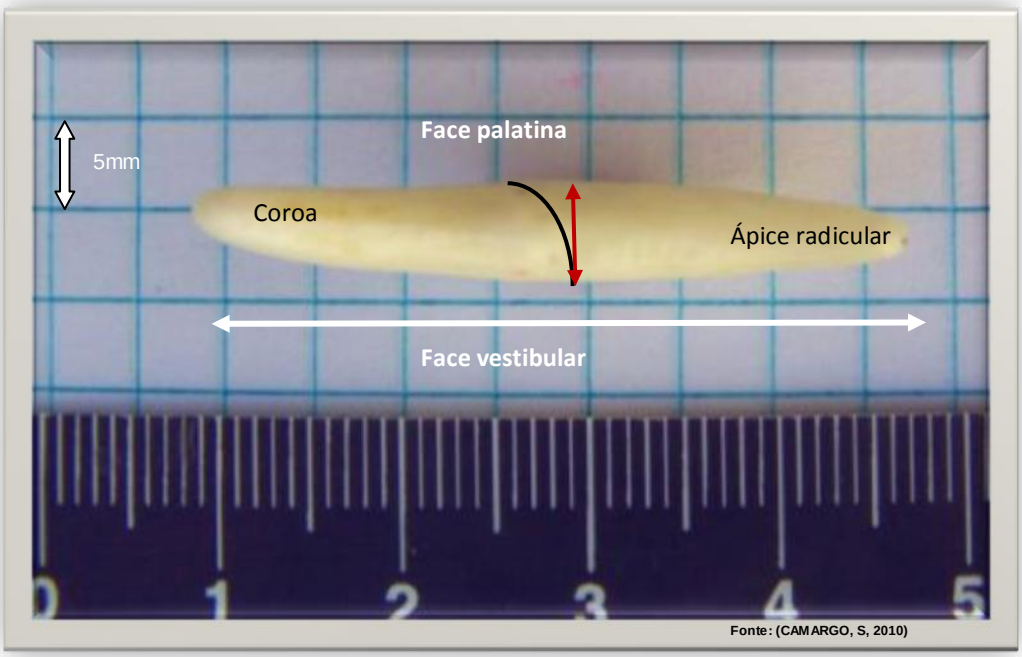


Figura 2 - Dente Natural escolhido como modelo em vista palatovestibular, posicionado verticalmente; observe a localização da junção amelocementária (linha negra), a definição da porção palatovestibular (seta vermelha) e o comprimento do limite coronal ao ápice radicular (seta branca)

Com a avaliação radiográfica pode-se constatar que o dente natural escolhido como modelo oferecia para este estudo um canal radicular uniforme e contínuo quanto ao seu diâmetro (Figura 3).

Figura 3- Exame radiográfico do dente natural (modelo) com o objetivo de analisar o formato do canal radicular

Sua nomenclatura de identificação pela classificação de Triadan[4] é 104, e nominalmente é chamado de canino superior direito. O dente natural foi mantido íntegro, para eventuais avaliações e comparações com a forma estrutural das réplicas obtidas e denominado de dente modelo. Com auxílio de um instrumento de medição digital (Paquímetro – Mitutoyo ®)[5], posicionado ligeiramente apical à junção amelocementária, (Figura 1) obtiveram-se as seguintes medidas macro-anatômicas do modelo escolhido, especificadas na tabela 3.

Tabela 3 – Medidas do canino superior direito (modelo dental escolhido)

MEDIDAS	Dente original (mm)
Comprimento*	34,54
Porção distomesial	8,79
Porção palatovestibular	4,95

* da coroa ao ápice radicular

Com a decisão de se preservar a estrutura do dente natural, uma cópia do dente modelo natural, foi encomendada ao Laboratório IM do Brasil®[6] com a finalidade de aplicar nesta cópia as alterações necessárias para simular um dente com fratura em seu terço coronal.

A cópia obtida deste modelo foi denominada de cópia-prima, ou seja, a primeira cópia, do modelo, e que foi utilizada para a estruturação do molde. Exigia-se que a cópia-prima apresentasse visível similaridade anatômica, conforme se observa nas figuras 4 e 5 posições comparativas entre dente natural e sua cópia.

[4] Triadan é a classificação numérica de identificação do elemento dental (HOLMSTRON,1994).
[5] Paquimetro (Mitutoyo Corporation Shiba 5 chrome, Minato-ku Tokio - Japan)
[6] Laboratório Dentes (IM do Brasil® - São Paulo – SP – Brasil)

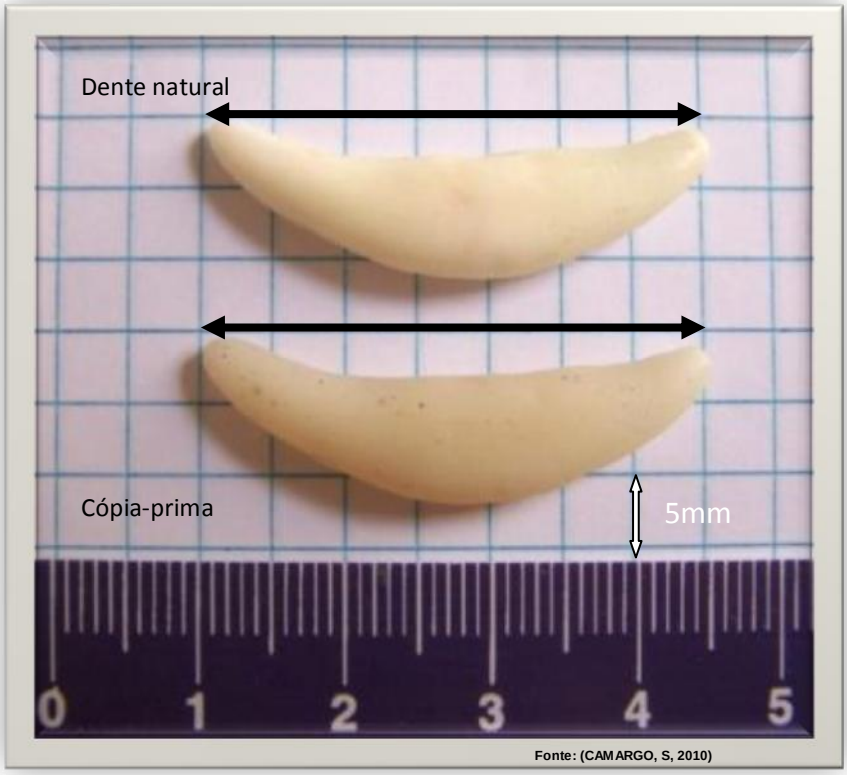


Figura 4 - Vista vestibular do dente canino superior e sua cópia-prima

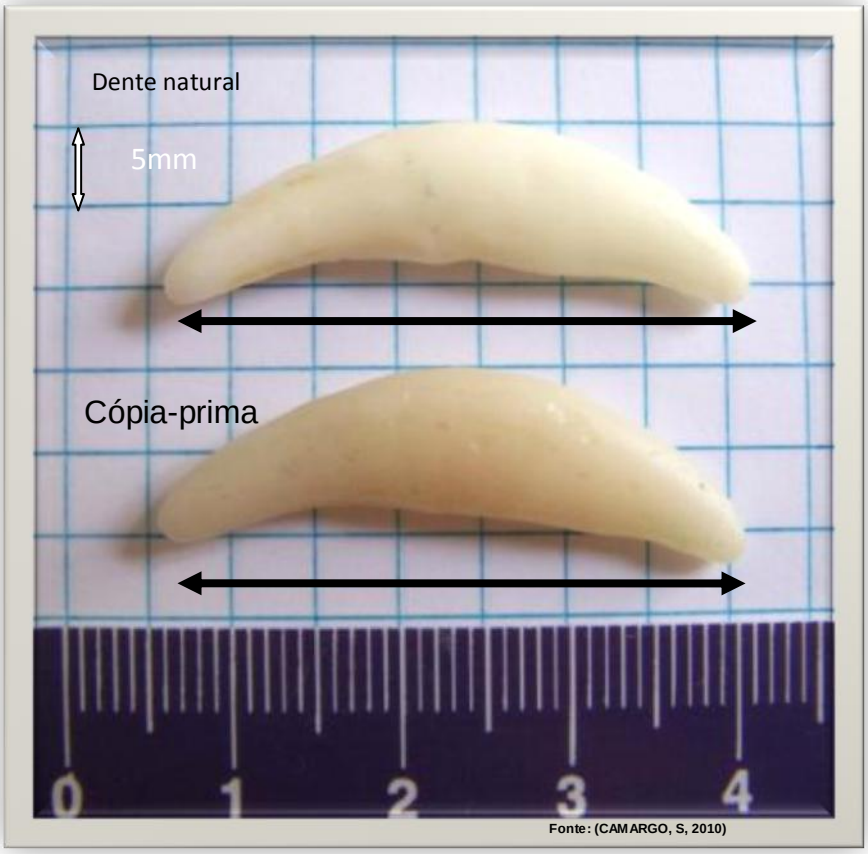
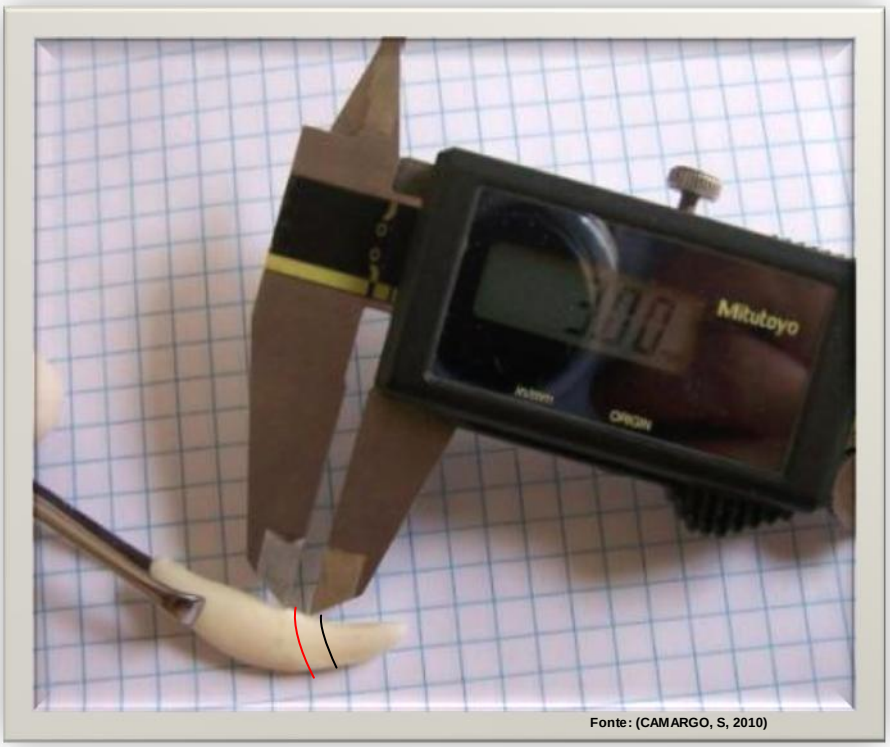


Figura 5 - Vista palatina do dente canino superior direito e sua cópia-prima

Uma marcação inicial para linha de corte foi aplicada no modelo (dente natural) posicionado com sua vista palatina voltada para o observador, e demarcado 3mm coronal à junção amelocementária para a linha de corte (Figura 6)**.** Para se obter a simulação da fratura do terço coronal, a cópia-prima também foi demarcada 3 mm acima da linha que representa a junção amelocementária (Figura 7).

A cópia-prima adquire sua importância com a decisão pela preservação da estrutura anatômica do dente modelo em sua forma original. E o seu papel foi o de substituí-la com todas as proporções mantidas, justamente porque se trata de sua cópia fiel, nas fases de corte da coroa (preparo para dentística), da instrumentação do canal radicular e do preparo cirúrgico do remanescente coronal.



Fonte: (CAMARGO, S, 2010)

Figura 6- Apresentação do dente natural (modelo) com a demarcação 3 mm (linha negra) coronal à junção amelocementária (linha vermelha)

A mesma forma de medida foi transferida para a cópia-prima obtida que também foi demarcada na mesma posição de 3 mm acima da junção amelo-cementária.

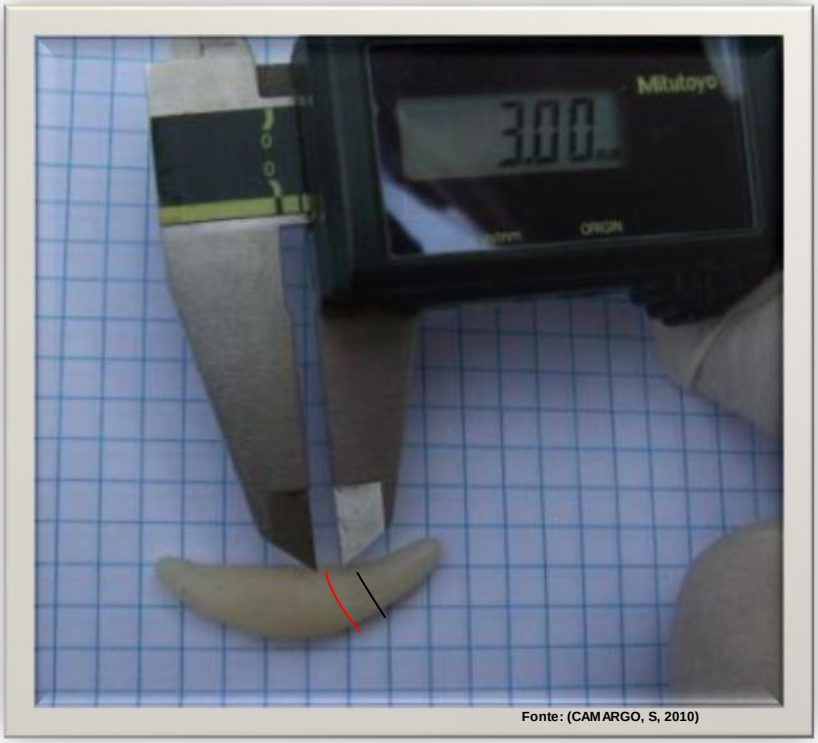
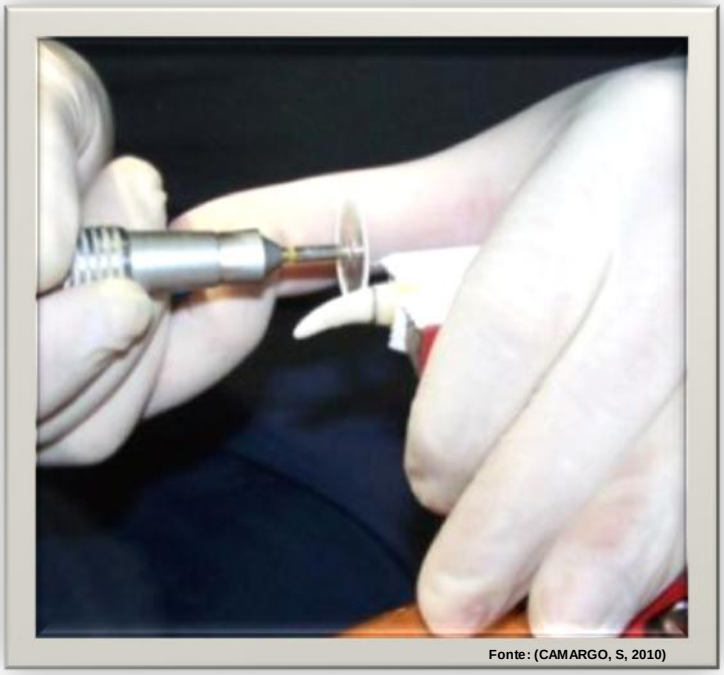


Figura 7 - Apresentação da marcação de 3 mm (linha negra) acima da linha amelo-cementária (linha vermelha) na cópia-prima

Com a marcação de 3 mm acima da junção amelocementária transferida para a cópia-prima, esta foi mantida fixa entre os mordentes de uma morsa e posicionada com sua vista palatina voltada ao observador. Seguiu-se a linha demarcada e com um disco diamantado de dupla-face (KGSorensen®) [7]adaptado em ponta reta de um micro motor da marca Dabi-Atlante [8]resfriado apenas com ar, a porção coronal foi seccionada para simular uma fratura natural que resultou em pouco remanescente coronal (Figura 8). O corte obtido definiu o limite simulado de uma fratura para o desenho do preparo cirúrgico do remanescente coronal, que ficou representado em todas as réplicas.

Somente a cópia-prima foi seccionada. A preservação do dente natural (modelo) serviu de comparativo demonstrativo

[7] Disco diamantado (KGSorensen®) (Medical Burs Inds. Com. Pontas e Brocas Cir.Ltda – Cotia - SP – Brasil)
[8] Micro motor Dabi-Atlante® - (Dabi-Atlante Inds. Médico Odontológicas Ltda – Ribeirão Prêto – SP – Brasil)



.

Figura 8 - Posicionamento da cópia-prima para corte com disco diamantado

Após a secção da cópia-prima,simulando uma fratura natural foi possível identificar o canal radicular em posicionamento axial (Figura 9).

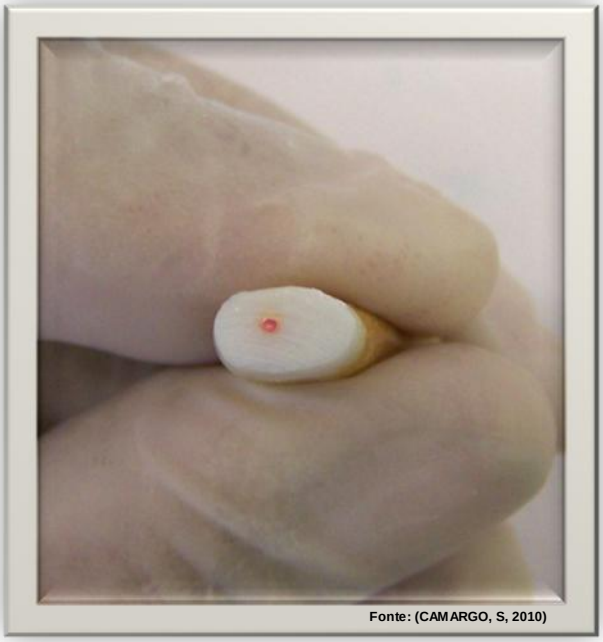


Figura 9 - Posicionamento axial do canal radicular na cópia-prima, após secção transversal

❖ CRITÉRIOS DE AVALIAÇÃO ENTRE MODELO E RÉPLICA:

Os seguintes critérios foram estabelecidos para avaliar a réplica comparativamente com o dente natural, chamado de modelo.

1- Medidas macro-anatômicas do modelo escolhido, considerando-se suas dimensões em milímetros a saber: distomesial, palatovestibular e comprimento da coroa ao ápice.
2- Exame radiográfico do modelo para avaliar a ocorrência de alterações em esmalte, dentina e para identificação do canal radicular com grande deposição dentinária.
3- O exame radiográfico das réplicas para identificar alterações com a manipulação da resina composta (bolhas) durante a montagem no molde de acrílico.
4- Análise visual de estruturas macro-anatômicas, do modelo escolhido.
5- Análise visual das réplicas obtidas.
6- Homogeneidade de cor entre as réplicas obtidas.
7- Comparar os dados encontrados com a análise preliminar das medidas do dente natural e com os resultados encontrados nas réplicas, respeitando-se os mesmo parâmetros estabelecidos para o modelo escolhido.

5.3 PREPARO ENDODÔNTICO E MOLDAGEM DO CANAL RADICULAR

O canal endodôntico da cópia-prima foi instrumentado com limas endodônticas da série especial n°8 e n° 10 (K-Flexofile -Dentsply®) [9]e auxiliadas pelo sistema de endodontia rotatória de NiTi (níquel titânio) Protaper, Dentsply®[10] para obtenção de uma conicidade natural com a mesma curvatura apresentada pelo canal radicular do elemento dental. Os procedimentos de preparo químico foram aplicados com irrigação de hipoclorito de sódio na concentração de 1% (Liquido de Milton®[11]). Estes canais foram moldados com material para impressão a base de

[9] Lima endodôntica (Fabr.Maillefer Instr. AS-CH 1338 Ballaigues - Suiça)
[10] NiTi (níquel titânio) (Fabr.Maillefer Instr. AS-CH 1338 Ballaigues - Suiça)
[11] (Liquido de Milton®).- (Miyako do Brasil Ind. Com Ltda – Guarulhos SP – Brasil)

silicone (Perfil –Vigodent® [12])e deu origem ao molde do pino intrarradicular curvo (Figura 10).

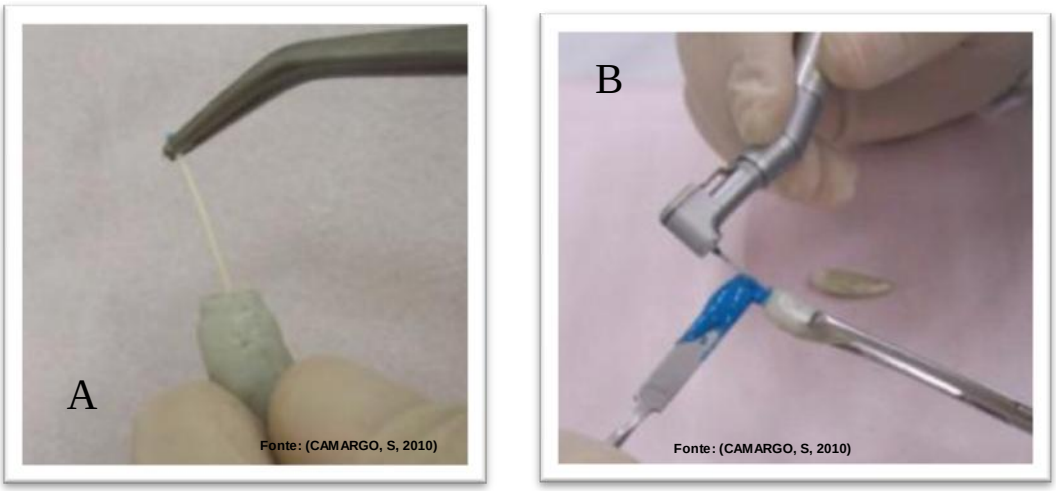


Figura 10 - Lubrificação com vaselina sólida do canal preparado da cópia-prima auxiliado por um cone de papel (A); introdução do silicone fluido com auxílio de Lentulo (B)

A cópia-prima teve sua porção do remanescente coronal preparada cirurgicamente para simulação do recebimento de uma prótese. O preparo foi feito com brocas diamantadas para alta rotação (KGSorensen®[13]) 2135FF e 718 FF, com formação de linha de término em pena, tecnicamente posicionada supra-gengivalmente e broca diamantada (KG Sorensen®) 3118 F para o biselamento da porção coronal para receber um núcleo estojado.

O mínimo percentual de desgaste foi desenvolvido para dar uma real simulação para um dente fraturado com pouco remanescente coronal e com o preparo cirúrgico para receber a adaptação de uma restauração metálica fundida (Figura 11).

[12] Silicone para moldagem Perfil - (Vigodent S.A. Ind.Com.- Rio de Janeiro – RJ – Brasil)
[13] broca diamantada KG Sorensen® (Medical Burs Inds. Com. Pontas e Brocas Cir.Ltda – Cotia - SP – Brasil)

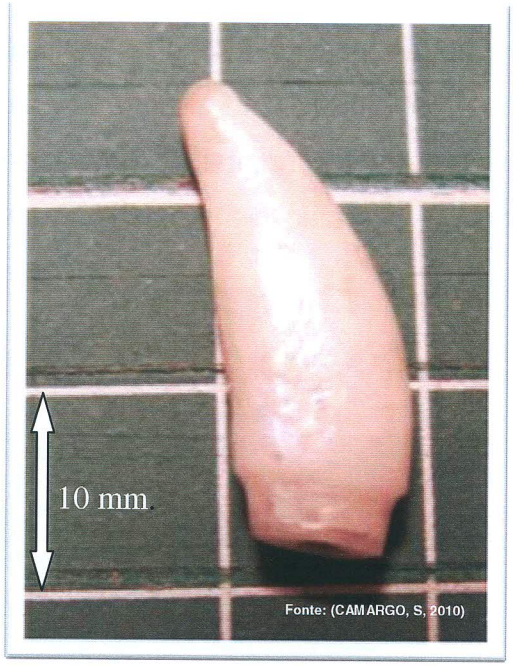


Figura 11 - Cópia-prima com o preparo cirúrgico do remanescente coronal

O molde em silicone do canal radicular, encaminhado ao laboratório de prótese foi transformado em um pino intrarradicular curvo, metálico, e com um núcleo alongado e achatado. Um sulco de encaixe foi produzido (Figura 12) com a finalidade de evitar o movimento rotacional do próprio eixo, de todo o conjunto no momento de adição da porção de resina composta nas hemi-faces do molde de acrílico (veja adiante Figura 56 e 57). O pino intrarradicular adquire sua importância porque foi responsável pela conformação do canal radicular das réplicas. O núcleo quando encaixava-se na dobradiça metálica, dava sustentação ao molde de acrílico; ambos, o pino e a dobradiça foram construídos no laboratório de prótese Airton.

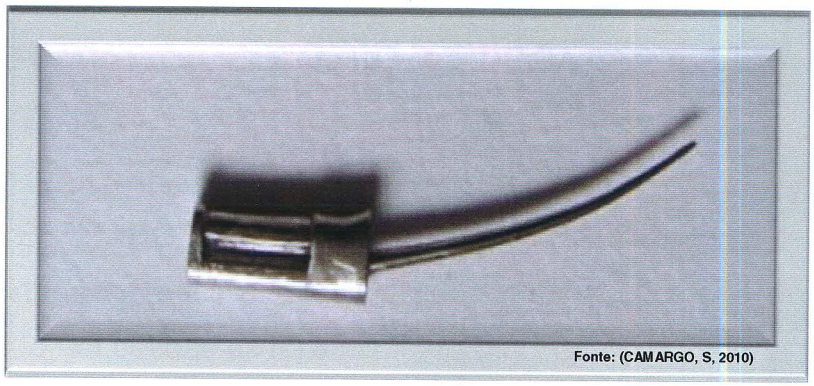


Figura 12 - Aspecto físico do pino intrarradicular que foi utilizado para dar conformação ao canal radicular dos dentes replicados. Note sua forma arredondada e o sulco para facilitar o encaixe na base da dobradiça

O conjunto da dobradiça desmontável foi obtido pelo método da cera perdida em laboratório de prótese. A dobradiça montada, fechando-se sobre si mesmo, evitou o movimento de rotação do conjunto. Para afixar a dobradiça e impedir sua abertura espontânea, um parafuso foi acoplado na extremidade (Figura 13).

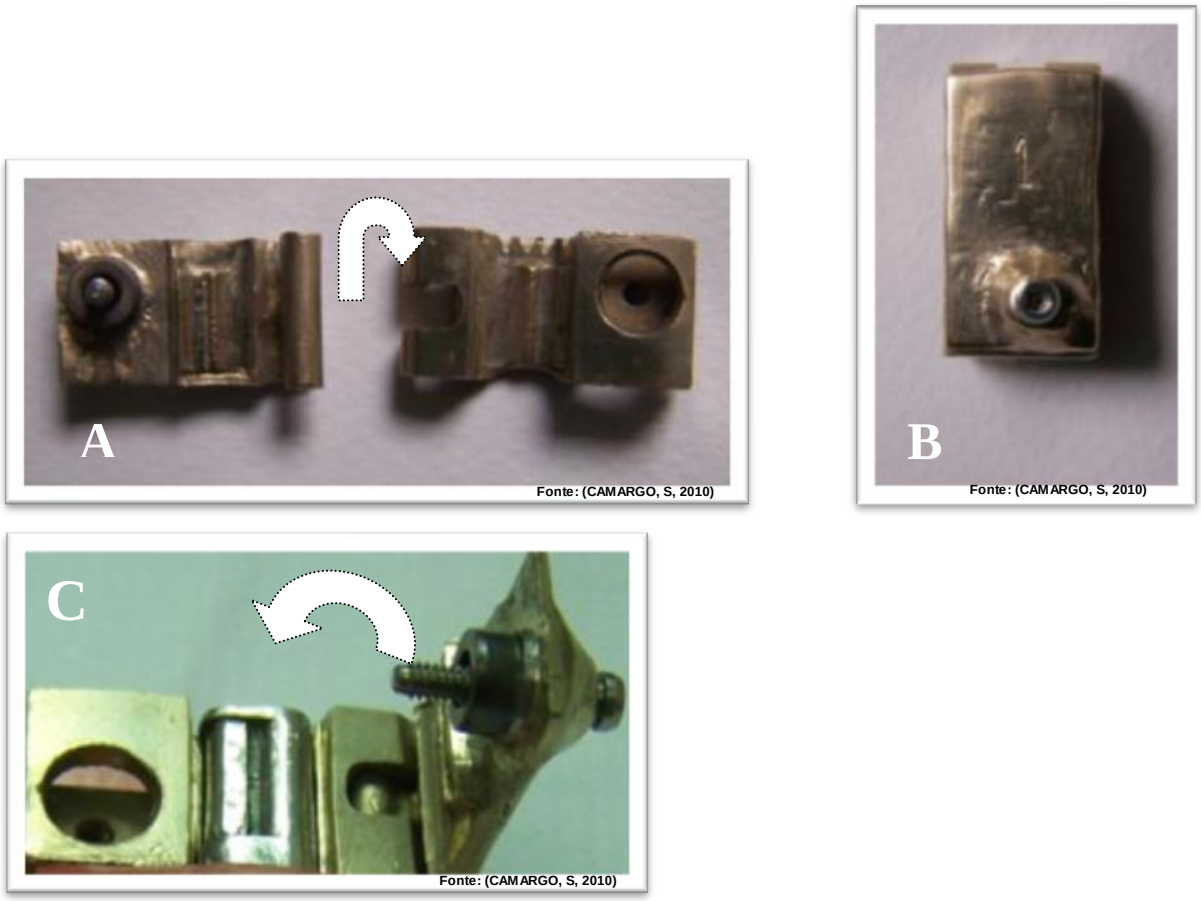


Figura 13 - Sistema de dobradiça, em partes, obtido pelo método da cera perdida: (A) aberto; (B) fechado; (C) acoplado com o núcleo posicionado, e encaixado; note o parafuso para dar o ajuste final com o fechamento

5.4 MÉTODO PARA A OBTENÇÃO DO MOLDE DA CÓPIA-PRIMA EM ACRÍLICO.

❖ PREPARO DA ESTRUTURA EM CERA

Seguem-se os passos desenvolvidos para a obtenção do molde. A partir deste molde, foram obtidas as réplicas.

1- Inicialmente, montou-se o conjunto, composto pelo núcleo e pino intrarradicular, introduzindo-o no canal radicular da cópia-prima fixando-o ao sistema de

dobradiça. O conjunto foi posicionado sobre uma placa de cera 7 conforme a figura 14. Iniciou-se um revestimento com camadas de lâminas de cera rosa 7 (Wilson –Polidental®[14]) , e com o auxílio de uma lâmina n° 15 (cabo de bisturi n° 3) margeou-se o contorno do conjunto e recortou-se as placas. Contornos adicionais foram criados, com aspectos de miniplacas, cujo objetivo foi o de acrescer altura ao conjunto, abrigando a cópia-prima para formar um berço blindado no molde final.

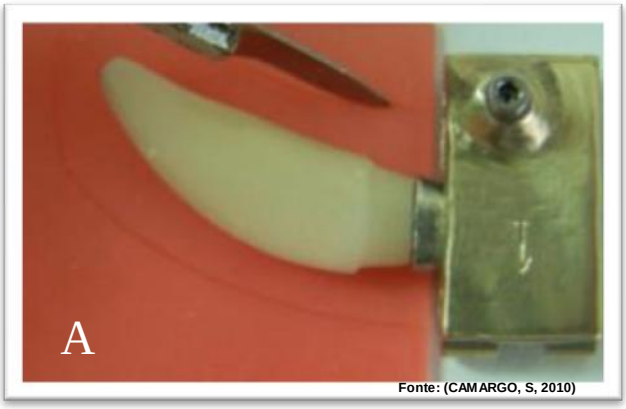


Figura 14 - Resultado do contorno com a lâmina de bisturi (A), criando as placas (B) e margens de miniplacas adicionais (C)

[14] Laminas de cera rosa 7 (Polidental Ind.Com.Ltda São Paulo - SP – Brasil)

Montou-se o conjunto em camadas sobrepostas como se fosse um sanduíche de placas e miniplacas. Primeiramente, as placas adicionais da base, em seguida as miniplacas de cera que envolveram a cópia-prima. As camadas de miniplacas sobrepostas acarretaram um aumento em altura ao mesmo tempo em que abrigam a cópia-prima. Observe todo o conjunto em cera envolvendo a cópia-prima ajustada ao pino intrarradicular e núcleo ambos fixos e sustentados pela dobradiça (Figuras 15 e 16).

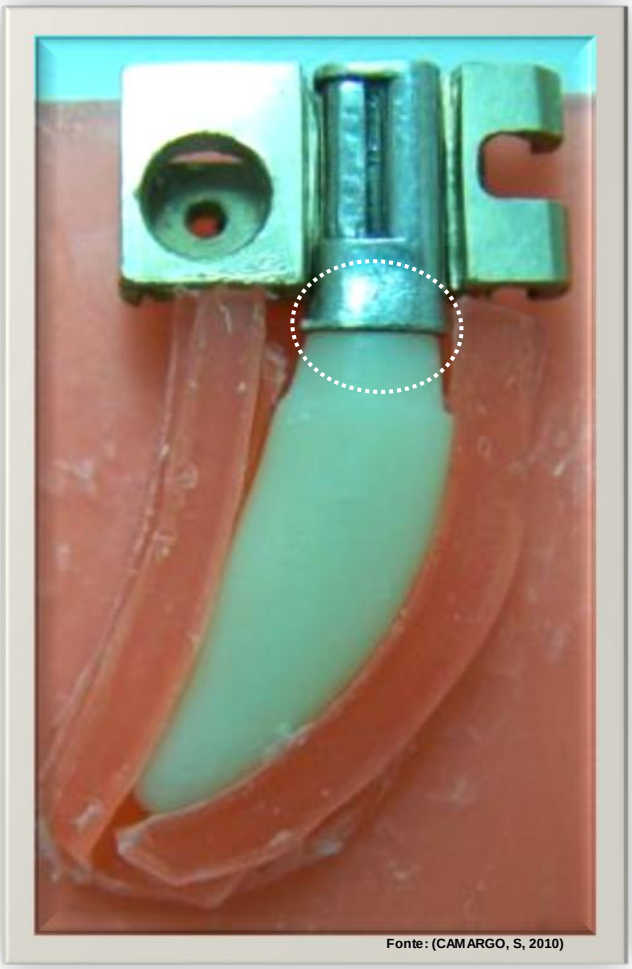


Figura 15 – Notar o posicionamento das miniplacas que se sobrepõe e margeiam a cópia-prima, envolvendo-a. Notar também o ajuste do núcleo bem adaptado a cópia-prima (círculo branco tracejado)

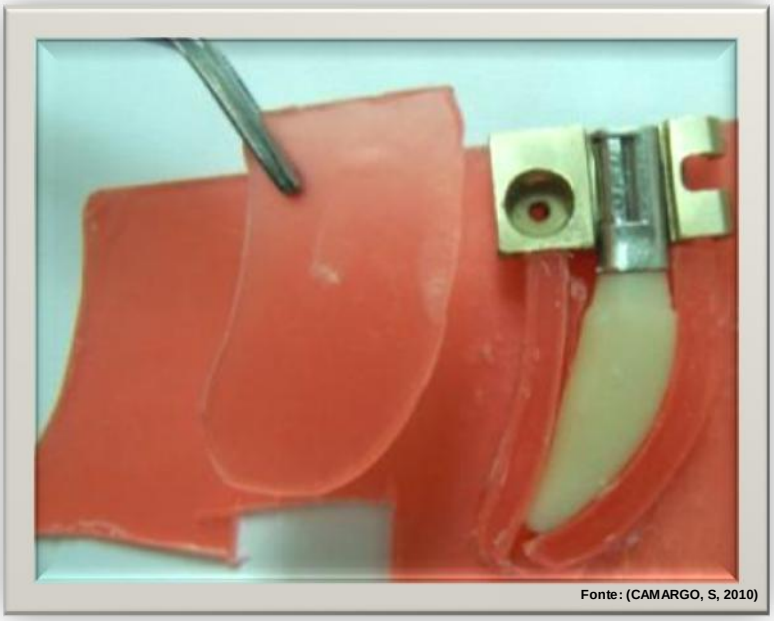


Figura 16 – Observe as miniplacas recortadas e abrigando a cópia-prima; por fim a sobreposição final da placa superior promovendo o fechamento de todo o sistema de placas de cera

2- Finalizou-se esta fase de construção utilizando as placas e miniplacas sobrepostas, proporcionando contorno e forma ao conjunto (Figura 17).

Figura 17- Aspecto final com a sobreposição das lâminas de cera

3- Na sequência com o conjunto posicionado sobre a lâmina de cera, realizou-se um novo recorte com o Bisturi Cabo n° 3 e lâmina n°15 para criar uma base de cera que sustentasse todo o conjunto, alcançando a estrutura da dobradiça (Figura 18).

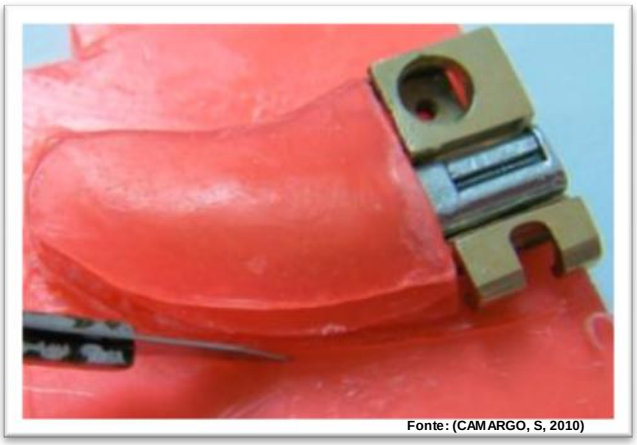


Figura 18 – Notar o contorno de todo o conjunto proporcionando uma extensão da lâmina de cera que apoiava os limites da dobradiça de metal.

4- A placa de cera, estendendo-se até o limite superior da dobradiça além de propiciar uma proteção formando uma base (A) teve sua importância no processo futuro de substituição dos materiais, ou seja neste caso da cera pelo silicone de condensação para moldagem. Notar nesta sequência o aspecto físico da dobradiça aberta e o núcleo posicionado (B) (Figura 19).

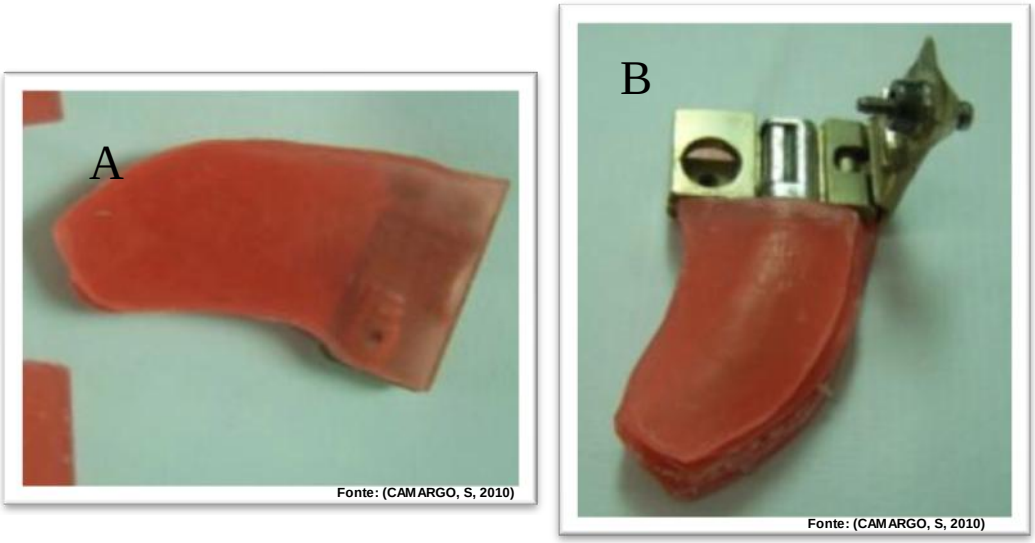


Figura 19 – Demonstração do verso do conjunto da figura anterior (Figura 18) com o posicionamento da placa de cera recobrindo a dobradiça até seu limite superior (A) e o conjunto com dobradiça aberta e a placa de cera que formará a parte superior do molde, posicionada no limite da dobradiça metálica(B)

5- A composição com as miniplacas, é mais bem observada lateralmente. As placas de cera envolveram totalmente o conjunto da cópia-prima fixado a dobradiça. A camada inferior estendeu-se até o final do conjunto (seta branca) e formou uma base de apoio em cera (Figura 20).

Figura 20 - Vista lateral com o conjunto de placas e contornos adicionais. Notar a seta branca indicando o apoio da placa de cera na dobradiça

6- No acabamento do conjunto foi utilizado uma espátula n° 36 aquecida em bico de Bünsen, para dar lisura em todo o revestimento de cera do conjunto formando uma estrutura blindada que posteriormente foi substituída por resina acrílica (Figuras 21,22 e 23).

Figura 21 - Face lateral após uso da espátula n° 36 aquecida em bico de Bünsen

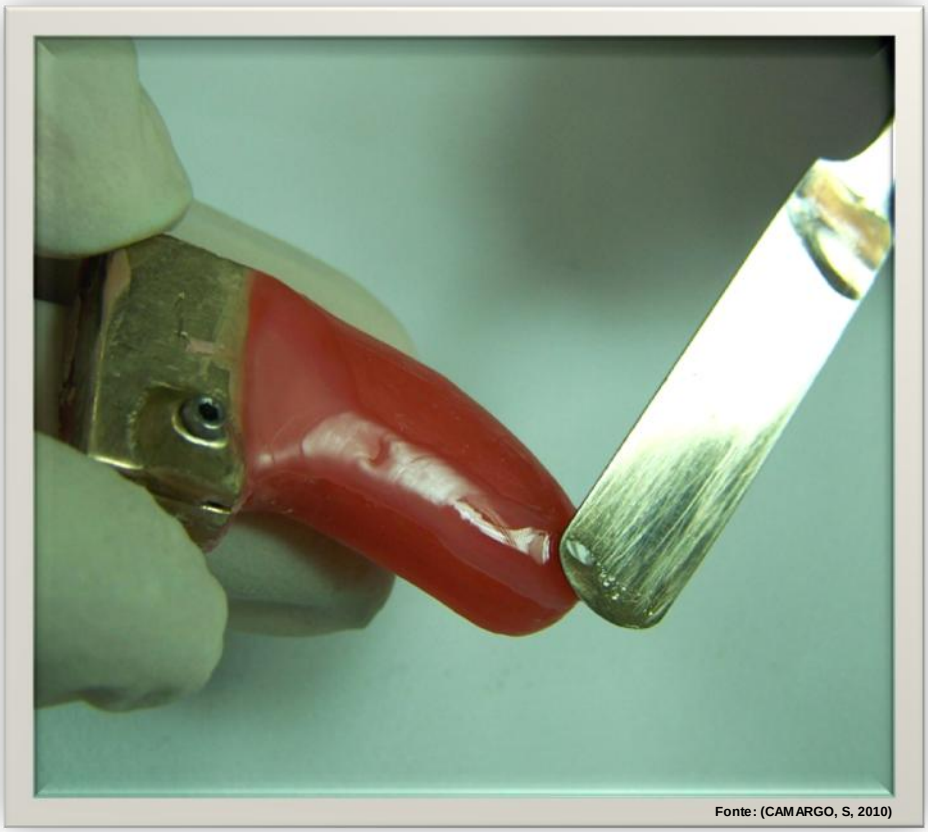


Figura 22 – Notar o aspecto físico da face superior e o efeito de acabamento com uso da espátula n°36 aquecida

Figura 23 – Observar o efeito da espátula aquecida no acabamento da face inferior do conjunto

5.5 PROCESSAMENTO DA INCLUSÃO EM MUFLA

O recipiente metálico utilizado para a inclusão é denominado de mufla e compõe-se de três partes: uma base, a contra-mufla e a tampa. Estes componentes devem ter perfeita adaptação entre si. O conjunto blindado em cera (Figuras 21,22 e 23) foi processado pelo chamado método da inclusão em mufla. O objetivo desta manobra foi moldar o negativo das formas em cera nas duas faces de gesso que preenchiam a mufla. Esta sequência adquire sua importância porque foi a responsável pela substituição dos materiais, ou seja, da cera pelo silicone por condensação de alta precisão para moldagem (polissiloxano, denominado de Zetalabor®[15]) que formou a nova estrutura blindada em silicone. Sequencialmente a estrutura blindada em silicone foi substituída pela resina acrílica em sua fase plástica, resultando no molde de resina acrílica transparente. O processo de utilização da mufla, portanto, tem como função propiciar a substituição dos materiais citados para dar a conformação ao molde em resina acrílica.

A mufla n°6 foi escolhida, e previamente lubrificada com vaselina sólida, conforme o passo 7.

7- A vaselina sólida, que tem a função de um isolante, foi aplicada com auxílio de um pincel, e espalhada em toda a superfície da mufla, e da contra-mufla. Observe ao fundo os graais de borracha com a quantidade desejada de gesso comum e gesso pedra (Figura 24).

Fonte: (CAMARGO, S, 2010)

Figura 24 - Lubrificação da base e da contra-mufla,observe ao fundo o gral com gesso pedra (seta amarela) e com gesso comum (seta vermelha), reservados e já com as medidas estabelecidas para serem usados em sequência.

[15] Silicone de moldagem Zetalabor® (Zhermack SpA - Polesine - Rovigo – Itália).

8- Após a mistura do gesso e água no gral de borracha, espatulou-se a massa pelo tempo de um minuto; seguida de homogeneização com auxílio do vibrador, o conteúdo foi vertido para o preenchimento total da mufla. A base da mufla, após ser preenchida com o gesso comum, recebeu em seguida o berço de gesso pedra que acomodou o conjunto preparado em cera (Figura 25).

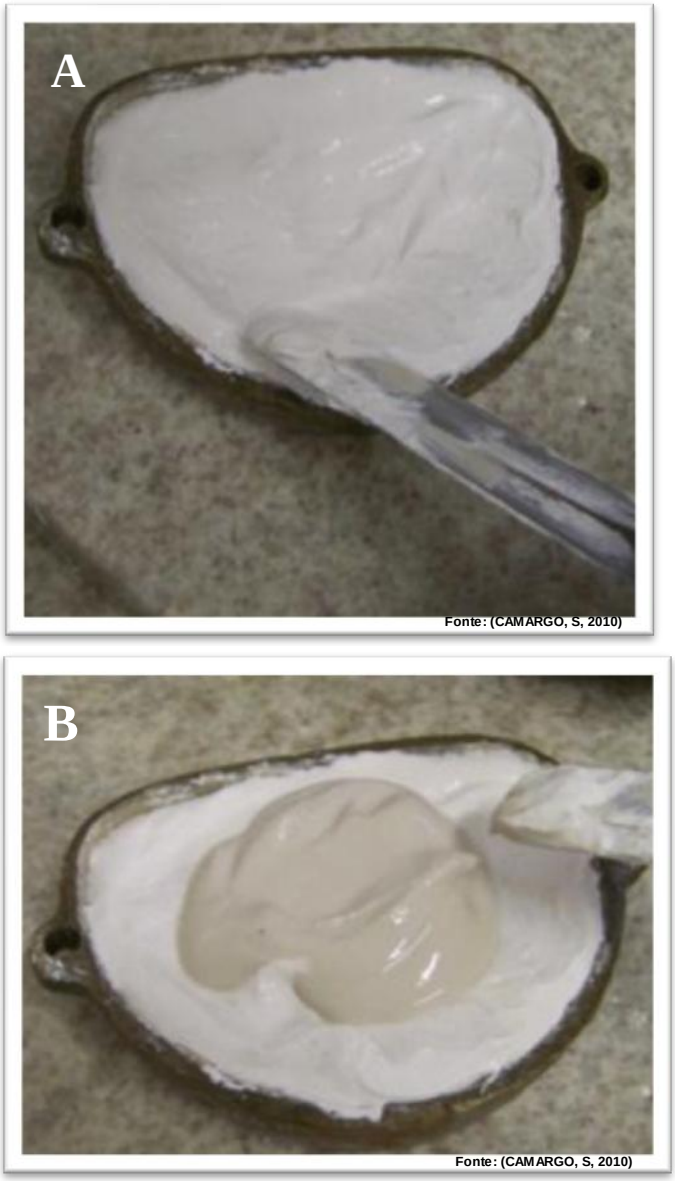


Figura 25 - Base da mufla totalmente preenchida (A) e em seguida com o berço de gesso pedra (B)

9- Depois do preenchimento e da porção de gesso pedra derramado para que se construísse o berço da mufla, o modelo em cera blindada foi cuidadosamente instalado sobre a massa de gesso pedra. Sua apresentação com uma de suas faces em contato direto com o gesso pedra lembrou, visualmente, como se tivesse sido dividido por um equador imaginário, uma vez que a sua porção inferior mantinha contato direto com o gesso. Sequencialmente submeteu-se a mufla a um fio de água corrente para retirada do excesso de gesso e refinamento da peça incluída (Figura 26).

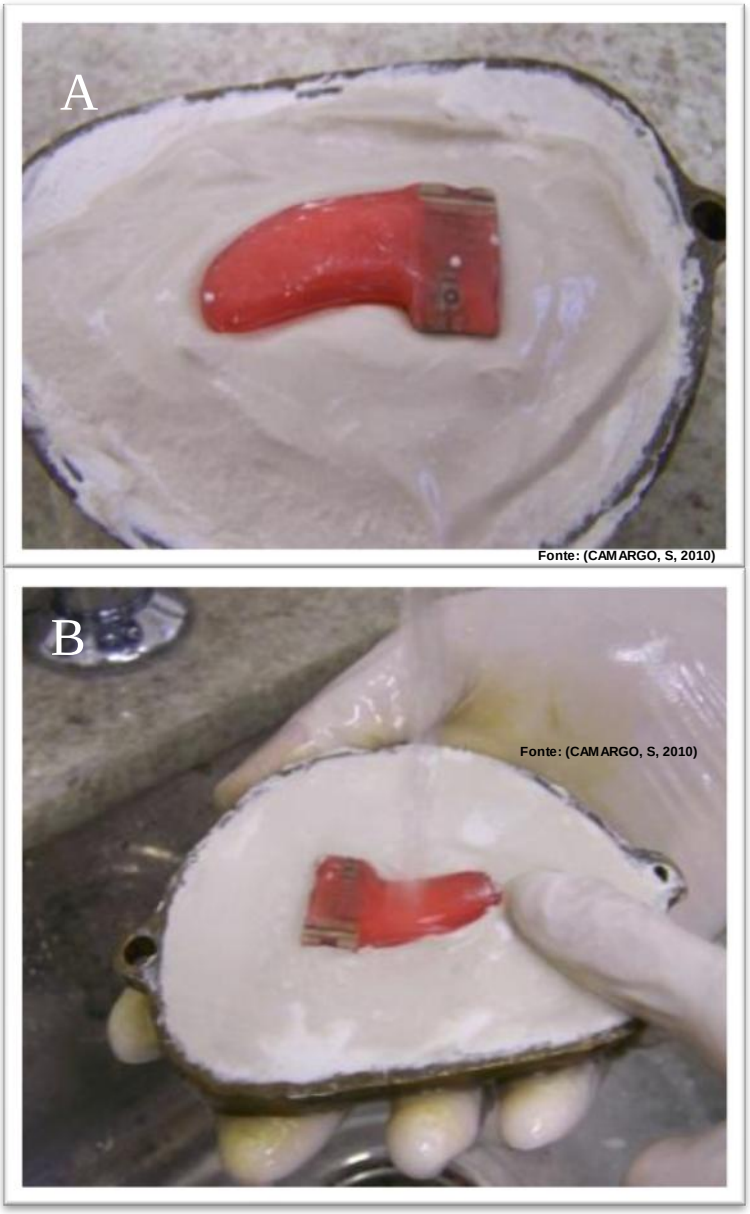


Figura 26 – Na figura A, nota-se a base da mufla com o berço de gesso pedra pela diferença de cor do material, o conjunto em cera foi instalado e adaptado como se tivesse sido dividido por um equador imaginário; em B: observar o excesso do gesso retirado com auxílio de uma lâmina d'água

10- Avaliou-se todo o conjunto e auxiliado por pincel e espátula assegurou-se que a linha mediana de gesso que preenchia a mufla coincidisse com o centro do conjunto ou seja o equador imaginário. Observar na figura 27 o aspecto final do conjunto.

Figura 27 - Aspecto final com o conjunto posicionado adequadamente no centro da base da mufla

11- Após a reação de presa do gesso da base, uma substância para quebrar a tensão superficial (agente anti-bolhas) foi aplicado para remoção de resíduos. Todo o gesso visível foi impermeabilizado com isolante à base de alginato solúvel, que reage com o gesso, formando uma camada impermeabilizante de alginato de cálcio, relativamente insolúvel, e que atua como isolante entre as partes de gesso; o (Cel-lac®[16]) foi a escolha. O isolamento é importante porque permite a abertura da mufla em duas partes com relativa facilidade (Figura 28).

Figura 28- Fase de isolamento do gesso com Isolante à base de alginato

[16] Isolante solúvel de alginato - Cel-lac® (Inds.Com. Produtos Químicos – Rio de Janeiro - RJ – Brasil)

12- Após uma segunda demão do isolante a base de alginato ter sido aplicado outra porção de gesso pedra que já estava pronta foi vertida sobre o conjunto em cera, cobrindo a parte superior do mesmo (Figura 29).

Figura 29- Momento em que uma nova camada de gesso pedra foi vertida sobre a parte superior do conjunto

13- Imediatamente com o auxílio do vibrador de gesso (para evitar a formação de bolhas) o gesso foi acomodado e aplicou-se alguns sulcos cujo objetivo foi o de facilitar a aderência do gesso comum, vertido no passo seguinte depois da adaptação da contra-mufla. Manteve-se uma equidistância entre todos os lados do conjunto central formado pelo gesso pedra conforme indicam as setas laterais em branco (Figura 30).

Figura 30 - Berço adaptado ao conjunto, sulcado, e com a parte da contra-mufla reposicionada sobre a mufla e equidistante simetricamente por todos os lados do conjunto (setas brancas)

14- O espaço entre as paredes foi preenchido com uma nova camada de gesso comum com a mufla apoiada sobre um vibrador em funcionamento para evitar bolhas na acomodação do gesso nos espaços (Figura 31).

Figura 31 - O gesso comum sendo vertido sobre o conjunto simultaneamente ao uso do vibrador para acomodação e proteção do conjunto mufla e contra-mufla

15- Ao recolocar a tampa e pressionar a mesma para o ajuste e fechamento, o extravasamento de gesso foi o indicador de que todo o espaço interno fora

preenchido devidamente. Com a tampa posicionada, aplicou-se pressão em uma prensa de bancada, apertando-a firmemente. Aguardou-se cerca de 60 minutos para proceder a desmuflagem (abertura do sistema de mufla) e remover o conjunto blindado em cera da base da mufla, formando na base de gesso pedra o espaço do negativo do molde (Figura 32).

Figura 32 – Observar o extravasamento do excesso do gesso, que comprova a acomodação e preenchimento de toda superfície

16- Após a presa do gesso, o conjunto foi exposto à água e deixado em repouso para resfriamento, aguardando o momento da abertura da mufla com auxílio de uma espátula (Figura 33).

Figura 33 - Com a espátula posicionada no local apropriado conseguiu-se realizar a abertura do conjunto da mufla (seta branca)

17- Após a abertura da mufla, o conjunto em cera foi desalojado com auxílio de uma espátula e pode-se visualizar o local do espaço negativo imprimido na contra-mufla (mão direita) e o conjunto blindado em cera acondicionado na mufla (Figura 34).

Figura 34 – Notar a impressão do negativo na base de gesso pedra na contra-mufla e o conjunto em cera instalado na mufla

18- Após a abertura da mufla, o conjunto em cera foi desmontado com auxílio de uma espátula e em seguida reposicionou-se a cópia-prima fixada à dobradiça no local do espaço negativo (verso) e a parte frontal posicionada na contra-mufla (Figura 35).

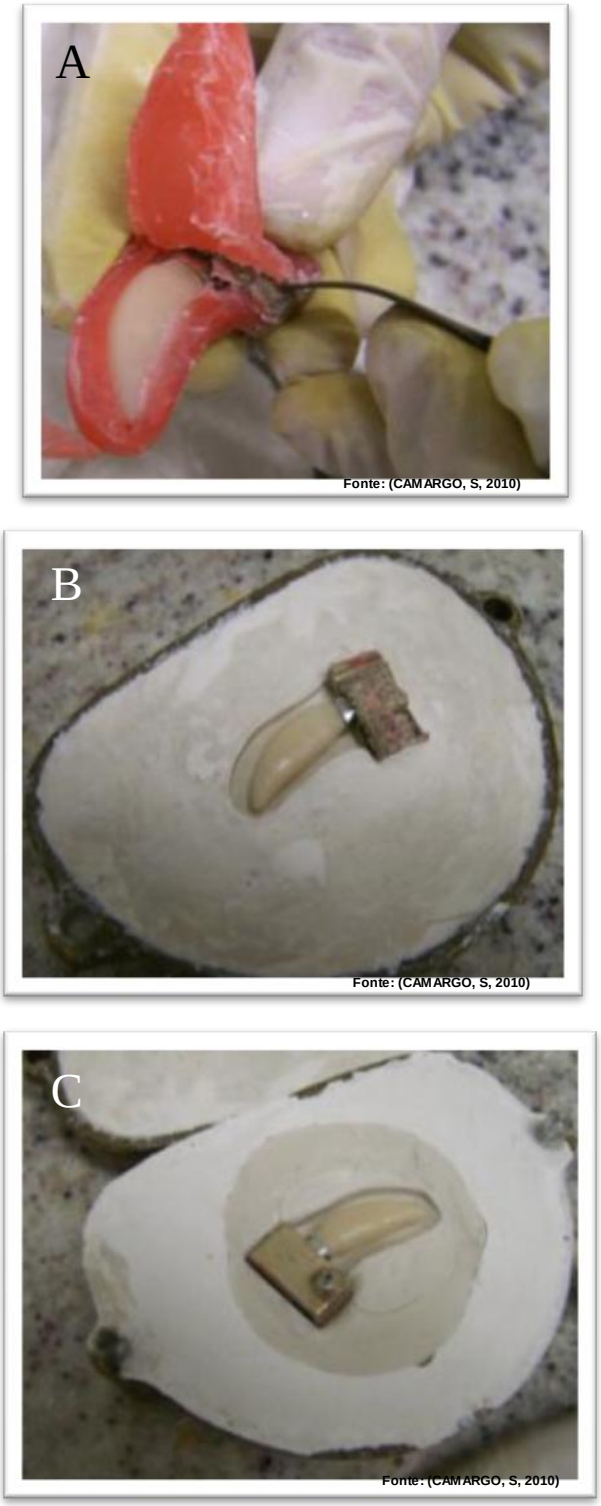


Figura 35 - Conjunto em cera sendo desmontado (A); aspecto da posição do conjunto (verso) na mufla (B) e na contra mufla (C)

19- Após a confirmação de que em ambas as partes da mufla o conjunto ficou proporcionalmente situado, procedeu-se à retirada da cera do conjunto metálico,

vertendo água quente sobre a peneira que reteve e aparou o núcleo e a dobradiça até a remoção total da cera (Figura 36).

Figura 36 - Com auxílio de uma peneira para aparar as partes desmontadas, verteu-se água fervente para retirar a cera aderida

20- Com o conjunto livre da cera aderida, a mufla foi usinada por uma fresa adaptada a um micro-motor para o acabamento das rebarbas, e produzir um escape capaz de abrigar e conduzir o excesso do material de moldagem (silicone de condensação) promovendo a sua acomodação. Nesta sequência, após a prensagem, obteve-se um novo conjunto blindado (Figuras 37 e 38).

Figura 37- Fresa utilizada para a criação de um escape bilateral para aliviar o excesso de material sobre o conjunto

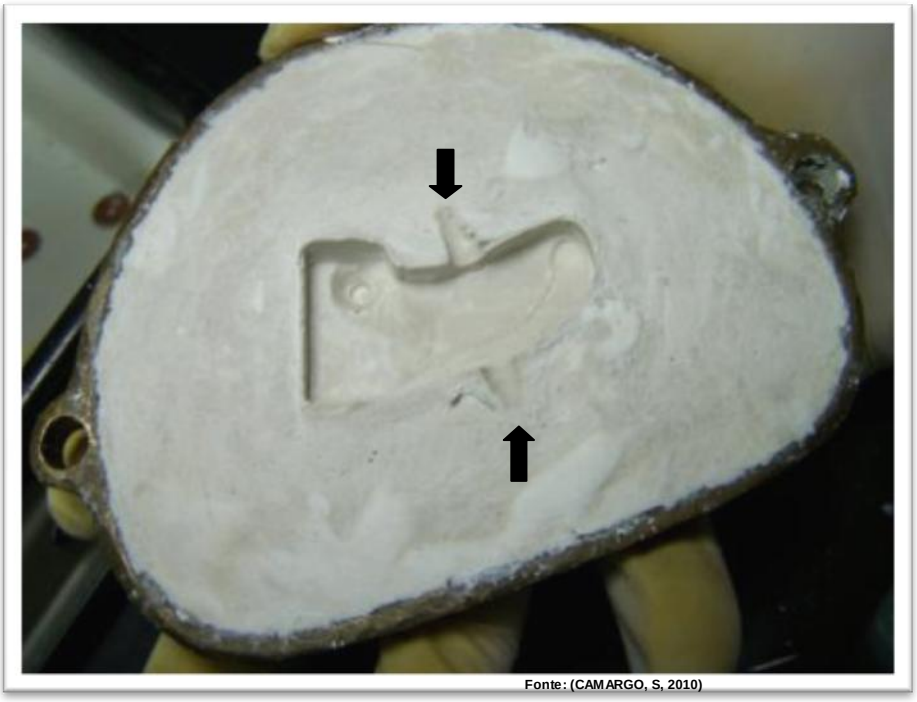


Figura 38 - Aspecto dos escapes construídos para escoamento do excesso de material (seta preta)

21- Procedeu-se a nova limpeza do conjunto e outra aplicação do isolante a base de alginato seguida da aplicação de uma massa de silicone de alta precisão para moldagem sobre a cavidade do negativo em gesso, porém evitando-se atingir o conjunto metálico nesta metade. Posicionou-se o conjunto a ser copiado, e uma camada adicional do silicone de alta precisão para moldagem revestiu totalmente esta parte da estrutura; e nova prensagem foi aplicada (Figura 39).

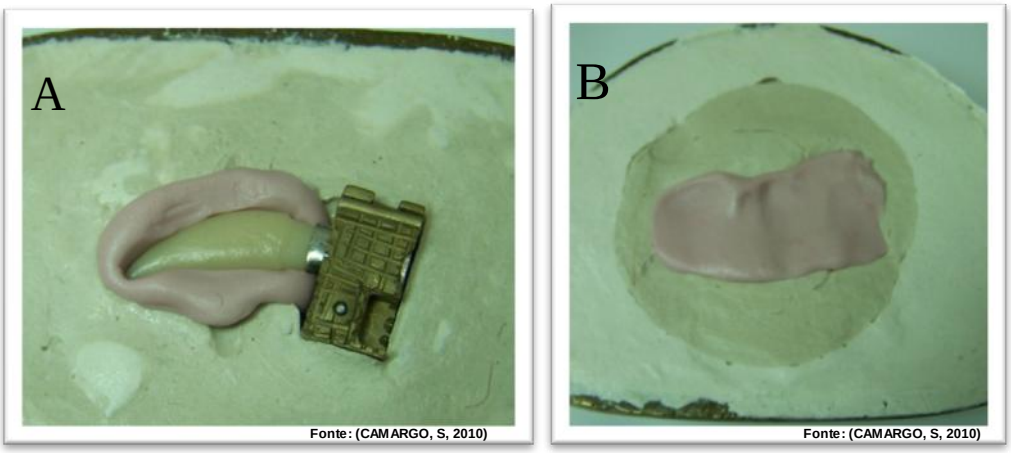


Figura 39 - Aspecto físico com as camadas de silicone de alta precisão para moldagem sobre a mufla (A) e contra-mufla (B)

22- Com a camada do silicone de alta precisão para moldagem posicionada na cavidade da mufla e da contra-mufla, imediatamente o sistema foi fechado e procedeu-se a prensagem em uma prensa hidráulica com manômetro apresentando uma pressão estabelecida de aproximadamente meia tonelada (Figura 40).

Figura 40 - Mufla fixada em prensa hidráulica, notar o extravasamento do excesso do silicone, e o detalhe da pressão

23- Decorrido o tempo de prensagem e feita a abertura da mufla, o conjunto apresentou-se totalmente revestido pela camada de silicone de alta precisão para moldagem , adquirindo o mesmo aspecto de blindagem e o excesso formou uma película fina dispersa sobre o gesso (Figura 41).

Figura 41 - Aspecto físico do Silicone de alta precisão para moldagem revestindo o conjunto após a prensagem, notar a película dispersa sobre a mufla

24- Retirou-se o conjunto das peças, que agora se apresentou revestido por uma blindagem de silicone de alta precisão para moldagem, onde anteriormente era ocupada pela camada de cera. Uma linha mediana pode ser nitidamente observada delimitando o contorno da peça (seta) (Figura 42).

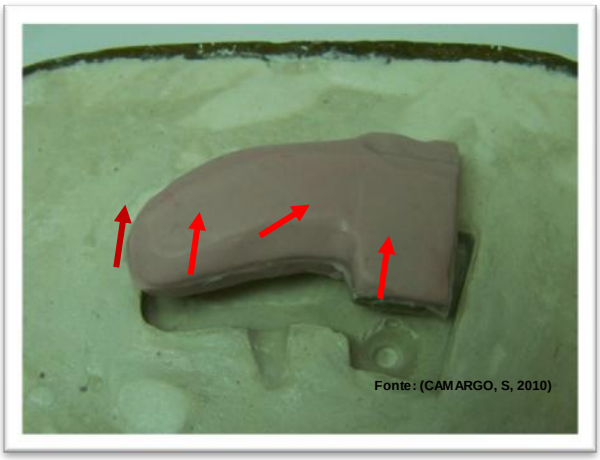


Figura 42 - Conjunto (dobradiça e cópia-prima) sob blindagem da camada de silicone de alta precisão para moldagem sendo retirado da mufla após a prensagem, notar a linha mediana indicada

25- O conjunto fechado (blindado) pelo silicone por condensação de alta precisão para moldagem foi aberto com auxílio de uma lâmina n°15 acoplada em bisturi n°3 e o operador orientou-se pela linha mediana para dividi-la (Figura 43).

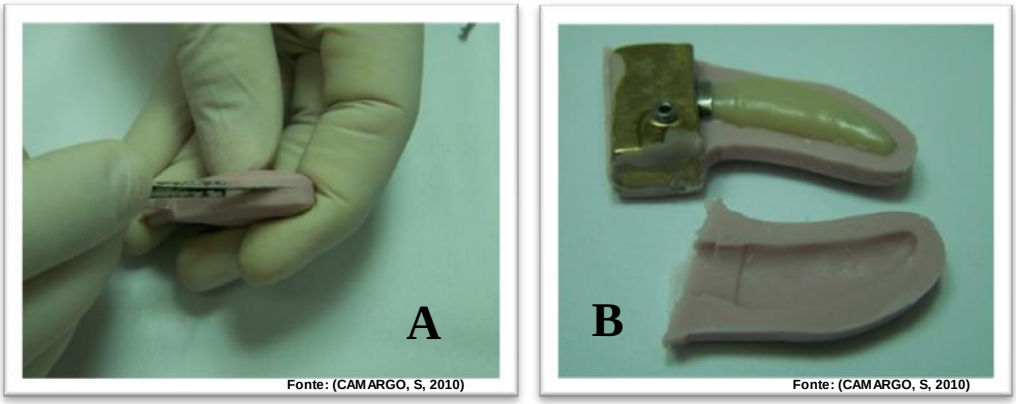


Figura 43 - O momento da divisão do conjunto blindado sendo guiado pela linha mediana (A) e após a separação (B)

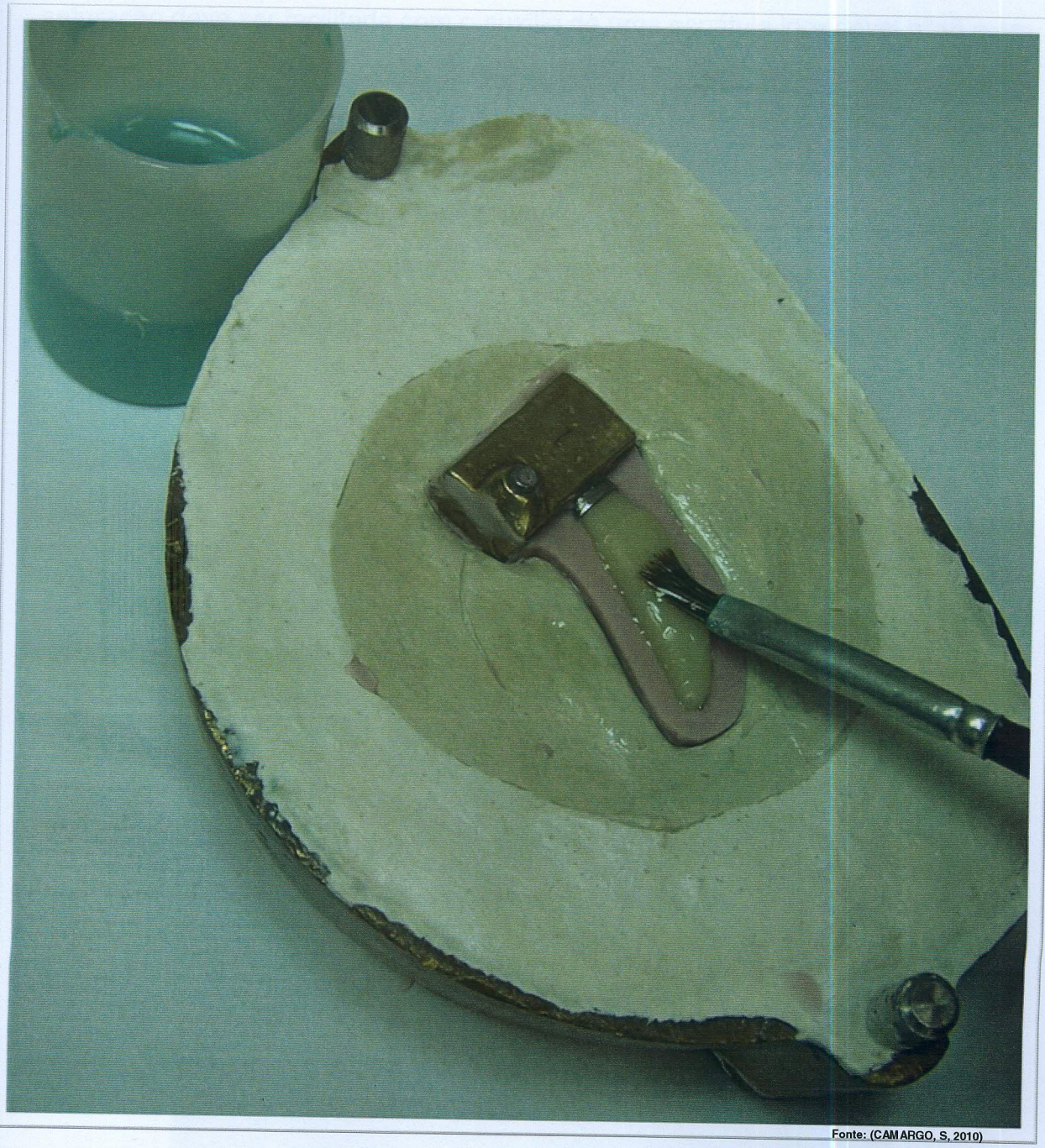
26- O conjunto posicionado após a divisão deixa visível as duas faces moldadas em silicone de alta precisão bem acopladas à mufla e contra-mufla (Figura 44).

Figura 44 - Mufla e contra-mufla com as respectivas metades do conjunto em silicone de alta precisão para moldagem

27- Nesta sequência obteve-se a substituição das partes em silicone de alta precisão para moldagem por resina acrílica quimicamente ativada Jet®[17] polimerizada sob pressão e temperatura pelo sistema termopneumatico-hidráulico. Um tipo

[17] Resina acrílica Jet® (Artigos Odontológicos Clássico Ltda – Campo Limpo - Paulista - SP - Brasil)

especial de isolante e desmoldante líquido denominado de Desmoljet®[18] foi aplicado para evitar qualquer aderência indesejada entre as partes em resina, e principalmente sobre a cópia-prima que foi mantida ocupando o molde o tempo todo (Figura 45).



Fonte: (CAMARGO, S, 2010)

Figura 45 - Demonstração da aplicação do desmoldante com auxílio de um pincel sobre toda a área do silicone para moldagem , da cópia-prima (dente de resina bisfenólica) e do gesso cujo objetivo foi o de formar uma película de isolamento

[18] Isolante desmoldante Desmoljet® (Aerojet Brasileira de Fiberglass ltda – São Paulo – SP – Brasil)

28- Nesta fase preparou-se a resina acrílica, com a mistura do monômero (líquido) com o polímero (pó) até a completa saturação, com o objetivo de formar uma massa que foi condensada na contra mufla. Um pote dappen de vidro recebeu a quantidade do monômero, seguida da porção correspondente de polímero. A saturação deve ser facilitada com o auxílio de uma espátula inoxidável n°36 e em seguida fechou-se o recipiente. A resina acrílica na fase plástica foi adaptada à superfície, onde todas as partes já haviam sido isoladas, e como medida de segurança uma pequena folha de papel filme foi adaptada, formou-se assim uma película divisória entre as muflas (Figura 46).

Figura 46 - Note a massa plástica (seta vermelha) sobre a área que recebeu a resina e na contra-mufla a película de papel filme adicionada por segurança ao conjunto

29- Rapidamente o conjunto foi fechado com uma prensagem imediata em prensa hidráulica graduada para uma pressão de meia tonelada e em seguida foi mantida fixa por uma placa para manutenção da pressão anteriormente aplicada denominada Geton e transferida para uma polimerizadora termopneumo-hidráulica na pressão estabelecida (50 libras) sob uma temperatura constante de 50°C durante 30 minutos. A polimerização orientada tem o objetivo de evitar porosidades e distorções de porções espessas para as porções menos espessas (Turano, Turano 2004; PHOENIX, 2005) (Figura 47).

Fonte: (CAMARGO, S, 2010)

Fonte: (CAMARGO, S, 2010)

Fonte: (CAMARGO, S, 2010)

Figura 47 - À esquerda a prensagem da mufla (A); o sistema de fixação do conjunto no detalhe (B) chamado de Geton e o conjunto acondicionado a uma pressão de 50 libras (circulo vermelho) e 50 °C de temperatura (circulo azul)por 30 minutos em polimerizadora termopneumo-hidráulica

30- Decorrido o tempo de espera, nova desmuflagem foi realizada, separando-se cautelosamente as partes (Figura 48); e o que se obteve foi uma face em resina acrílica polimerizada no sistema de polimerização termopneumo-hidráulico e uma face que permaneceu revestida com o silicone de moldagem de alta precisão, o verso do conjunto.

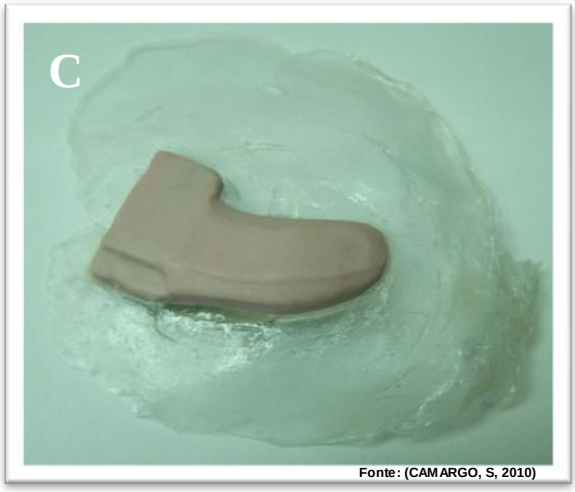


Figura 48 - Aspecto imediato após a abertura da mufla (A); detalhe da face polimerizada com resina acrílica (notar que é possível ver a face inferior em silicone de moldagem) (B); e aspecto da face ventral (ou verso) ainda com o Silicone de moldagem (C)

31- Para a última fase de polimerização da face que se apresentava fixa ao conjunto metálico (face inferior ou verso), retirou-se a porção do silicone de alta precisão e assim pode-se observar ranhuras aplicadas ao conjunto metálico para garantir a aderência da resina acrílica na base (Figura 49).

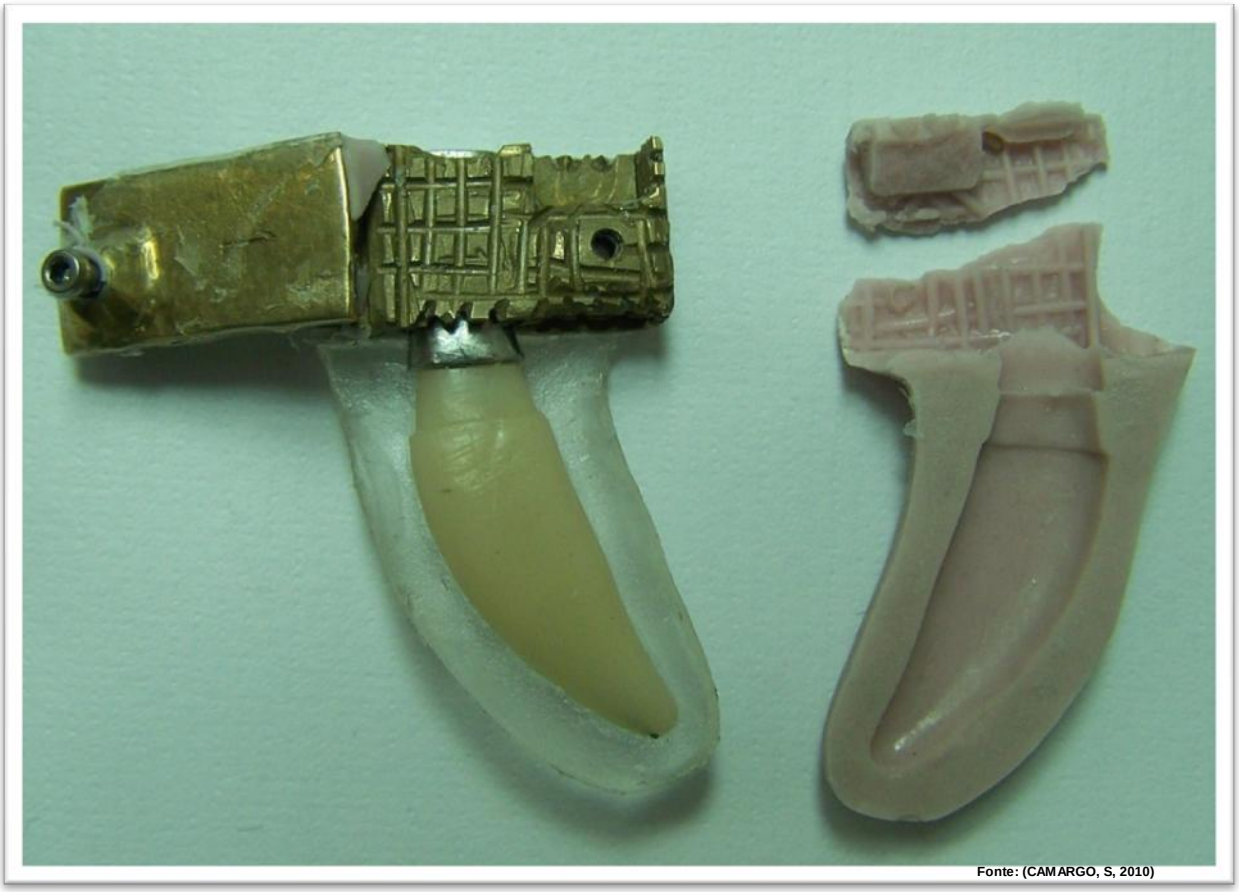


Figura 49 – Notar o aspecto físico de uma face em acrílico (face anterior) que acondicionou o modelo de resina acrílica com a cópia-prima e ao lado o revestimento de silicone de moldagem que foi retirado

32- Repetiu-se a aplicação do desmoldante em todas as peças, pois nesta fase houve um envolvimento físico extenso de resina sobre resina, ou seja a construção de outra face de resina acrílica esteve diretamente em contato com a face de resina que estava pronta e com a cópia-prima que também era de resina. Após a aplicação do desmoldante o tempo de secagem foi de 20 minutos, com a exposição das partes a uma fonte de luz incandescente com duas demãos do mesmo. Por segurança a dobradiça responsável pela abertura para retirada do núcleo foi revestida com o silicone para moldagem com o objetivo de impedir a

invasão da resina acrílica que sob alta pressão poderia penetrar nestes espaços (Figura 50).

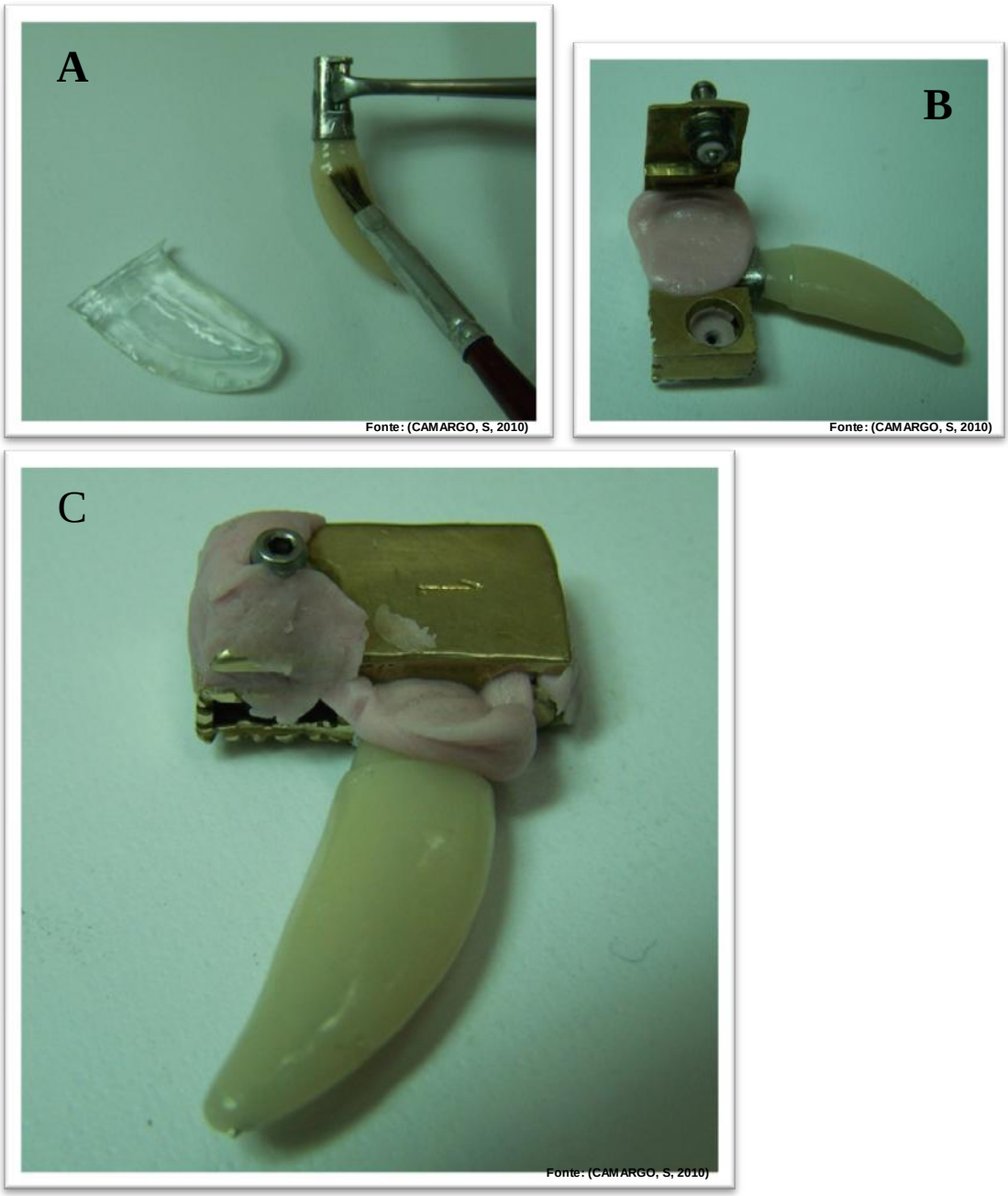


Figura 50 - Aplicação do desmoldante (A); Isolamento da face interna do conjunto metálico (B) e isolamento da articulação do sistema (C), com o silicone para moldagem para proteção,evitando a invasão de resina acrílica nestas partes

33- Depois de duas demãos e com o conjunto seco voltou-se a adaptá-lo na contra-mufla. Para esta ultima fase a face inferior do molde utilizou-se a aderência completa da resina com a estrutura metálica, para isto sulcos (seta azul) foram produzidos no metal que aumentaram a área de contato e retenção da resina

(Figura 51). O aspecto físico da estrutura, acondicionada na mufla é visto como a figura abaixo, onde nota-se o preenchimento do silicone para moldagem na área de articulação da dobradiça (seta branca) cujo o objetivo é de proteção do sistema de abertura; notar ainda as sulcos adaptadores produzidos na face de resina do molde (seta amarela) e o sulco para extravasamento do excesso no molde de gesso (seta vermelha) (Figura 51).

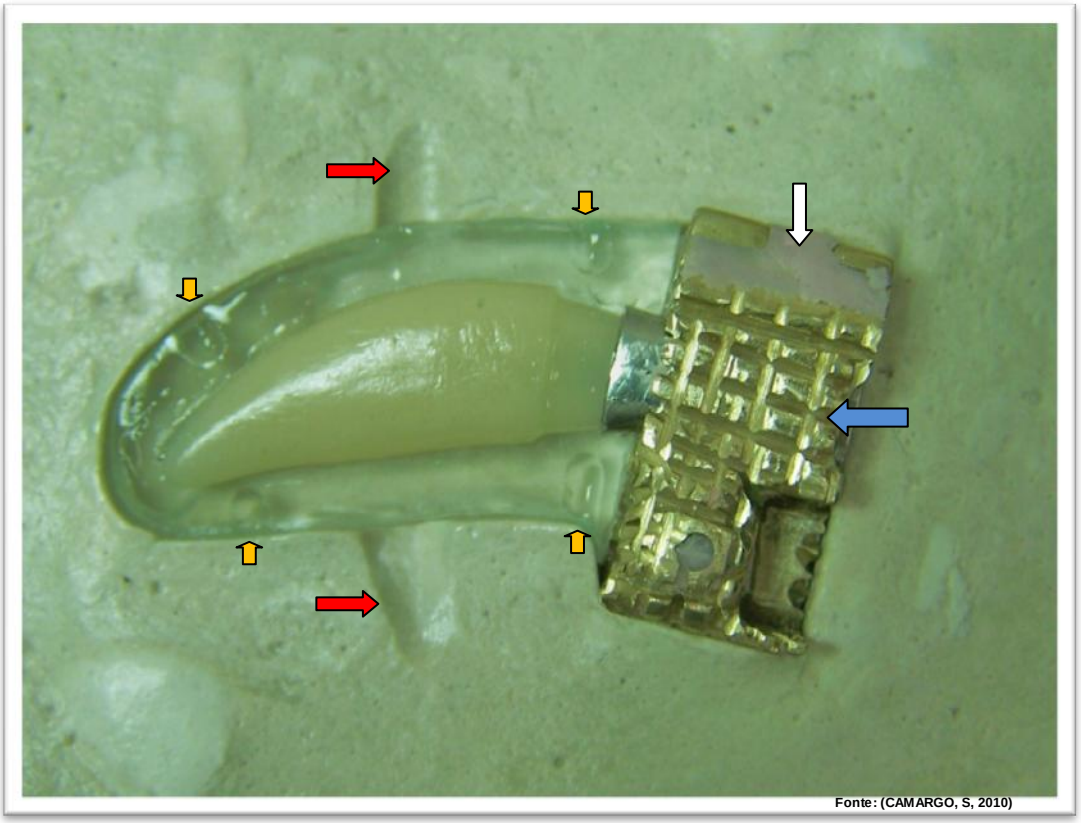


Figura 51 – Apresentação do conjunto com a face superior em acrílico pronto; notar o isolamento da dobradiça com silicone de alta precisão para moldagem (seta branca); os sulcos de retenção para a melhor aderência do acrílico (seta azul), os sulcos para escoamento (seta vermelha); os sulcos para adaptação das partes em acrílico (seta amarela)

34- A resina em sua fase plástica foi posicionada para preencher toda a extensão do conjunto e por medida de segurança adicionou-se uma camada de papel filme (plástico) (Figura 52).

Figura 52 Após posicionar a resina em sua fase plástica, a mufla foi novamente montada; notar o uso da película do filme para proteção

35- Repetiu-se a sistemática de prensagem para extravasamento do excesso e assim assegurar o total preenchimento para compor o molde, seguido da polimerização sob pressão de 50 libras em polimerizadora termopneumo-hidráulica e sob temperatura constante de 50°C durante 30 minutos. Após este ciclo nova desmuflagem foi realizada (Figura 53).

Figura 53– Após a desmuflagem observou-se o conjunto totalmente moldado em acrílico, e uma película acrílica espalhada sobre o gesso da mufla

36- Retirou-se o conjunto da mufla, realizou-se acabamento com uma usinagem delicada utilizando-se uma broca fresada acoplada em micro-motor. Com este procedimento obteve-se um aspecto de translucidez da peça em resina acrílica (Figura 54).

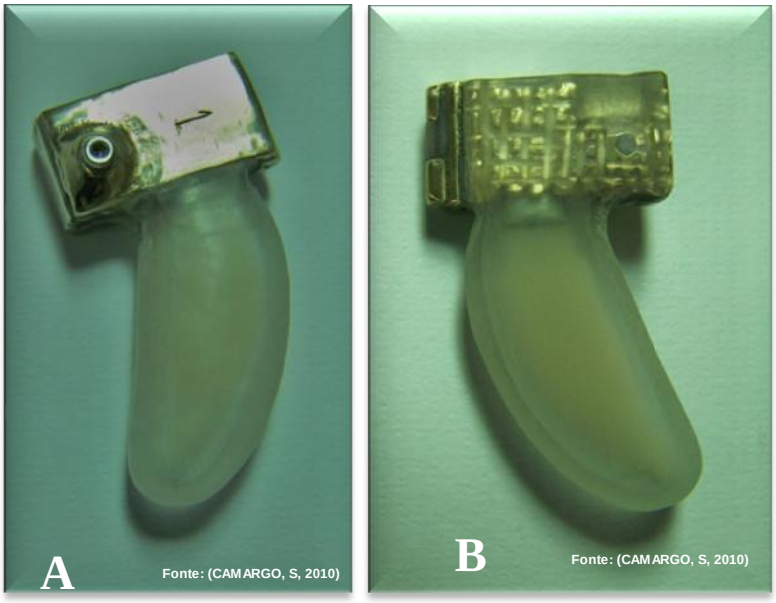


Figura 54 - Face superior (A) e face inferior (B), notar o acrílico incorporado à dobradiça para dar sustentação ao conjunto e a translucidez após a usinagem

37- Para um acabamento final um polimento com escova n°10 e pedra pomes com adição de água, foi aplicado seguido por outro polimento com branco Espanha, com cone de feltro nos locais mais difíceis; tornando evidente a transparência do acrílico (Figura 55).

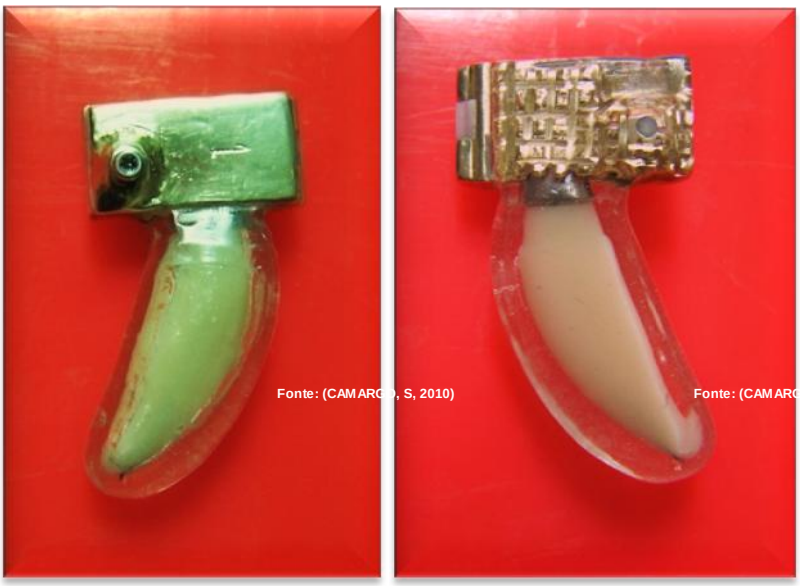


Figura 55 - Aspecto físico, face superior (A) e inferior (B) após o polimento. Notar a cópia-prima fazendo parte da estrutura montada do molde de resina acrílica

5.6 CONSTRUÇÃO DAS RÉPLICAS EM RESINA COMPOSTA FOTOPOLIMERIZÁVEL

38- Com o dente natural representado por uma cópia-prima obteve-se o molde em resina acrílica transparente para construção das réplicas. Com o molde de resina acrílica pronto, pôde-se concluir o objetivo deste estudo que foi o de obter dentes artificiais em resina composta fotopolimerizável. Nesta sequência dedicou-se a demonstração do mecanismo utilizado para a obtenção das réplicas em resina composta. Todos os passos iniciaram-se com a aplicação do desmoldante liquido sobre as partes em acrílico, pino intrarradicular (metal) e as demais partes metálicas da dobradiça. O uso do desmoldante foi fundamental para assegurar sucesso na obtenção da réplica (Figura 56).

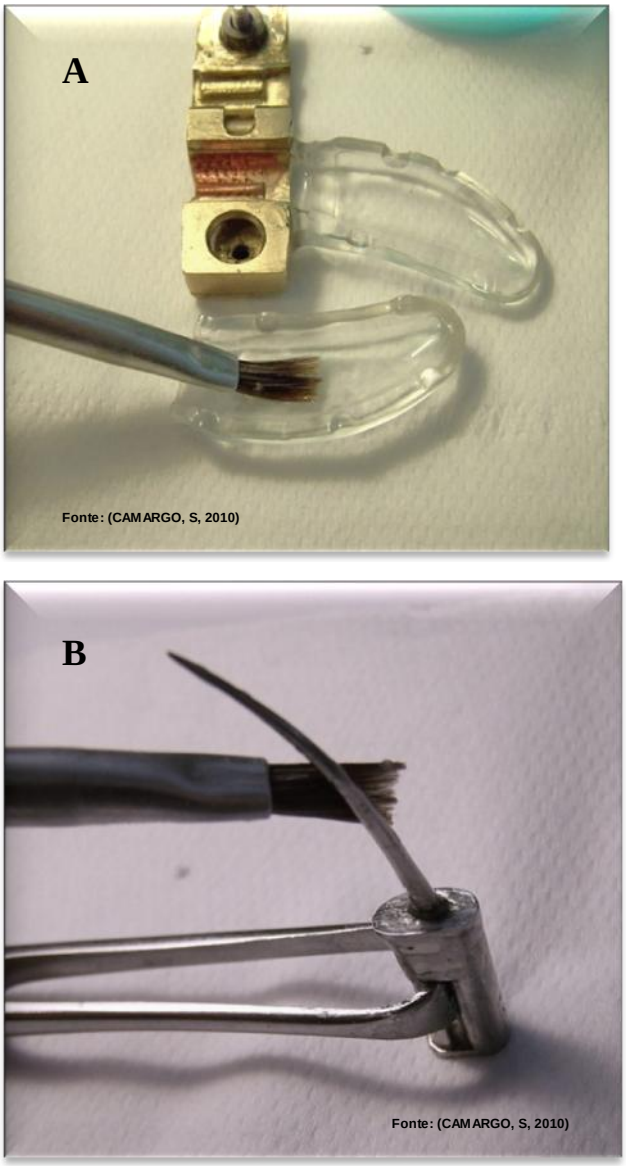


Figura 56 - Aplicando o isolante desmoldante sobre o acrílico (A), e sobre o pino (B)

39- A resina fotopolimerizável empregada neste estudo foi a TPH espectrum da Dentsply®[19] lote 2 108748, cor A2. Para retirar-se uma porção de resina da seringa, com 2 cm de comprimento aproximadamente, torceu-se o êmbolo no sentido horário, e dispensou-se a mesma diretamente sobre a base acrílica auxiliado por uma espátula plástica para resina composta (Jon®[20]). A técnica de incrementos não foi aplicada, pois desejou-se uniformidade do material a ser polimerizado. Caso fosse aplicada a técnica de incrementos conforme a recomendação do fabricante possíveis linhas de fragilidade seriam formadas. Outra razão refere-se a polimerização empregada que foi única e simultânea por todos os lados do conjunto (superior e inferior, laterais direita e esquerda, frente e verso). Demonstrou-se aqui a acomodação da resina sobre a parte inferior do molde em acrílico (Figura 57).

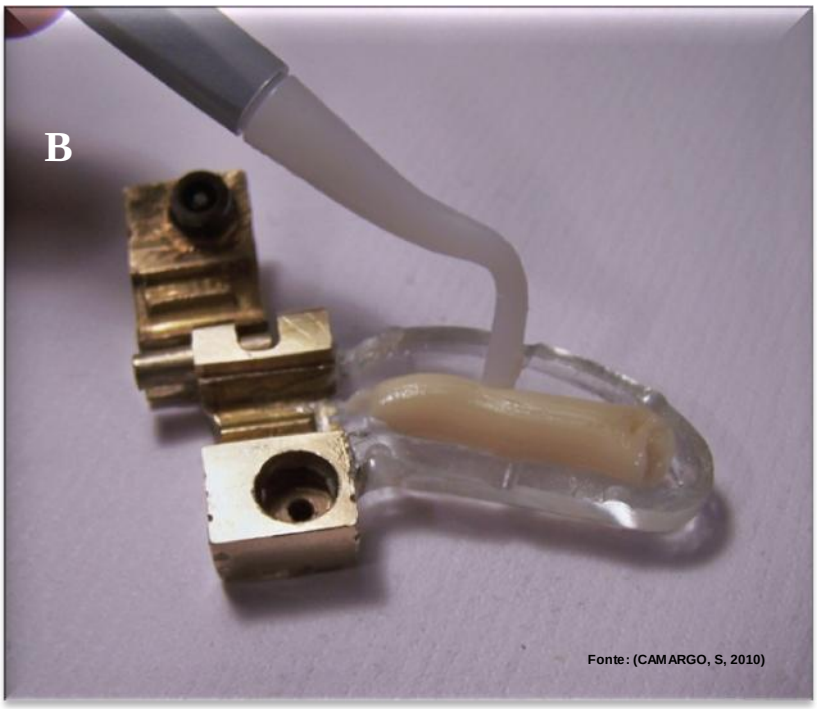
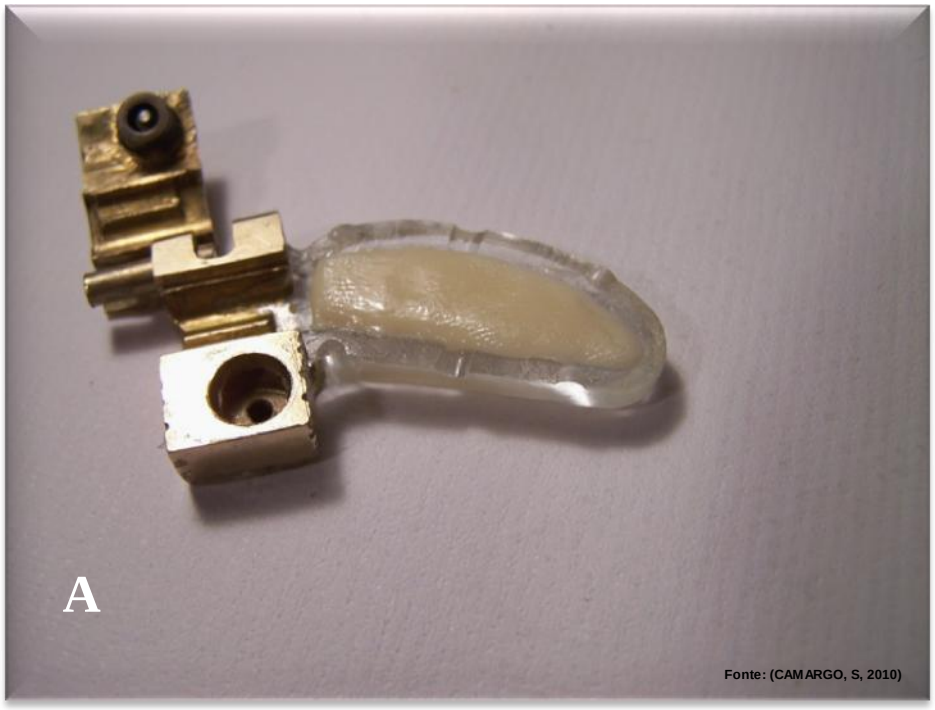


Figura 57 - A resina sendo retirada da seringa (A) e adaptada em toda a extensão da calha acrílica (B)

[19] TPH spectrum® (Dentsply Ind. Com. Ltda Petrópolis – RJ – Brasil)
[20] Espátulas plásticas Jon® (Jon Ind. Instrumentos Odontológicos – São Paulo- SP – Brasil)

40- Com a utilização da espátula plástica para resina fotopolimerizável , o segmento resinoso do produto foi dispensado e o material distendido e acondicionado sobre o leito do acrílico. Seguiu-se com um imediato posicionamento do pino, indispensável para dar forma ao canal radicular da réplica (Figura 58).



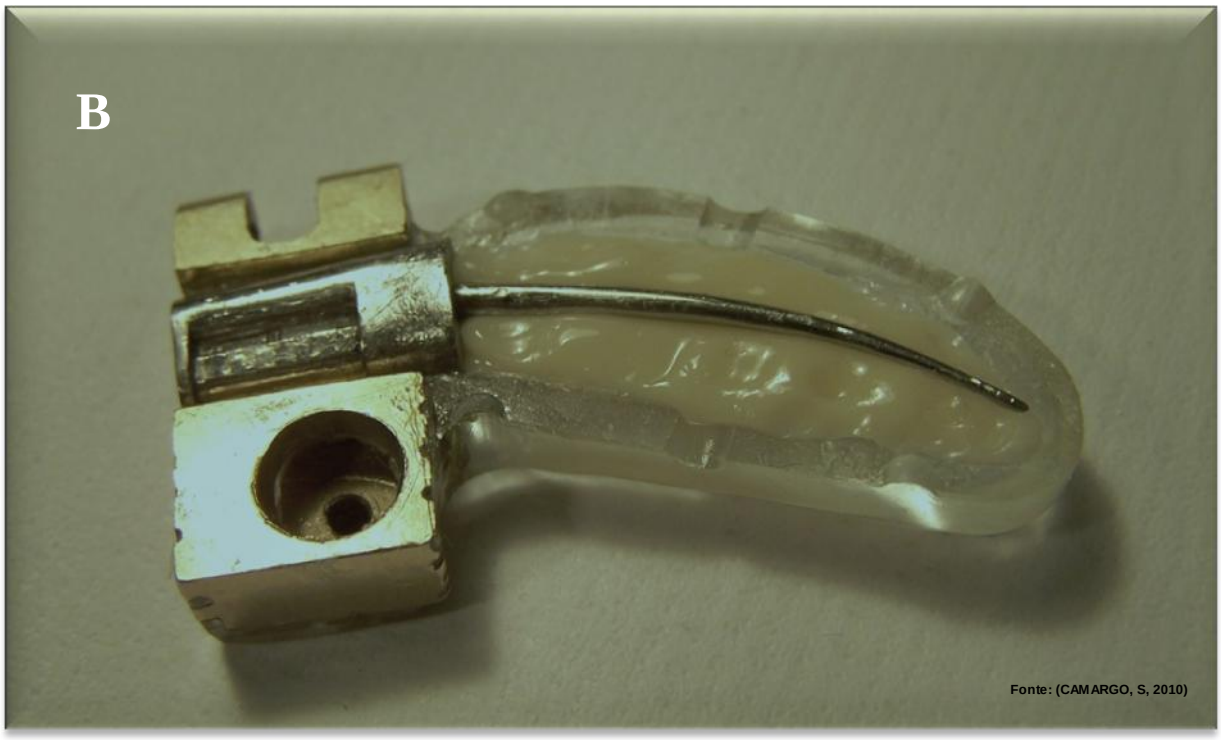


Figura 58 - Molde inferior com a resina totalmente acomodada (A); e com a sobreposição do pino para formar o canal radicular (B)

41- Um novo preenchimento complementar (com 1 cm de comprimento) foi dispensado sobre a extensão do pino intrarradicular para seu total recobrimento (Figura 59).

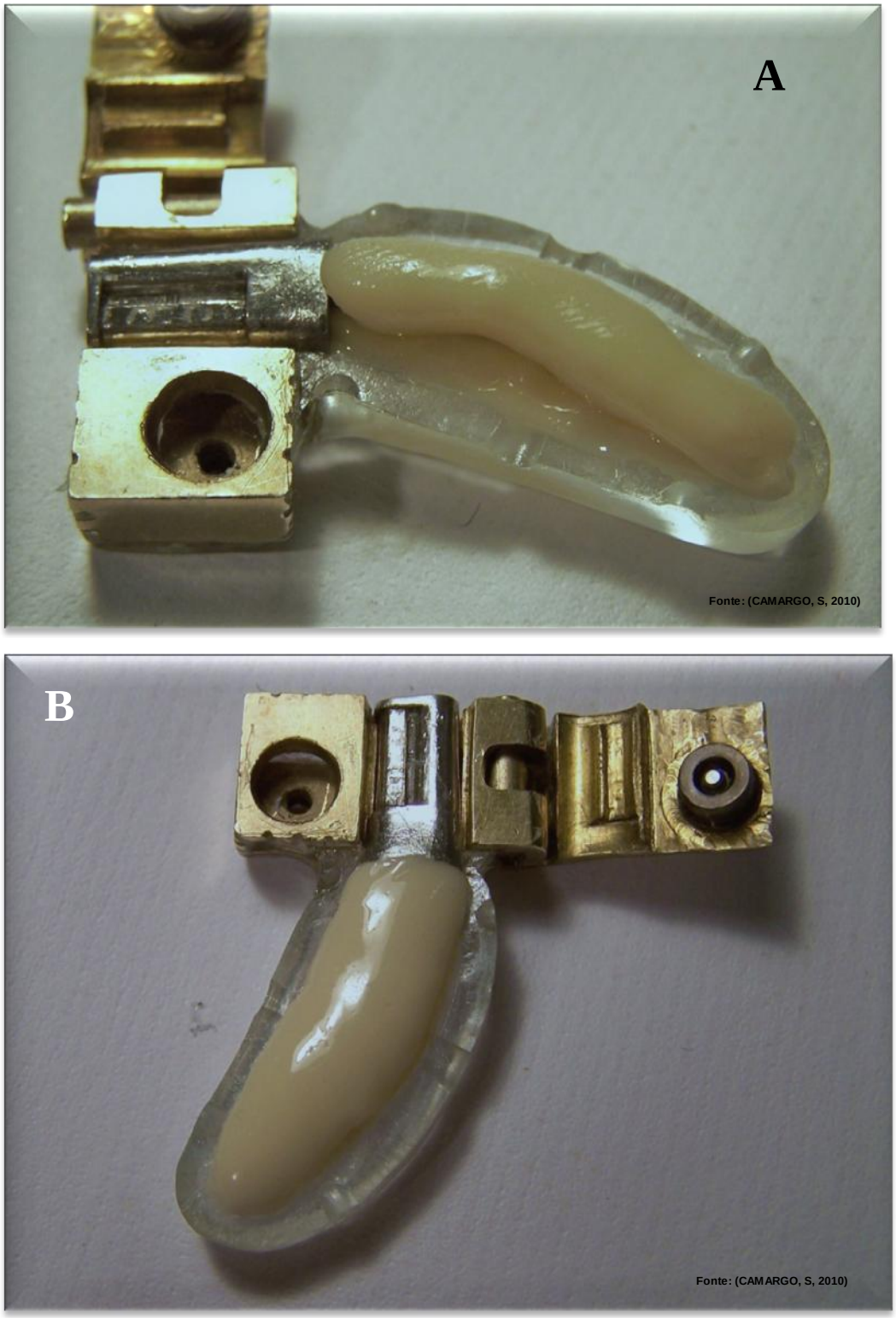
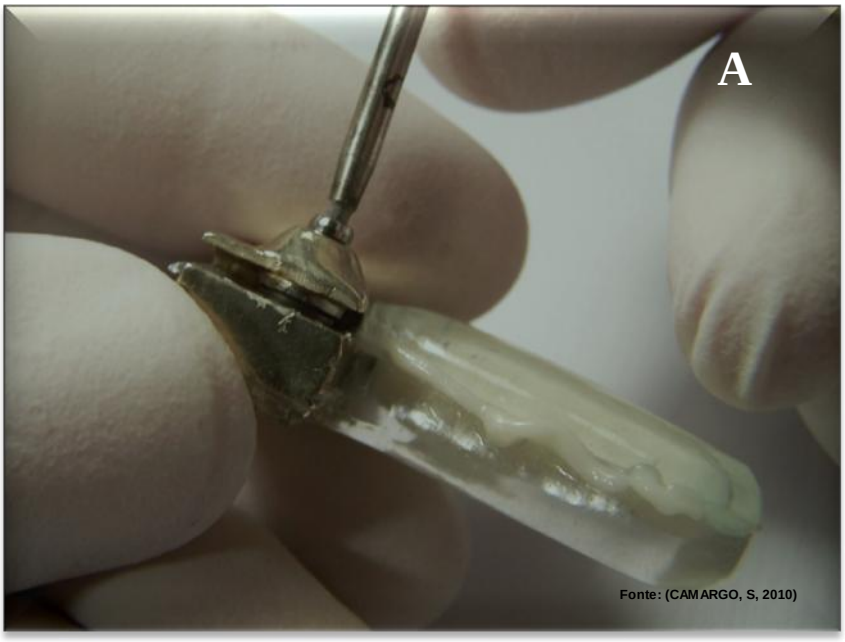


Figura 59- Resina complementar sobre o pino instalado na face inferior (A) e aspecto final após a acomodação da resina (B)

42- Com a massa de resina composta disposta homogeneamente, adaptou-se à calha acrílica complementar (superior), e sob pressão e procedeu-se a fixação do fecho na dobradiça de metal.Com a pressão digital forçou-se a saída do excesso de resina pelo escape (Figura 60).



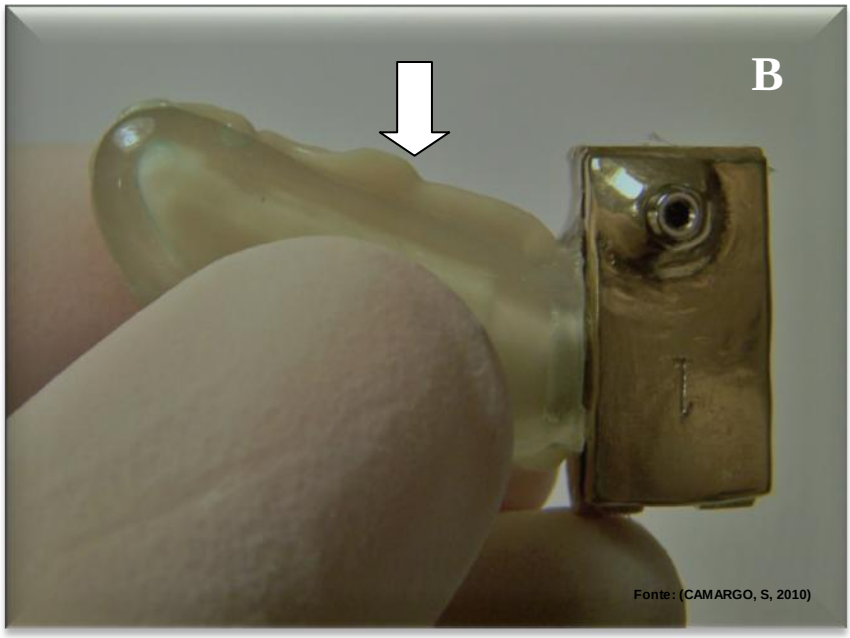


Figura 60 - Fixação do parafuso na dobradiça com a chave, para manter o núcleo e o pino posicionados (A); pressão digital sobre o acrílico para escape do excesso da resina e garantir o preenchimento com a resina em toda a extensão do molde (seta branca) (B)

43- As partes acrílicas do molde totalmente preenchido com a resina composta, foram envolvidas por um bloco de resina acrílica, previamente construída com a finalidade de proteger o molde de uma provável fratura por compressão excessiva pelo uso contínuo. Uma morsa pequena foi utilizada com o objetivo de segurar as partes acrílicas durante o processo de polimerização. Seus mordentes foram revestidos com uma camada de esparadrapo para fornecer proteção sobre todo o bloco também em acrílico. Um ajuste da morsa, com pressão moderada sobre as partes acrílicas teve o objetivo de expulsar novamente o excesso de resina composta e garantir que não se formassem bolhas durante o processo de construção. O conjunto do molde mantido fixo facilitou a polimerização (Figura 61).

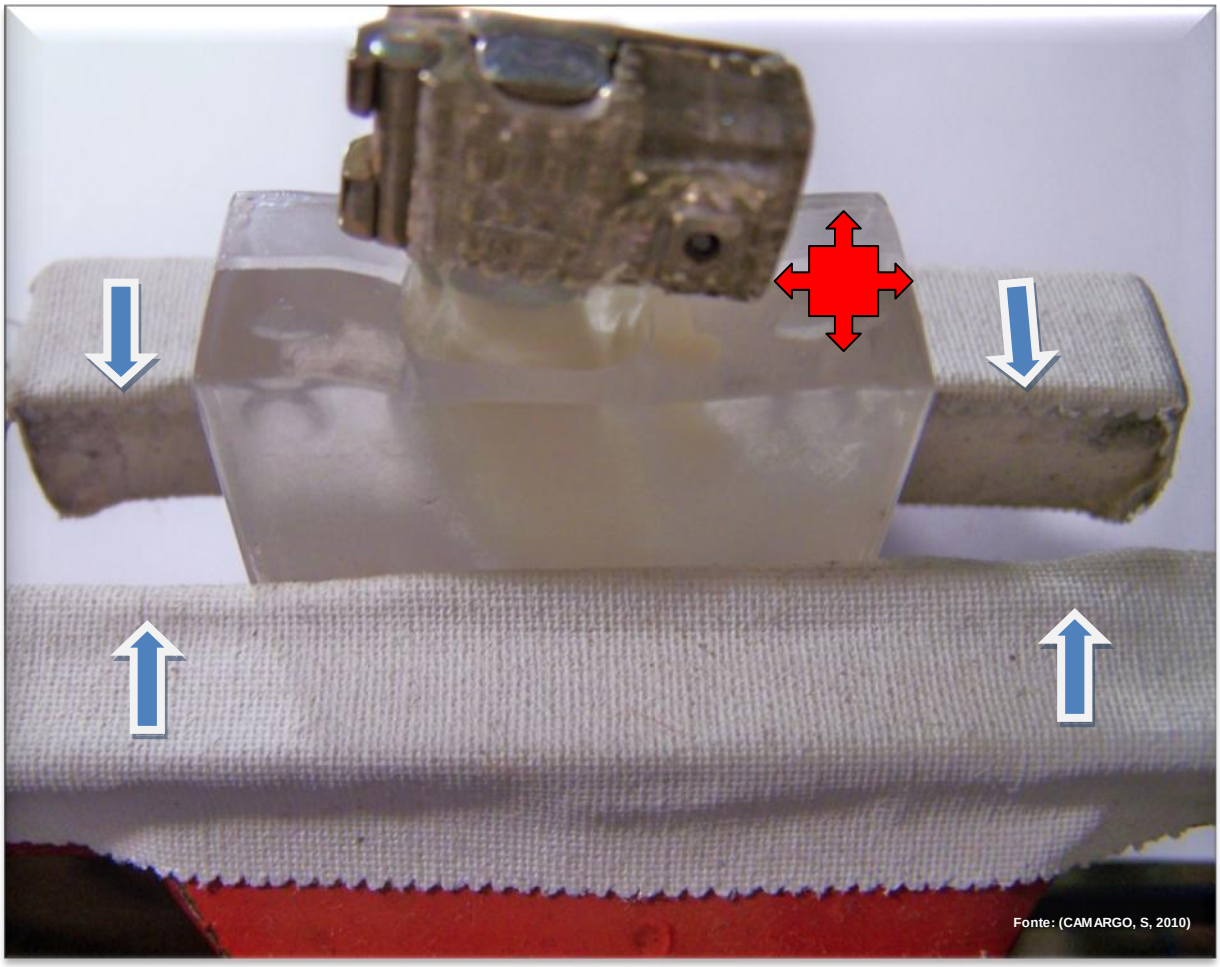


Figura 61 - Posicionamento e fixação do conjunto com pressão pela morsa (setas azuis-brancas); notar o bloco de resina acrílica transparente que envolve as partes do molde em acrílico e evitam sua deformação, ou fratura pelo uso contínuo (seta vermelha)

5.7 POLIMERIZAÇÃO PELA LUZ AZUL

A fotopolimerização sobre o molde teve o objetivo de atingir a massa de resina composta das réplicas; e o aparelho utilizado foi o Ultralux, um periférico da Dabi-Atlante®[21] com as ponteiras aplicadas simultaneamente em posição lateral, esquerda e direita, frontal e posterior, ou frente e verso do sistema; superior e inferiormente, em uma sequência tríplice. Em seguida após a desmontagem do molde e retirada da réplica, a mesma foi submetida a nova polimerização com o pino intrarradicular ainda sendo mantido acoplado.

44- Com todo o conjunto fixado pela morsa, a polimerização simultânea foi aplicada pelas laterais, superior e inferior com a utilização de dois aparelhos de fotopolimerização Ultralux da Dabi-Atlante® (Figura 62)

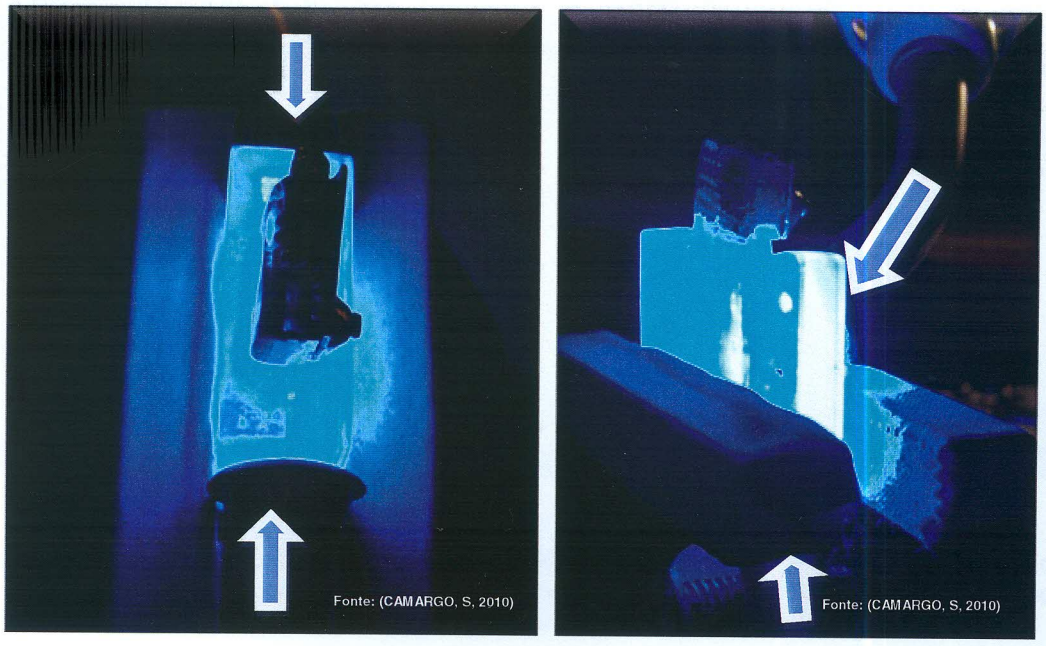


Figura 62-- Aplicação simultânea de fotopolimerizador Ultralux Dabi-Atlante®; lateralmente (A) e superior e inferior (B); as setas indicam a orientação do posicionamento das ponteiras

[21] Fotopolierizador Ultralux (Dabi-Atlante Inds. Médico Odontológicas Ltda – Ribeirão Prêto – SP – Brasil)

45- Terminada a sequência de fotopolimerização simultânea retirou-se a pressão da morsa que sustentava o acrílico de proteção do molde e procedeu-se a desmontagem das partes do molde, para retirada da réplica. Todo o sistema foi cuidadosamente desmontado, evitando-se fraturas e danos tanto na réplica, quanto no molde de acrílico que deverá ser preservado ao máximo. Nesta sequência, com o suporte protetor de acrílico que impedia a compressão exagerada do molde de acrílico, pôde-se observar os pinos de segurança do suporte (setas brancas). Uma película protetora com as rebarbas que se estendiam pelas bordas do molde também foi observado, e finalmente o momento em que se desalojou a réplica do seu molde (Figuras 63, 64,65,66).

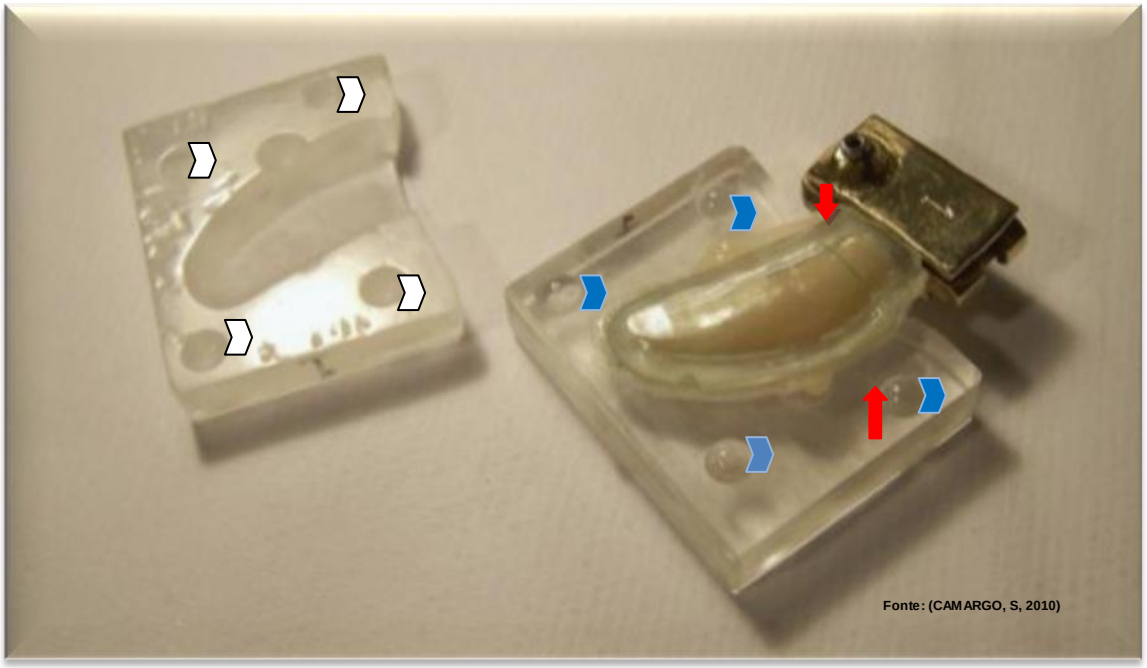


Figura 63 - Veja o suporte protetor desmontado, notar os sulcos de encaixe (setas brancas), os pinos de proteção (setas azuis); observar o molde ainda encaixado e os pequenos excessos que extravasaram após a prensagem (seta vermelha)

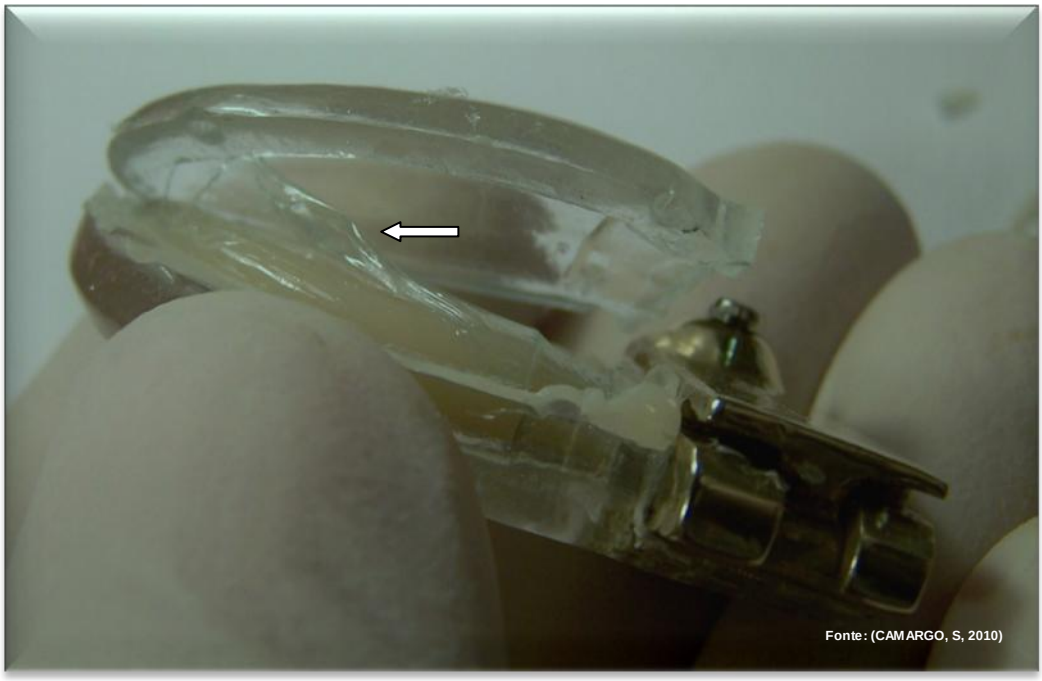


Figura 64 - Com cuidado o acrílico superior foi deslocado, notar a formação da película de isolamento (seta) que facilitou a separação entre as partes, e impediu a reação por contato da resina composta da réplica com o acrílico do molde

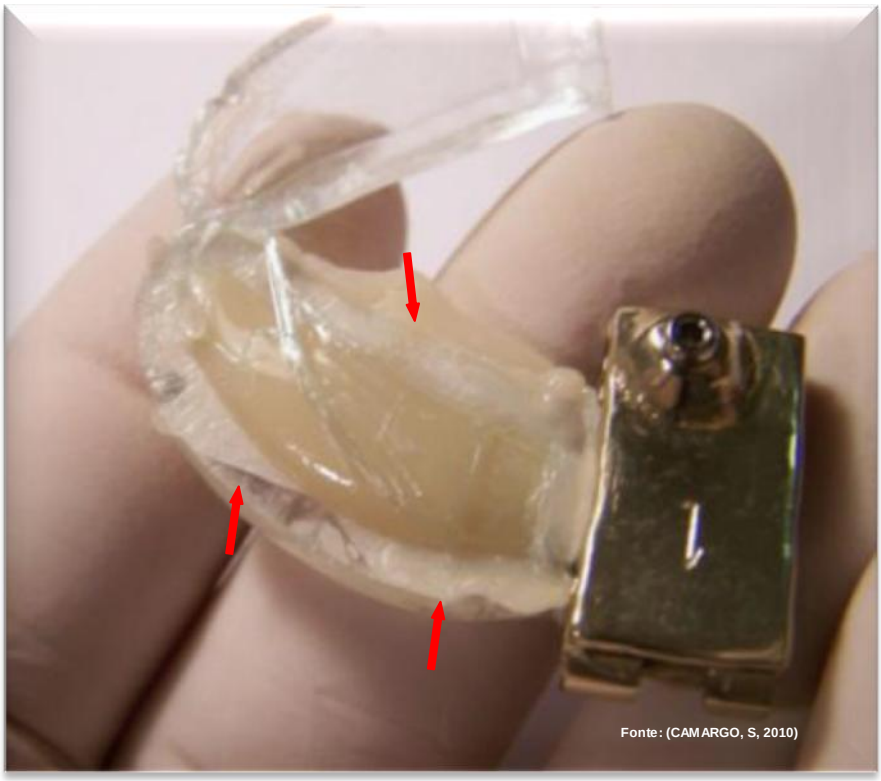


Figura 65 - Cuidadosamente os excessos foram retirados da borda do molde de acrílico (seta vermelha).

Figura 66 - Momento da abertura do fecho da dobradiça de fixação e deslocamento da réplica da face inferior do acrílico

46- Cautelosamente o pino foi retirado da cópia com tração contínua até o deslocamento do conjunto núcleo e pino (Figura 67).

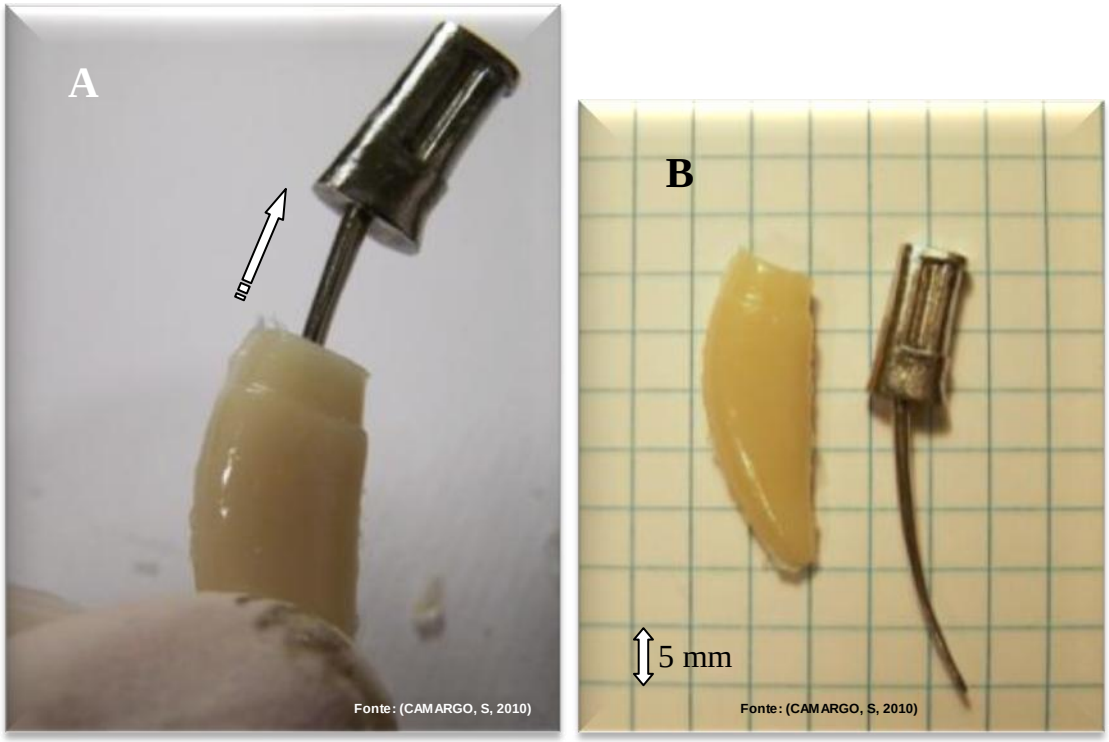


Figura 67 - Retirada do pino por tração contínua (A) e após o total deslocamento do pino da réplica (B)

47- Utilização da caixa de espelhos: todas as faces internas de uma pequena caixa foram revestidas com placas de espelho coladas nas laterais e na tampa; uma abertura em meia lua, superior na tampa permitiu a introdução da ponteira do aparelho fotopolimerizador que foi direcionado para o interior da caixa de espelhos. As paredes, pelas propriedades de reflexão do espelho, refletiram a luz em todas as direções, atingindo as superfícies da réplica, decorrente de uma nova polimerização. Com a caixa de espelhos a polimerização de repetição devia acontecer antes de desalojar a réplica do molde e antes e depois de se retirar o pino da réplica obtida (Figura 68).

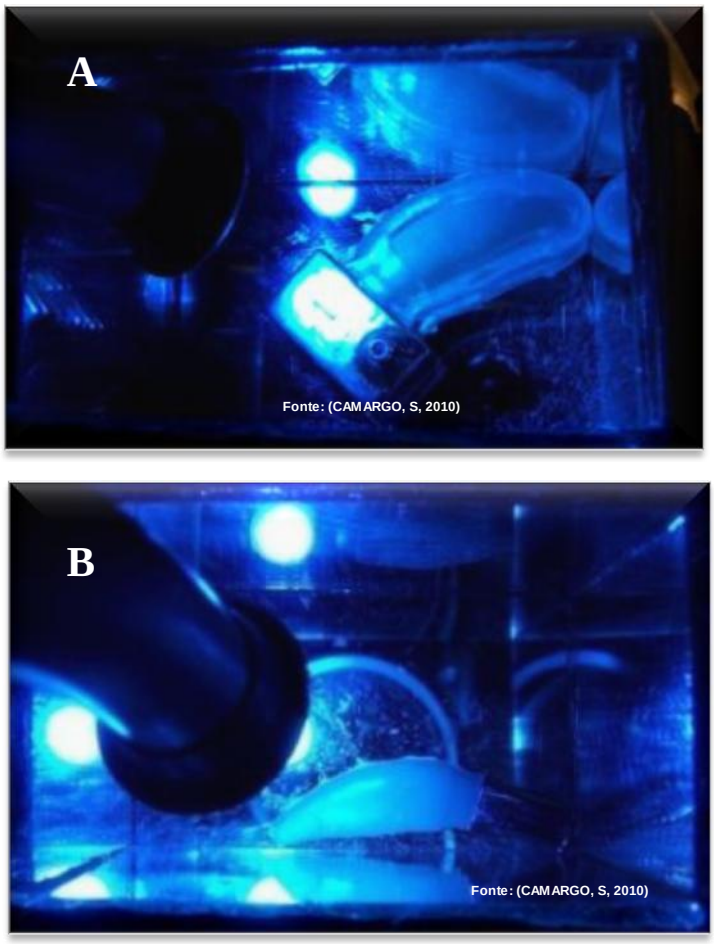


Figura 68 - Sequência de nova polimerização das cópias mantidas dentro da caixa de espelhos e um novo acionamento do fotopolimerizador. Demonstração com a tampa aberta para a visualização do molde (A) e da réplica (B) sob ação da luz, com o pino-núcleo retirado

5.8 USINAGEM E ACABAMENTO

48- Todas as réplicas foram submetidas a um processo de acabamento denominado de usinagem de finalização com uma fresa 9101 (Dedeco®)[22] para peça de mão de baixa rotação acoplada em micro motor com ponta reta da marca Dabi-Atlante®[23] cujo objetivo foi o de retirar as aparas de resina e dar uniformidade a mesma (Figura 69).

Figura 69 - Momento da usinagem com auxílio de broca fresada acoplada em micro motor da marca Dabi-Atlante®.

5.9 ANÁLISE RADIOGRÁFICA DAS RÉPLICAS

Todas as réplicas foram avaliadas radiograficamente. Com o exame radiográfico pôde-se observar a similaridade de radiopacidade, com um nítido

[22] Fresa PM Carbide Dedeco® (Conneodonto Ind.e Com. Prod.Odontologico EPP – São Paulo – SP – Brasil)
[23] Micro-motor Dabi® ((Dabi-Atlante Inds. Médico Odontológicas Ltda – Ribeirão Prêto – SP – Brasil)

contorno do canal radicular, e o detalhamento do preparo cirúrgico do remanescente coronal sob simulação de fratura.O exame radiográfico teve importância na qualificação e controle de qualidade da réplica. Com o exame radiográfico pôde-se observar os seguintes critérios: 1- similaridade de radiopacidade; 2- nítido contorno do canal radicular; 3- detalhamento do preparo cirúrgico do remanescente coronal sob simulação de fratura; 4-presença ou ausência de bolha de ar ;5- mesmo posicionamento do canal radicular no ápice radicular em todas as réplicas

49- Com aparelho de radiografia odontológico Espectro 70X Eletronic (Dabi Atlante®)[24] realizou-se exame radiográfico, além dos critérios estabelecidos; pôde-se avaliar algumas falhas na construção, provavelmente bolhas. Há outros pontos visíveis: são os artefatos de revelação; localizados na face superior e inferior direita; e também de identificação do posicionamento da película radiográfica na face inferior esquerda (Figura 70).

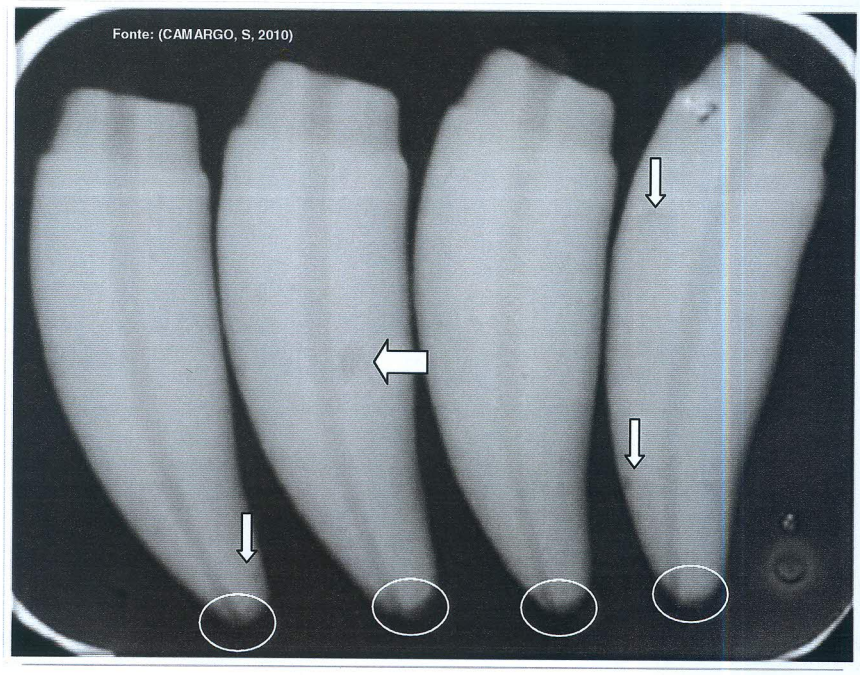


Figura 70 - Apresentação radiográfica de réplicas escolhidas aleatoriamente, notar falha na construção (seta) e artefatos de revelação no canto superior e inferior direito e ponto de identificação para posicionamento da película radiográfica.na porção inferior esquerda; mesmo posicionamento do canal radicular no ápice radicular (círculo)

[24] Spectro 70X Eletronic® (Dabi-Atlante Inds. Médico Odontológicas Ltda – Ribeirão Prêto – SP – Brasil)

6 RESULTADOS

Para este trabalho especificamente os resultados foram sendo obtidos de acordo com o próprio desenvolvimento da sequência, quando cada um deles representou, por vezes, o ponto de partida para o passo seguinte. Eles serão apresentados sequencialmente em tópicos com sua descrição para entendimento da relevância de cada um.

6.1 *CÓPIA-PRIMA*

Apresenta-se um comparativo entre o dente natural e a cópia-prima na figura 71. Na figura 72 observa-se que o dente e a sua cópia-prima estão sobrepostos, para demonstrar a similaridade de cópia. Nas figuras 73 e 74, mostra-se a face palatina e vestibular.

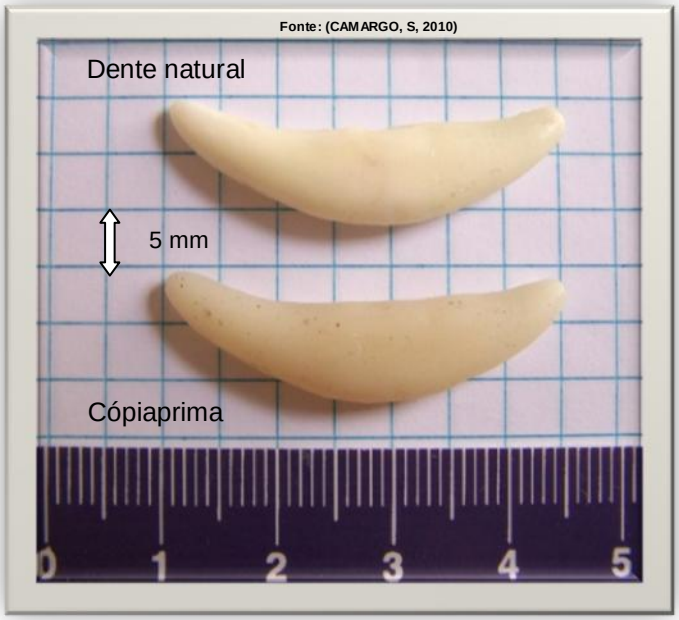


Figura 71 – Apresentação do dente original (superior) e cópia-prima - face vestibular (104) (inferiormente)

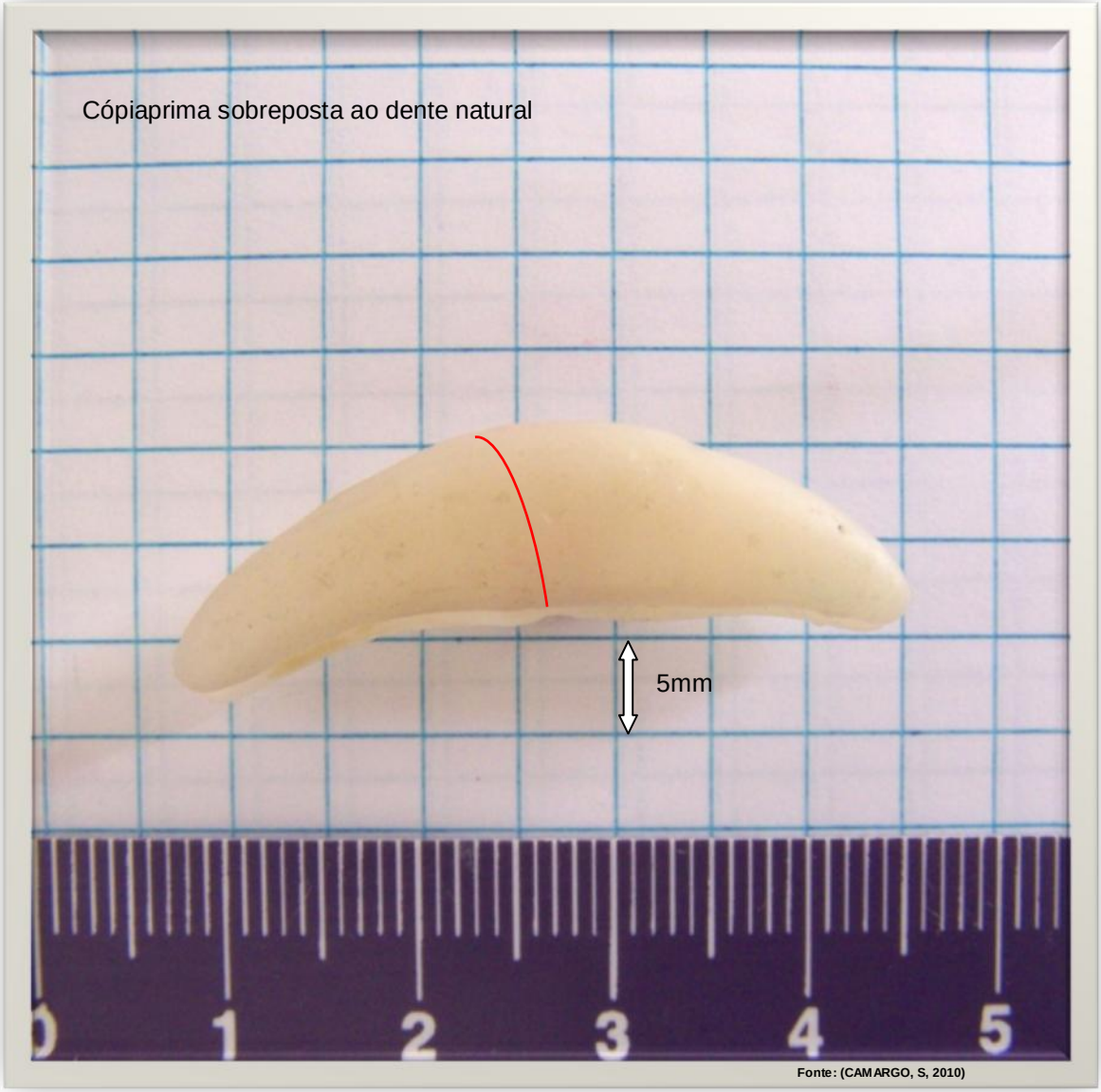


Figura 72- Sobreposição da cópia-prima sobre o dente natural, para comparativo da similaridade de cópia; notar que é possível observar o contorno do elemento dental 104 posicionado abaixo da cópia-prima; a linha vermelha determina o posicionamento da junção amelo-cementária

Figura 73 – Face palatina da cópia-prima.

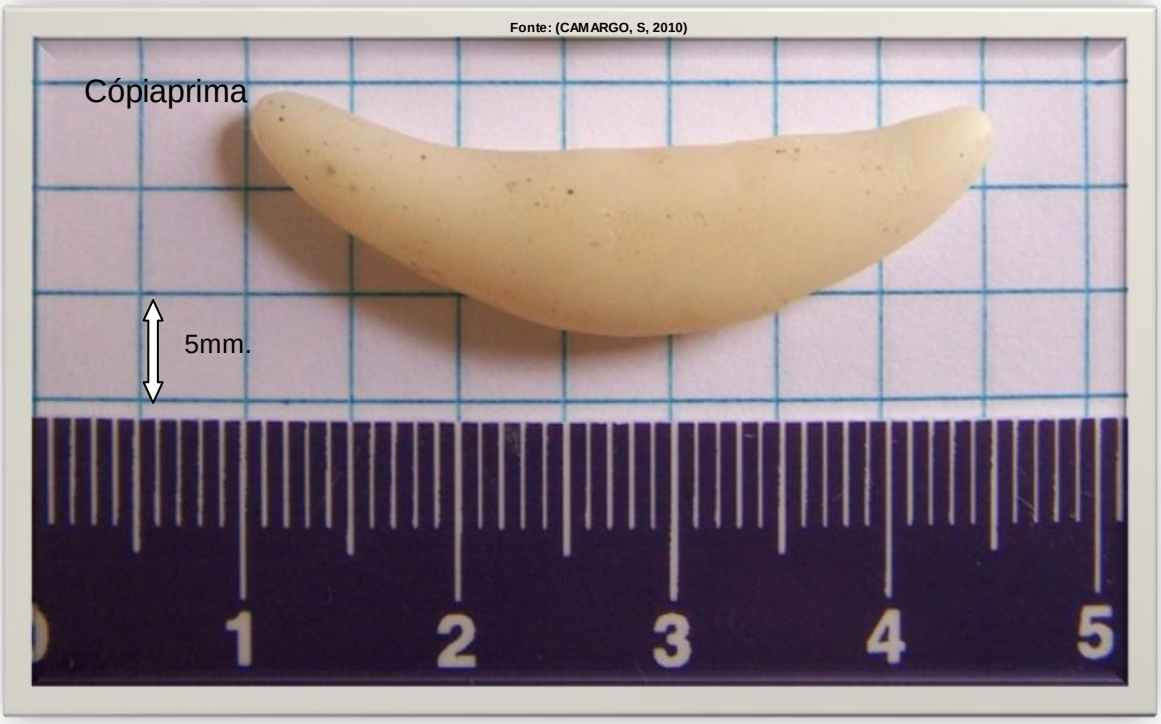


Figura 74 - Face vestibular da cópia-prima

Na tabela 4, demonstram-se as medidas referentes a cópia prima.

Tabela 4 – Medidas em milímetros da cópia prima

MEDIDAS	Cópia-prima (mm)
Comprimento*	34,58
Porção distomesial	8,83
Porção palatovestibular	5,08

*medida obtida desde a extensão da coroa ao ápice radicular

Na tabela 5 são relatadas as medidas comparativas entre o dente original e a cópia-prima.

Tabela 5 Medidas em milímetros comparativas entre o dente original e a cópia-prima

	Dente original (mm)	Cópia-prima (mm)
Comprimento*	34,54	34,58
Porção distomesial	8,79	8,83
Porção palatovestibular	4,95	5,08

*medida obtida desde a extensão da coroa ao ápice radicular

6.2 CANAL RADICULAR AXIAL

Após a secção transversal da porção coronal 3 mm acima da junção amelo-cementária pode-se identificar o canal radicular axial medialmente posicionado, na porção coronal (remanescente) da cópia-prima (Figura 75).

Figura 75 – Cópia-prima seccionada transversalmente, 3 mm acima da junção amelocementária, demonstrando o canal radicular axial medialmente posicionado.

6.3- MOLDE DO CANAL RADICULAR

O molde do canal radicular foi obtido em silicone fluido reproduzindo a forma do canal radicular (Figura 76).

Figura 76- Notar a forma semicircular reproduzida pelo silicone, do canal radicular

6.4 PINO INTRARRADICULAR

O núcleo com o pino intrarradicular (Figura 77).

Figura 77 - Aspecto físico do pino intrarradicular com núcleo após fundição

6-5 O CONJUNTO BLINDADO EM CERA

Com a sequência de montagem o primeiro resultado foi o conjunto blindado em cera, cuja apresentação em duas faces pode ser vista na figura 78.

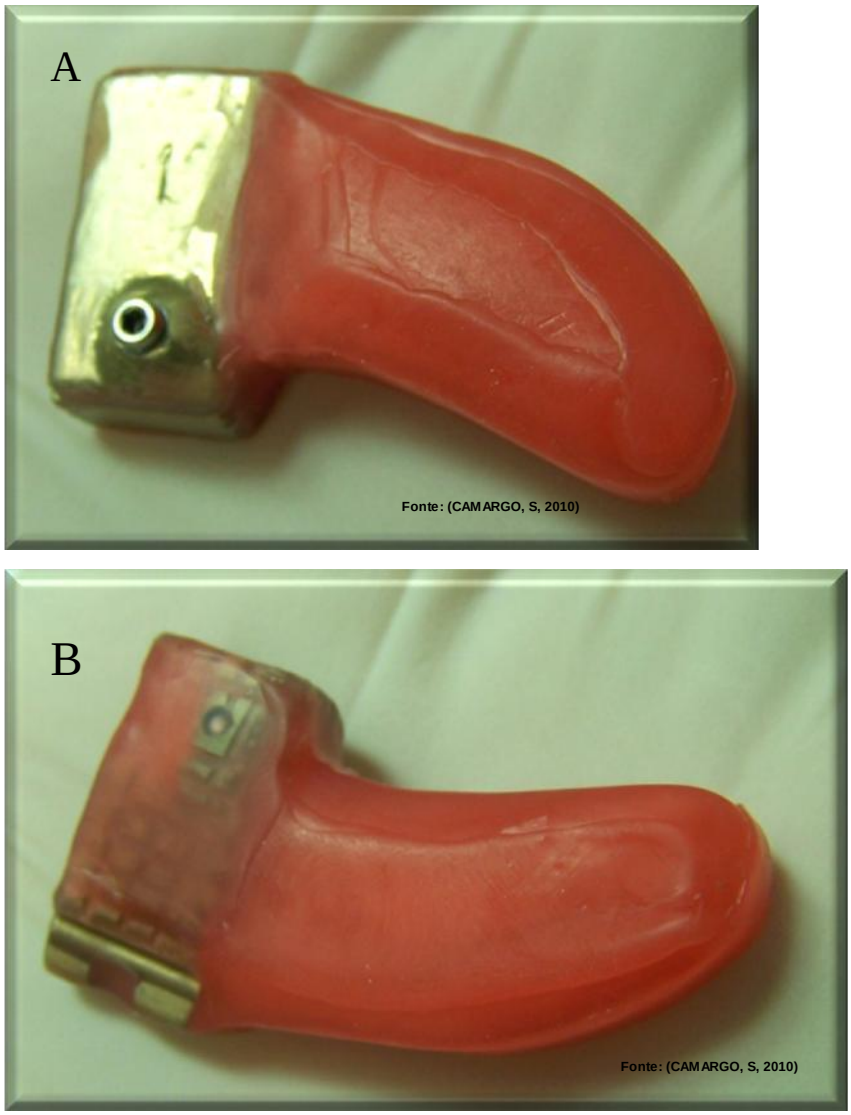


Figura 78 - Frente do conjunto blindado em cera (A) e verso (B)

6.6 O CONJUNTO BLINDADO EM POLISSILOXANO

Na sequência do desenvolvimento o próximo resultado obtido foi o conjunto blindado em silicone por condensação de alta precisão (polissiloxano) (Figura 79).

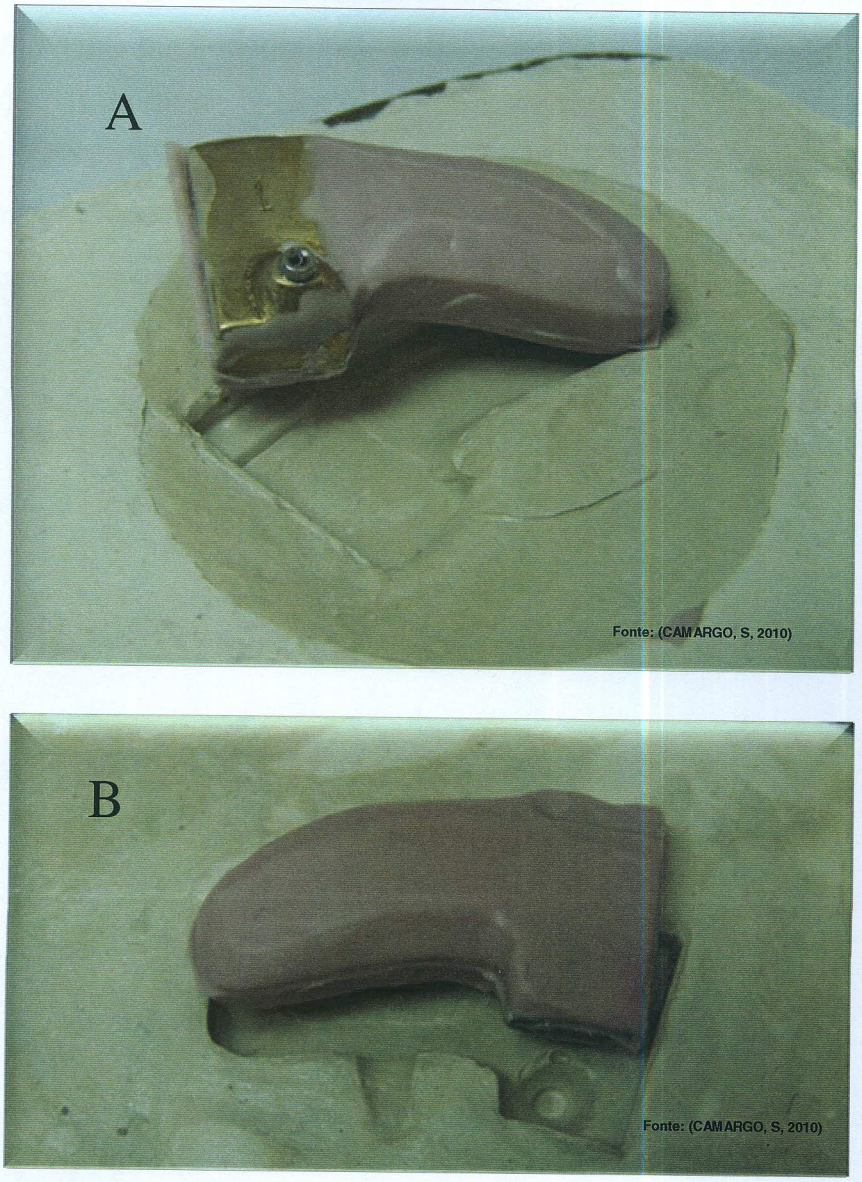


Figura 79 - Apresentação da frente (A) e do verso (B) do conjunto blindado em silicone por condensação (polissiloxano) parcialmente deslocado do negativo que se formou no gesso que preenche a mufla

6.7 O MOLDE EM ACRÍLICO

O molde em resina acrílica fica representado propriamente pelas partes: em resina acrílica removível, ou superior (A), a base acrílica inferior fixada na parte rígida da dobradiça (B); onde se ajusta o núcleo composto pelo pino intrarradicular (C); e a parte de fechamento da dobradiça (D); onde se insere o parafuso que é apertado pela chave de fenda (E) (Figura 80).

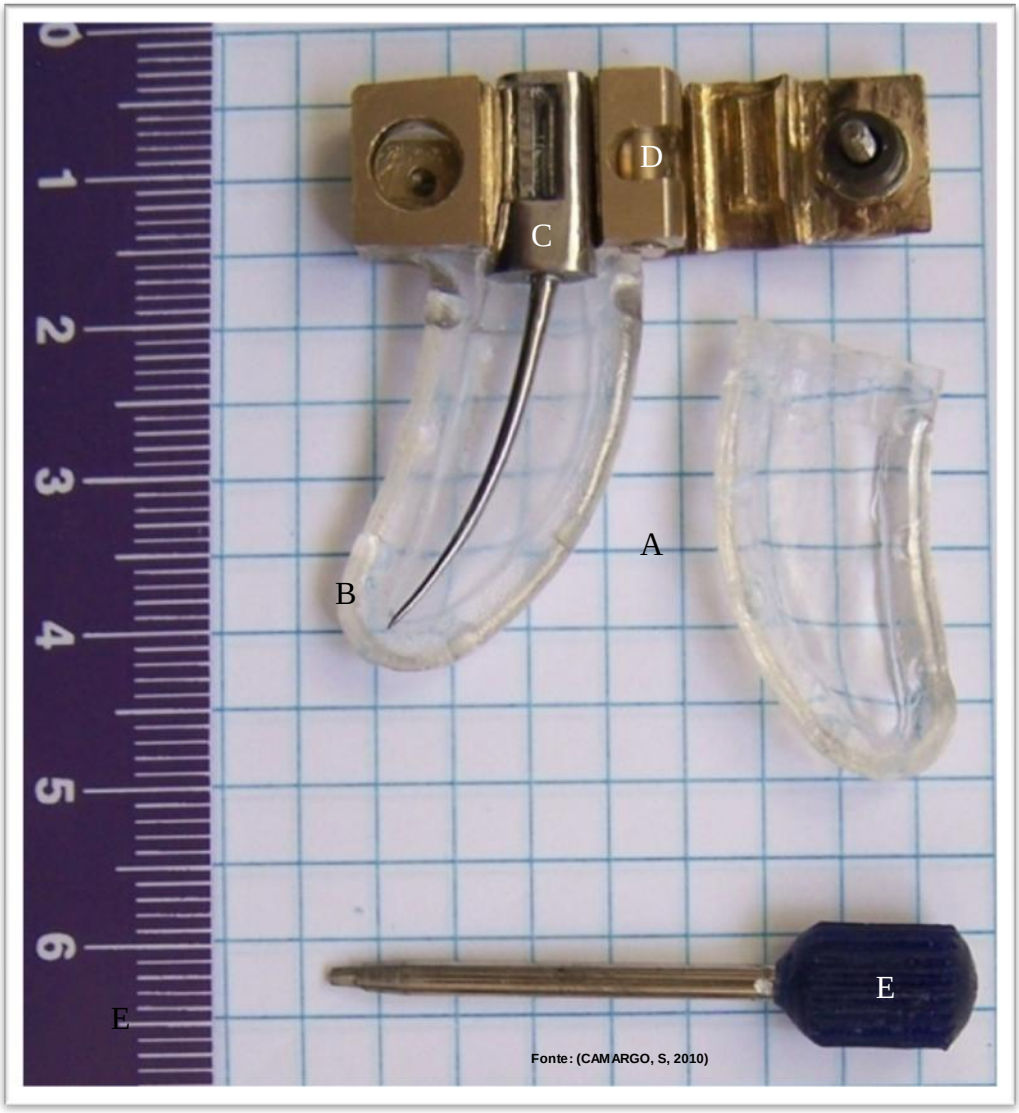


Figura 80 – Descrição dos componentes do conjunto: acrílico superior (A), acrílico inferior que sustenta a base metálica (B), pino e núcleo (C) e a parte metálica superior do fechamento e posicionamento do conjunto (D), chave de fenda para o ajuste do parafuso da dobradiça (E)

6.8 AS RÉPLICAS

As réplicas em resina composta fotopolimerizável (Figura 81).

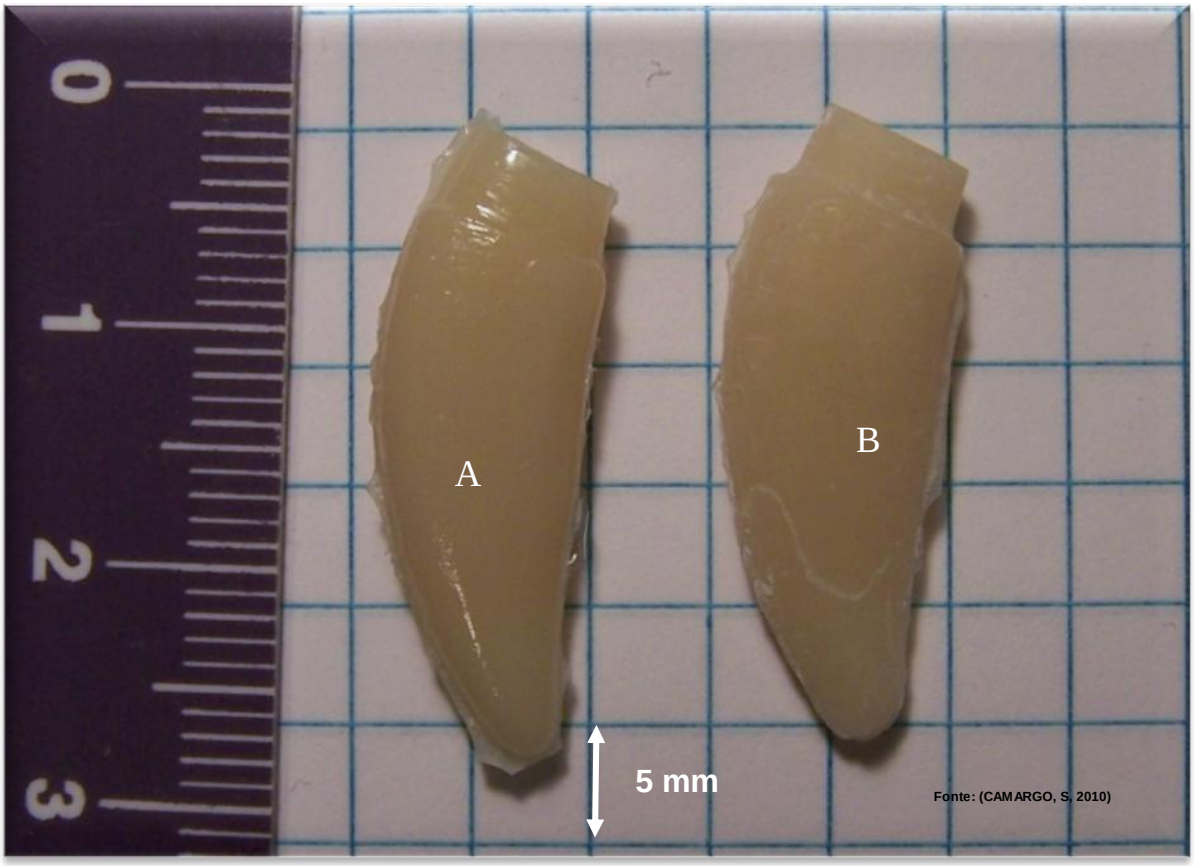


Figura 81 – Réplica obtida após a polimerização final na caixa de espelhos, apoiada com fundo milimetrado para fornecer meios comparativos de proporção. Notar os pontos de aparas (A) (linha de término ou de união das hemi-faces) e com o preparo cirúrgico do remanescente coronal (B)

6.9 O CANAL RADICULAR

O resultado da réplica incluiu o atual posicionamento axial do canal radicular obtido pela ação de moldagem do pino intrarradicular metálico. como demonstrado na figura 58. Pode-se ainda comparar ambos, o inicial na cópia-prima (Figura 75) e o obtido com a réplica (Figura 82).

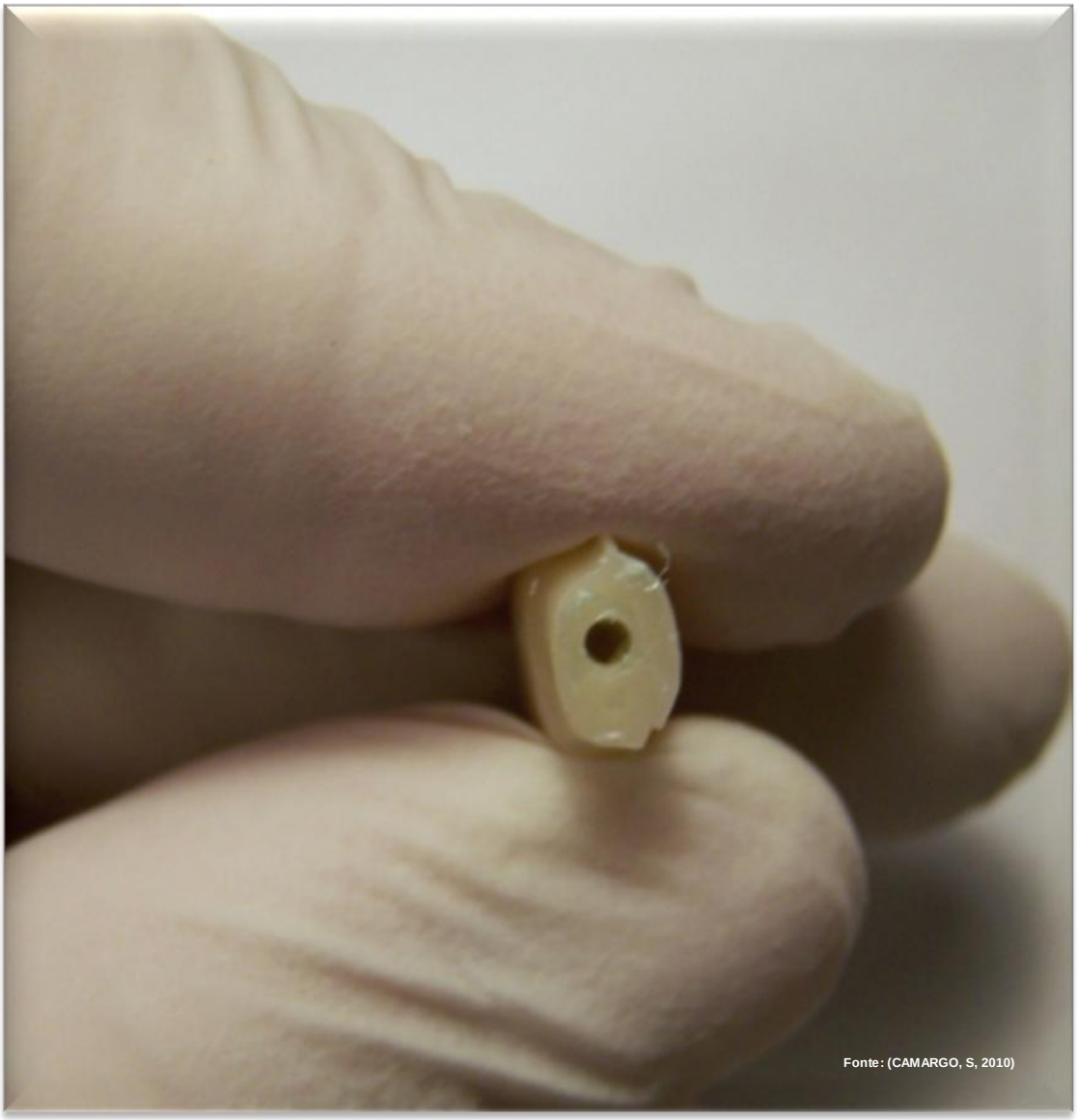


Figura 82 - Vista axial da porção coronal da réplica, ou dente artificial. Notar o posicionamento do canal radicular (réplica antes de sua usinagem e biselamento do preparo cirúrgico)

6.10 AS 40 RÉPLICAS

Com o molde em resina acrílica foi possível reproduzir as quarenta réplicas em resina composta fotopolimerizável TPHspectrum® na cor A2, resultantes do método descrito, objetivo deste projeto (Figura 83).

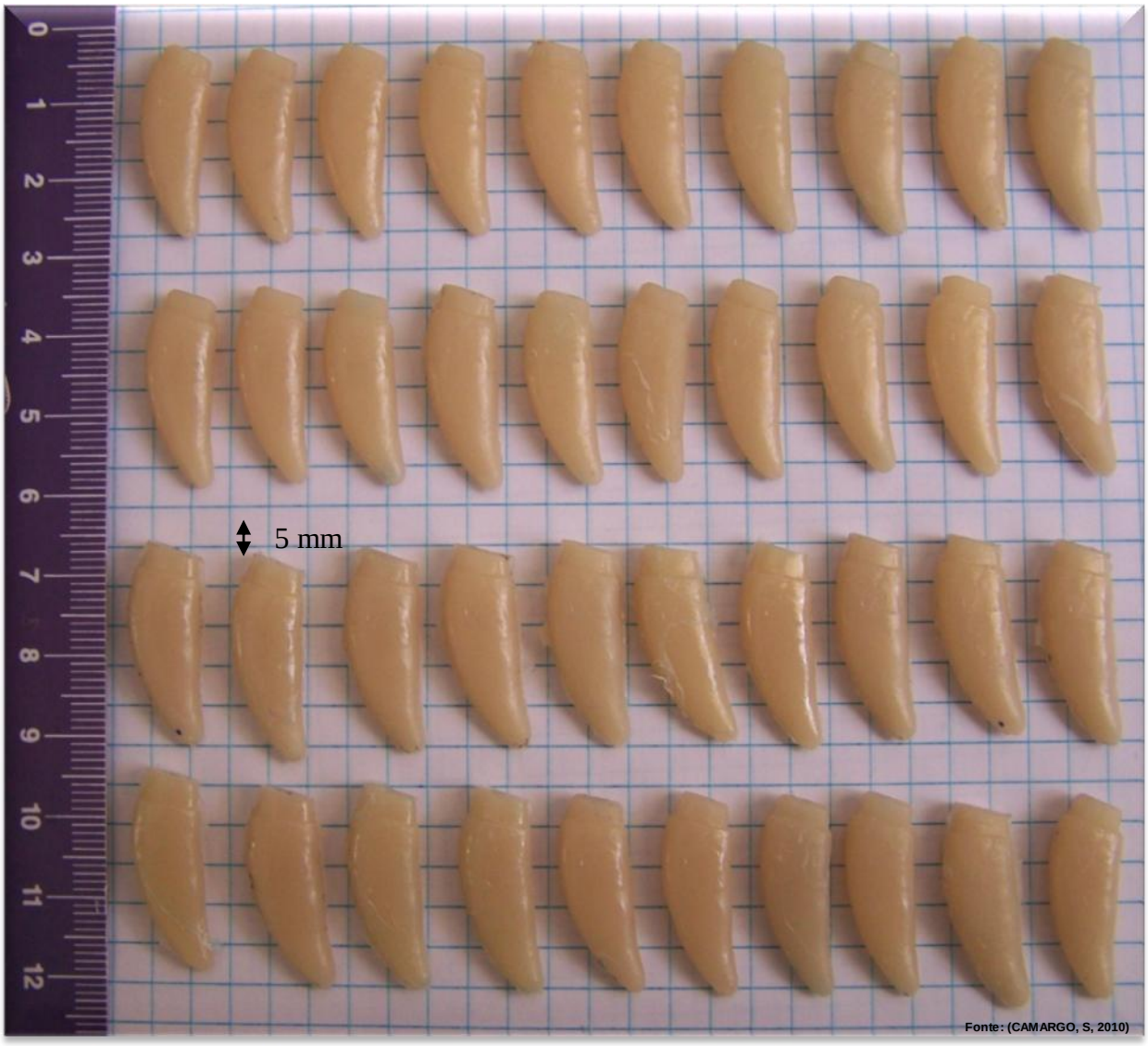


Figura 83 – Sequência demonstrativa das 40 réplicas de dentes construídos com resina composta fotopolimerizável TPH spectrum.

6.11 IMAGEM RADIOGRÁFICA

Uma imagem radiográfica das 40 réplicas dispostas em mesma posição que as réplicas apresentadas na figura 83 mostra o resultado da uniformidade anatômica do canal radicular e ainda similaridade do mesmo comparativamente com o dente natural (posicionado na lateral esquerda, mais ao centro) (Figura 84).

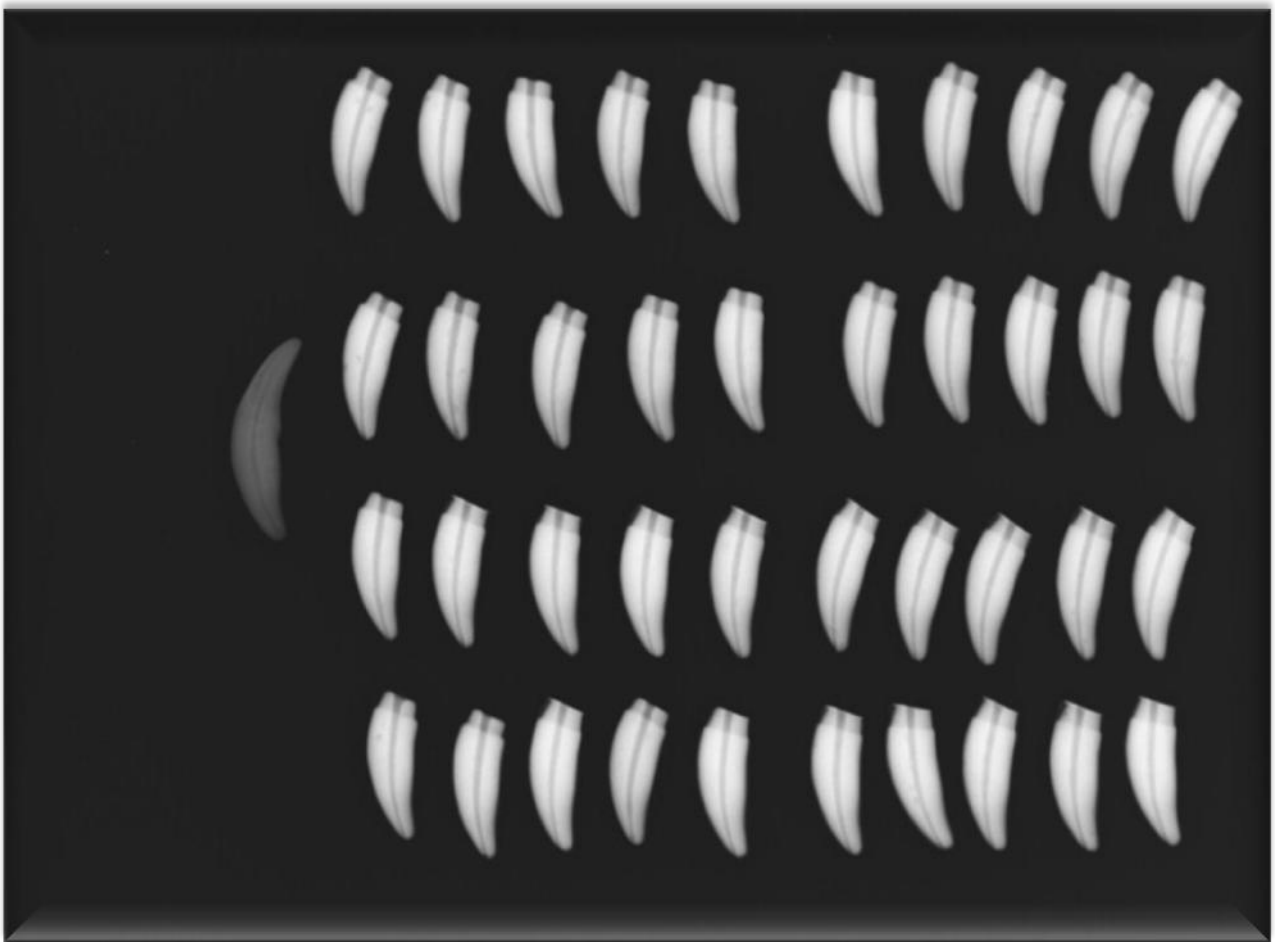


Figura 84- Imagem radiográfica das réplicas possibilitando comparar os preparos do remanescente coronal, o canal radicular e a similaridade de cópia

6.12 MEDIDAS DAS RÉPLICAS

As réplicas foram mensuradas pelo mesmo pesquisador, na mesma posição, por três vezes e os resultados numéricos dos valores obtidos estão relacionados na tabela 6.

Tabela 6 – Medidas individuais das réplicas na porção distomesial e palato-vestibular, medidas apresentadas em milímetros

Réplicas	Disto-mesial em mm	Palato-vestibular em mm
R1	8,47	5,18
R2	8,46	5,16
R3	8,47	5,22
R4	8,36	5,38
R5	8,56	5,17
R6	8,55	5,15
R7	8,42	5,17
R8	8,54	5,04
R9	8,51	5,12
R10	8,46	5,16
R11	8,32	5,10
R12	8,37	5,13
R13	8,57	5,11
R14	8,50	5,21
R15	8,53	5,11
R16	8,51	5,11
R17	8,45	5,08
R18	8,55	5,16
R19	8,33	5,15
R20	8,48	5,14
R21	8,48	5,12
R22	8,52	5,22
R23	8,56	5,33
R24	8,55	5,10
R25	8,48	5,25
R26	8,38	5,06
R27	8,47	5,40
R28	8,59	5,43
R29	8,31	5,04
R30	8,62	5,18
R31	8,62	5,43
R32	8,58	5,32
R33	8,58	5,32
R34	8,51	5,06
R35	8,54	5,08
R36	8,34	5,19
R37	8,47	5,16
R38	8,49	5,13
R39	8,49	5,13
R40	8,34	5,36
Media aritmética	8,48	5,31

Na tabela 7 apresenta-se o resultado das médias aritméticas das medidas das 40 réplicas da porção disto-mesial e da porção palato-vestibular dos 40 dentes. O resultado do comprimento de 26,57 mm foi obtido quando se avaliou a réplica do ápice até a fratura simulada sem considerar o biselamento do preparo e 25,42 mm quando se considerou o biselamento do preparo cirúrgico do remanescente coronal.

Tabela 7- Medidas em milímetros entre dente natural e réplicas

MEDIDAS em mm	Dente Natural	Réplicas Média de 40 dentes	Variação
Porção distomesial**	8,79	8,48	**-0,31**
Porção palatovestibular**	4,95	5,31	**+0,36**
Comprimento até a fratura (sem biselamento)	34,55*	26,57	-7,83
Comprimento até a fratura (com biselamento)	**34,55***	**25,42**	**-9,13**

*medida do dente natural da coroa ao ápice radicular
** medida obtida na altura da linha amelocementária

7 DISCUSSÃO

Algumas pesquisas que envolvem análise biomecânica de materiais obturadores ou protéticos utilizam dentes naturais nos testes comparativos, daí a importância no emprego de dentes, sejam eles humanos ou de animais. A maioria das pesquisas “in vitro” utilizam dentes de animais sejam eles caninos ou bovinos como fizeram Correa (2003) e Silva (2007).

Porém é muito provável que os dentes de animais não tenham a mesma propriedade biomecânica que os dentes humanos, mas não há muitas pesquisas determinando se os valores relativos a tais propriedades é superior ou inferior. Poucos resultados apontam a dentina dos animais com maior resiliência como já o fizeram Freeman e Lemen, (2007, 2008), com canídeos selvagens. Assim, mesmo que se busque uma padronização de tais valores, baseando-se nos resultados existentes com a utilização de dentes humanos, observa-se que a dentina não é um material homogêneo e varia de acordo com a área pesquisada no elemento dental conforme os achados de Staninec et al (2002); Imbeni et al.(2005) e Freeman;Lemen (2008).

Com estas informações o desafio foi obter meios cujo resultado fornecesse réplicas de dentes na forma desejada e que mantivessem as propriedades necessárias para o desenvolvimento das pesquisas.

Pesquisas “in vitro” avaliam materiais obturadores, restauradores ou outros materiais ou ainda visam testes biomecânicos que necessitam de amostras de dentes naturais em uma quantidade significativa, como já o fizeram Correa (2003), que utilizou 100 dentes caninos naturais, ou Mitsui (2004) que utilizou 75 dentes de bovinos, ou Akkayan (2004) que utilizou 123 dentes caninos humanos, e também Silva (2007) com 135 dentes naturais de bovinos para que obtivesse resultados.

Tais pesquisas acabam desenvolvendo experimentos com um número menor de amostragem do que realmente almejariam seus pesquisadores, uma vez que há dificuldade em se conseguir uma quantidade de amostras com uma padronagem homogênea entre os elementos escolhidos como defendem Martinez-Gonzales et al. (2001).

Uma evidência de relevância é encontrada com a variação que deve ocorrer na maturidade dentinária dos dentes escolhidos ou ainda quanto ao estado de preservação e hidratação (MITSUI et al., 2004; SILVA, 2007).

Outro ponto importante é a dependência de obter junto aos comitês de ética a aprovação para o desenvolvimento destas pesquisas, bem como gerenciar as dificuldades junto aos bancos de dentes (NASSIF et al., 2003).

Os bancos de dentes não são suficientes para abastecer o potencial de pesquisas das universidades brasileiras em especial as de saúde humana, e ainda necessitam de estar instalados dentro de universidades ou em instituições correlacionadas. Deve ser considerado o custo operacional para recebimento e manutenção dos dentes, classificação, armazenagem e problemas com infecção cruzada no manejo indiscriminado (doenças infecciosas), quando a origem deles não pode ser determinada, ou quando são conseguidos pela extração de crânios humanos provenientes de cemitério, o que não é expressamente recomendado (NASSIF et al., 2003).

Alguns laboratórios têm desenvolvido modelos de dentes para simular instrumentação de tratamento endodôntico, em blocos resinosos transparentes, ou ainda com dentes que apresentam semelhança anatômica e que possibilitem apenas a instrumentação endodôntica, mas tais dentes não são construídos com resina composta fotopolimerizável, portanto não podem ser utilizados em pesquisa com análise biomecânica e resistência de materiais.

Nas pesquisas in vitro a escolha de elementos dentais representam vários níveis de dificuldades, uma delas diz respeito a padronização de elementos dentais sejam estes naturais de animais ou humanos, como defendem Martines-Gonzales et al (2001). Mesmo com as dificuldades de padronização dos dentes, e quanto a sua origem, ou idade, a maioria dos autores usam os dentes naturais porque relatam que estes representam melhor a realidade, como Isidor et al. (1999); Miranzi (2000); Mitsui et al. (2004) e Silva (2007).

Estas opiniões, que são defendidas pelos diversos autores, são oportunas porque dimensionam o panorama encontrado no campo da pesquisa odontológica brasileira na relação com a utilização de dentes naturais, associado a falta de um substituto a altura, ou porque não dizer, a habitualidade em manter sempre a utilização de dentes naturais.

Os trabalhos apresentados por Huang (1991) e Schwartz e Robbins (2004), cujas abordagem permitem avaliar e interpretar a manutenção das propriedades mecânicas e assim assegurar a vitalidade e resistência do elemento dental natural vêm justamente apoiar a escolha do modelo para a construção das cópias ou réplicas.

O desafio inicial foi a ausência na literatura de trabalhos que orientassem sobre a construção de dentes artificiais. A maioria dos dentes em resina acrílica encontrados no mercado odontológico estão destinados ao emprego nas próteses totais, sem avaliações de resistência radicular, e sem a estrutura para um canal radicular que possa ser utilizado em pesquisas. Nem há citação sobre moldes para tais fins, talvez protegidos que estão pelo sigilo de suas patentes; e os poucos autores que, apesar de utilizar dentes artificiais, não trazem explicitados em suas pesquisas a forma com que foram obtidos, talvez pela dificuldade real em obter-se um molde para produzir cópias ou réplicas.

Tecnicamente há o desafio de obter-se dentes artificiais, cujas propriedades sejam satisfatoriamente semelhantes aos da dentina humana e consequentemente atenda as necessidades do pesquisador, conforme relatou Lotti et al (2006).

Outro desafio ainda foi o de obter os dentes artificiais na anatomia desejada. Este método de construir um molde foi adaptado para o dente canino superior, e é provável que cada dente tenha que ter seu molde desenvolvido, como por exemplo um molar inferior, quando primeiro deve-se construir o molde e depois reproduzir as réplicas.

Muitas técnicas para as soluções que se desejam obter com os moldes e réplicas ficam vinculadas ao laboratório de prótese, e ao técnico em prótese dental habilidoso que poderá auxiliar muito nas soluções que deseja o pesquisador.

Apesar de Miranzi (2000) já ter utilizado a resina acrílica em suas pesquisas, a resina acrílica não é a melhor escolha para a construção de dentes, ou raízes posto que não abrigue as propriedades relacionadas à dentina.

A consistência documental de que os dentes, ou raízes construídos com resina composta têm valores próximos ou superiores as propriedades da dentina dos dentes naturais, credencia a utilização de dentes artificiais com resina composta nas pesquisas “in vitro”, além ainda da vantagem de padronização técnica do objeto em estudo conforme o exposto na Tabela 1 (LOTTI et al., 2006).

Com o dente artificial muitas serão as possibilidades de ampliar as variações possíveis, por exemplo, com preparos cirúrgicos, posto que os defeitos que forem de interesse poderão ser repetidos pela possibilidade de padronização da amostra. A utilização de dentes artificiais poderá conferir ao pesquisador segurança nunca antes encontrada com os dentes naturais.

Para realizar este propósito, o desafio maior residiu na construção do molde que possibilitasse obter as réplicas em resina composta com fidelidade de cópia no detalhamento e na forma anatômica do elemento dental objeto de estudo; e que ao mesmo tempo fosse transparente o suficiente para permitir a polimerização do material empregado.

Os dentes caninos superiores são homogêneos em sua forma geométrica. A escolha do dente canino para servir como modelo desta pesquisa é justificada pela facilidade de posicionamento e estabilidade durante a construção do molde, comparativamente com os dentes caninos inferiores que, por apresentar uma arquitetura que o molda ao osso mandibular, apresenta grandes dificuldades de posicionamento horizontal (KOWALESKY, 2005) bem como pela alta incidência de traumatismo por ele sofrida (GIOSO, 2008).

O modelo de cópia durante o primeiro ensaio foi posicionado verticalmente, pois esta posição parecia ser ideal para a construção do molde, porém nesta posição a divisão em dois hemisférios atingiria a porção coronal e a porção radicular. Com este posicionamento, a linha divisória, que localiza o seu complemento na porção mediana da porção coronal, coincidiria com a localização de escolha para a simulação de fraturas. Mantê-lo nesta posição criaria automaticamente uma linha de fragilidade durante a montagem. Assim os ensaios preliminares foram totalmente prejudicados enquanto se manteve esta posição do modelo como sendo a ideal para a construção do molde.

Restava utilizar o modelo em uma posição horizontal, com a linha divisória de montagem representando o equador do modelo escolhido, o que não se sabia era que nesta posição os óbices foram transferidos para o posicionamento do pino intrarradicular que seria responsável pela formação da anatomia do canal radicular como veremos adiante.

Na fase preliminar do preparo do modelo para obter o molde em resina acrílica errou-se quando se utilizou o dente original para simular a destruição coronal e em seguida instrumentá-lo e desenvolver o preparo cirúrgico. O manuseio

excessivo do dente original, levou à fratura do preparo cirúrgico mais de uma vez e perderam-se todos os passos alcançados nesta fase de construção. Colá-los não parecia uma solução viável e adequada. Somente depois de vários ensaios, muito mais tarde pensou-se na possibilidade de se preservar o modelo escolhido e desenvolver uma cópia-prima para simular a fratura, fazer o preparo cirúrgico que pudesse adaptar uma coroa metálica e instrumentá-lo endodonticamente preservando a anatomia curva do canal radicular.

Perder o modelo original por acidente, ou por fadiga de manuseio implicava em fazer nova escolha do elemento dental. Dentes caninos volumosos apresentavam facilidade quanto a instrumentação endodôntica, inclusive para que se obtivesse a fidelidade de cópia para com um canal radicular longo, curvo e com uma dimensão de pino intrarradicular mais generosa para sequencialmente simular a fratura coronal e desenhar o preparo cirúrgico. Porém escolher dentes volumosos com grande massa estrutural implicava diretamente na necessidade de utilização de uma grande quantidade de resina na sua construção. Utilizar quatro gramas para a construção de cada cópia de dente além de encarecer o projeto, inviabilizava o emprego da resina composta.

A opção por dentes menores, que utilizassem menor quantidade de resina, precisamente duas gramas ou menos para cada dente, favorecia produzir dois dentes com apenas uma seringa de resina composta.

Nesta fase de ensaios, o aprendizado ficou por conta de erros e acertos, sendo muito mais numerosos os insucessos distanciando o projeto da definição do método ideal para a construção do molde de resina acrílica que produzisse dentes artificiais.

Reavaliar os passos, retomar a estratégia de escolher um modelo de dente cujo tamanho fosse menor, mantendo sua integridade, substituindo-o pela cópia prima permitiu avançar e chegar a resultados satisfatórios.

Com a escolha do modelo, e a obtenção da cópia-prima com a I.M. do Brasil®, esta fase pôde ser completada; o foco voltou-se para o molde de resina. A empresa não forneceu detalhes da fabricação da cópia, apenas esclareceu que a cópia-prima foi obtida com uma resina bisfenólica, termo ativada.

O molde devia ser construído de material transparente para permitir a ação da fotopolimerização, e parecia que a resina acrílica resolveria tal questão, posto que já

fora utilizado silicone denso transparente, mas seu aspecto leitoso dificultou uma boa ação do fotopolimerizador.

Com a opção definitiva pela resina acrílica encontrou-se dificuldade com sua polimerização na panela de pressão simples. Não se encontrou solução que permitisse manter o molde prensado e não havia o auxílio da temperatura durante a polimerização do conjunto. Com os resultados parciais apenas obtinha-se a polimerização natural do conjunto, e mesmo o molde lixado e usinado com a fresa adaptada em micro-motor não foi suficiente para os resultados de polimerização e de fidelidade de cópia. A reutilização do molde após um período de armazenagem apresentava sinais de que se perdia a fidelidade de cópia provavelmente por efeitos de alteração com a contração do acrílico, impedindo seu uso repetido ou prolongado.

Outro grande obstáculo estava por conta da indefinição do posicionamento do pino intrarradicular no molde para obtenção da definição estrutural do canal radicular. O pino intrarradicular era responsável por definir e dar forma ao canal radicular das réplicas. Até então evitar a sua rotação ao redor do próprio eixo estava longe de ser conseguido. Tal deslocamento acontecia no momento em que se posicionava o segmento de resina composta, seguido do fechamento das partes com a prensagem para provocar o extravasamento do excesso. Com o efeito da pressão manual seguida do uso da morsa para extravasar o excesso da resina, alterava-se a posição do pino dentro do molde.

Aparentemente parecia que se o pino intrarradicular pudesse percorrer toda a extensão do molde, ultrapassando o limite da extremidade coronal e do ápice, a questão seria resolvida, mas isto também não aconteceu. Manter um travamento bilateral com uma borboleta estabilizadora posicionada em cada extremidade também não ofereceu resultado satisfatório.

O início da solução definitiva ocorreu quando se utilizou um núcleo robusto, com um ajuste de adaptação sobre a porção do remanescente coronal da cópia prima e ao mesmo tempo em que o núcleo fosse largo e longo o suficiente para mantê-lo imóvel, impedindo a rotação sobre o próprio eixo,conforme se vê na figura 15. Outro ponto apontava para a necessidade de se obter um sistema que mantivesse o conjunto formado pelo pino e pelo núcleo travado rigidamente. Assim, quando se adicionou um sistema de dobradiça que o abraçasse e o fixasse, o efeito rotacional deixou de acontecer, o que se nota nas figuras 12 e13.

O molde em resina acrílica somente pôde começar a ser desenvolvido quando se resolveu a questão do travamento do conjunto cópia-prima com o pino intrarradicular introduzido, e seu núcleo fixado e travado por parafuso ao sistema de dobradiça, como especificado na figura 13 e figura 58.

A solução para a construção do molde em resina acrílica transparente parecia ter origem no laboratório de prótese, junto ao técnico de prótese dentária. Assim, utilizando os conceitos do que se fazia com a inclusão em mufla para a obtenção das próteses totais, estrategicamente construiu-se um paralelo de adaptações que ao serem aplicados permitiram obter o resultado desejado, conforme abordaram (CORREA et al, 1996; TURANO, TURANO, 2004; PHOENIX 2005).

Inicialmente, o uso da mufla, com as passagens que pudessem resultar no molde desejado sem o processo de prensagem e polimerização termopneumo-hidráulica, já tinha sido tentado sem produzir o efeito esperado. Talvez porque a mufla utilizada fosse muito pequena e sem tampa, ou porque o resultado com o acrílico não o deixou totalmente transparente, ocorreram dificuldades do uso da panela de pressão simples.

Quando finalmente todos os passos foram refeitos conforme o método aplicado conseguiu-se obter o resultado satisfatório com um molde transparente o suficiente para permitir a ação da luz de polimerização (PHOENIX, 2005).

A polimerização do conjunto representou outro desafio, pois se sabia que a sequência de polimerização aplicada corretamente contribuiria para o resultado final da qualidade das réplicas. Um ponto interessante foi o desenvolvimento da caixa de espelhos, que se baseou na propriedade de propagação da luz (a luz sempre se propaga em linha reta); pôde-se repetir o processo de polimerização simultaneamente em toda a superfície da réplica em resina e garantir uma polimerização mais rápida e efetiva. A polimerização repetida e simultânea garantiu dureza à réplica de resina composta (RAWLS, 2005b; CASSELI et al., 2006).

Construir os dentes em resina implicou proceder com cautela. Foi necessária habilidade no posicionamento da resina em cada metade do molde; e nisto pode residir uma importante variável, pois interessava o resultado de uma raiz que não fosse construída com incrementos e que fosse polimerizada em bloco. Menos de quatro gramas foram necessárias para construir duas raízes com o formato resultante das réplicas, donde se pode interpretar que cada réplica utilizava menos

de dois gramas, pois em todas as seringas de resina restou um residual, obtendo-se seringas com mais residual e outras com menos residual (Figuras 55, 56, 57).

Um comparativo entre as figuras 72 e 79 onde há inicialmente a identificação axial do canal radicular da cópia-prima e posteriormente o mesmo canal radicular reproduzido nas réplicas, visualmente percebe-se a semelhança de cópia entre as estruturas dentárias inicial e final.

A comprovação do resultado da construção pode ser mensurada também visualmente pelo aspecto sólido observado nas réplicas. A cor também se manteve estável e com a mesma intensidade, e isto pode ser visto com a apresentação de todas as quarenta réplicas produzidas.

Outro ponto analisado deveu-se à avaliação radiográfica, onde se notam outros detalhes anatômicos como o canal radicular posicionado e a homogeneidade da densidade radiográfica (Figura 70).

Nesta análise radiográfica, onde se escolheu aleatoriamente as amostras das réplicas, pode-se confirmar a sua homogeneidade pela densidade radiográfica comparada à observação visual (Figuras 70 e 84); podendo-se afirmar que são similares.

O posicionamento igual do canal radicular também qualifica e consagra o resultado atingido como sendo satisfatório. O ápice, onde nota-se por visualização radiográfica a terminação do canal radicular, identifica igualdade de posicionamento em todas as réplicas, porém diverge do modelo original que tem o término do seu canal radicular finalizando em posição mesial. Esta divergência pode ser explicada pela alteração do posicionamento do pino intrarradicular que simula o canal radicular da réplica. Mas o posicionamento reproduzido foi sempre o mesmo.

O exame físico das amostras e o exame radiográfico são eficientes em demonstrar que os objetivos foram atingidos, ou seja; o de se construir réplicas em resina composta fotopolimerizável com grande similaridade anatômica, de consistência e de densidade radiográfica semelhante as da dentina natural, partindo-se de um molde único.

Examinando-se macroscopicamente tais amostras não é possível perceber alteração de medidas na porção disto-mesial e palato-vestibular da réplica em relação ao dente original mantido onde as replicas ficaram menores 0,31 mm, ou maiores 0,36 mm.

O comprimento das réplicas sem que se procedesse ao biselamento do preparo é da ordem de 26,57 mm e quando se realiza o biselamento o comprimento decresce atingindo 25,42 mm. Isto mostra o biselamento consome exatos 1,15 mm do tecido dentinário, ou seja, neste caso, de material resinoso de cada réplica.

Todas as réplicas obtidas apresentaram-se com a simulação de fratura para que se tivesse um padrão das mesmas em todas as amostras. Também apresentaram um prévio preparo coronal para que seja uma constante presente em todas as amostras. Mesmo assim um pequeno acabamento foi aplicado por conta do biselamento, e cuja extensão diminuida, ocorrida com o desgaste, foi demonstrada com a medida detectada.

Nenhum levantamento estatístico foi apresentado, pois não era o propósito desta tese, mas pôde-se dimensionar, ou estabelecer que uma variação de 1 mm (o que não ocorreu) poderiam ser esperadas, o que ainda poderia ser corrigido com uma usinagem habilidosa sobre a estrutura obtida, apenas resultando em mais trabalho. Diariamente tais ajustes milimétricos são feitos na rotina dos consultórios odontológicos.

Fica evidente a necessidade de representar detalhadamente as variações anatômicas da câmara pulpar e do canal radicular de forma mais acurada quando se desejar criar dentes artificiais de elementos dentais anatomicamente mais complexos como um molar inferior ou um quarto pré-molar superior. Um desafio que possivelmente as novas técnicas resolvam, quando puderem ser criados blocos de resina composta escavados pelo sistema ”CAD-CAM” criando moldes para os canais radiculares com riqueza de detalhamento.

As variações de medidas no comprimento não foram relevantes posto que se trata de uma fratura simulada resultando em pouco remanescente coronal. Isto simularia um preparo verdadeiro para cimentação posterior de uma peça protética. Desta forma, o biselamento formará uma férula ou cintamento que apresentará sua relevância quando o núcleo com pino intrarradicular curvo e reto com suas respectivas coroas metálicas forem adaptadas e cimentadas.

Propõe-se prosseguimento deste experimento para aferir relações das falhas biomecânicas de uma prótese cimentada, quando se aplicar força constante e progressiva em máquina de Teste Universal posicionada em ângulo de 45° e puder-se obter os respectivos valores para cada teste realizado.

A continuidade deste experimento prevê ainda um estudo comparativo pelo método de Elementos Finitos, que gerarão resultados que serão comparados com testes biomecânicos e que merecerão avaliação estatística detalhada dos resultados. É provável que tais resultados possam esclarecer melhor as questões sobre a resistência da resina fotopolimerizável utilizada na construção da réplicas, cujas propriedades similares a da dentina serão melhor avaliadas.

Outro desafio que os testes biomecânicos no prosseguimento deste experimento, utilizando-se tais réplica, será o esclarecimento sobre a resistência da união das duas metades da réplica (hemi-face superior e inferior); onde uma linha de terminação é necessária para dar a forma final do contorno do dente artificial (Figura 81 e 82).

Restará finalmente comprovar com os resultados dos testes biomecânicos destas réplicas se serão viáveis para ser utilizadas em substituição aos dentes naturais, como indicam as propriedades mecânicas encontradas na literatura (RAWLS, 2005a). Se assim for, dentes completos poderão ser construídos, com algumas alterações de técnicas e assim ampliar a possibilidade do uso de dentes construídos em resina composta fotopolimerizável a partir de um molde de resina acrílica.

8 CONCLUSÃO

1- O molde foi construído em resina acrílica termopneumo-hidraulicamente ativada e é transparente o suficiente para permitir a ação do aparelho de fotopolimerização.

2- Os dentes artificiais, chamados de réplicas, foram obtidos a partir do modelo escolhido de dente natural e reproduzidos pelo molde em resina acrílica. As réplicas podem ser consideradas e denominadas como similares ao dente natural.

REFERÊNCIA

AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems**. J. Prosthet. Dent.**, v. 87, n. 4, p. 431-437, 2002.

AKKAYAN, B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. **J. Prosthet. Dent.**, v. 92, n. 2, p.155-162, 2004.

ALODEH, M. H. A.; DUMMER, P. M. H. A comparison of the ability of K-files and Hedstrom files to shape simulated root canals in resin blocks. **Int. Endod. J.**, v. 22, p. 226-235, 1989.

ALBUQUERQUE, R. C. **Estudo da resistência à fratura de dentes reconstituídos com núcleos de preenchimento**. 1995. 107 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) **-** Faculdade de Odontologia, UNESP, Araraquara, 1995.

ALMEIDA, M .H. W. **Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de Protese Total.** 1998. 129 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1998.

ANUSAVICE, K. J. Phillips: materiais dentários. In:_____. **Propriedades mecânicas dos materiais dentários**. 11ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005a. Cap. 4, p 70.

ANUSAVICE, K. J. Phillips: materiais dentários. In:_____. **Propriedades Mecânicas dos Materiais Dentários**. 11ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005b. Cap. 4, p. 89.

BAUMGARTNER, J. C.; MARTIN, H.; SABATA, C. L.; STRITTMATTER,Jr. E. J.; WILDEY, W.L.; QUIGLEY, N. C. Histomorphometric Comparison of Canals Prepared by four Techniques. **J. Endodont.**, v. 18, n. 11, p. 530-534, 1992.

BISHOP, K.; DUMMER, P. M. H. A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTi-Flex files during the shaping of simulated canals. **Int. Endod. J.**, v. 30, p. 25-34, 1997.

BRINE, E. J.; MARRETA, S. M. Endodontic treatment and metal crown restoration of a fractured maxillary right fourth premolar tooth: a case report. **J. Vet. Dent.**, v. l6, n. 4, p. 159-163, 1999.

CAMPOS, T. N.; MORI, M. HENMI, A. T.; SAITO, T. Infiltração marginal de agentes cimentantes em coroas metálicas fundidas. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v. 13, n. 4, p. 357-362,1999.

CAPIK, I.; LEDECKY, V. A.; EVCIK, A. Tooth fracture evaluation and endodontic treatment in dogs. **Acta. Vet. Brno,** v. 69, p.115-122, 2000.

CASSELLI, D. S. M.; WORSCHECH, C. C.; PAULILLO, L. A. M. S.; DIAS, C. T. S. Diametral tensile strength of composite resins submitted to different activation techniques. Resistência à tração diametral de compósitos resinosos submetidos a diferentes técnicas de ativação. **Braz. Oral Res.,** v. 20, n. 3, p. 214-218, 2006.

COFFMAN, C. R.; VISSER, L. Crown restoration of endodontically treated tooth: literature review. **J. Vet. Dent.**, v. 24, n.1, p. 9-11, March. 2007.

COHEN, S.; BURNS, C. B. Pathways of the pulp. 7th ed. St. Louis: CV Mosby, 1998. p. 691–717.

CONTIN, I.; MORI, M.; CAMPOS, T. N. Retentores intrarradiculares fundidos .In: CONCLAVE ODONTOLÓGICO INTERNACIONAL DE CAMPINAS**,15.,** 2003, Campinas **Anais...2003.** n.104

CORRÊA, H. L. **Análise da resistência à fratura de dentes caninos (*Canis familiaris*) submetidos a restaurações biológicas: experimento in vitro.** 2003.76 f. Dissertação (Mestrado em Cirurgia) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.

CORREA, G. A.; GOMES, T. Prótese total híbrida , 1996. [São Paulo]: Livraria Editora Santos,1996. 187 p

CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Elastic and mechanical properties of human dentine. **J. Dent. Res.,** v. 37, p. 710–718, 1958.

ELDEB, M. E.; BORAAS, J .C. The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. **Int. End. J.**, v. 18, p. 1-7. 1985.

FERNANDES, A. S.; SHETTY, S.; COUTINHO, I. Factors determining post selection: A literature review. **J. Prost. Dent.,** v. 90, n. 6, p. 556-562, 2003.

FOKKINGA, W. A.; LE BELL, A. M.; KREULEN, C. M.; LASSILA, L. V. J.; VALLITTU, P. K.; CREUGERS, N. H. J. Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. **Int. Endod. J.**, v. 38, p. 230–237, 2005.

FREEMAN, P. W.; LEMEN, C. A. An experimental approach to quantifying strength of canine teeth. **J. of Zool.** (Lond.) v. 271, p. 162–169, 2007.

FREEMAN, P. W.; LEMEN, C. A. Material properties of coyote dentine under bending: Gradients in flexibility and strength by position. **J. of Zool.** (Lond) v**.** 275, n. 2, p. 106–114, 2008.

GENNARI FILHO, H.; VEDOVATTO, E.; LAZARI, J. A. B.; ASSUNÇÃO, W, G.; SHIBAYAM, R. Avaliação comparativa entre três métodos de inclusão de próteses totais polimerizadas pela energia de microondas. **Ver. Odont. de Araçatuba***,* v.24, n.2, p. 28-34, 2003.

GIOSO, M.A; Odontologia para o clínico de pequenos animais. São Paulo Edtco Comercial ltda., 2007.

GIOSO, M. A. **Estudo da viabilidade dos procedimentos clinico-cirurgicos para a confecção de próteses unitárias e sua longevidade em dentes de cães e**

gatos. 2008. 75 f. Tese (Livre-Docente) - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

HAMEL, L.; LE BRECH, C.; BESNIER, N. J.; DACULSI, G. L. Measurement of biting-pulling strength developed on canine teeth of military dogs. **J. Vet. Dent.** v., 14, n .2, p. 57-60, 1997.

HARVEY, C. E.; EMILY, P.; **Small animal dentistry.** St.Louis Mosby-Year Book, Inc. 1993. 413 p.

HAKAMATSUKA, Y.; YOKOYAMA, N. United States Patent. A**rtificial tooth root**. Int. n. PI 4713006, 15 dez 15, 1987.

HOLMSTROM, S. E.; FROST, P.; GAMMON, R. L. **Técnicas dentales de pequeños animales. [**Atlampa]: Interamericana. 1994. 429 p.

HUANG, T. J.; SCHILDER. H.; NATHANSON, D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **J of Endod.**, v. 18, p. 209–215, 1991.

IMBENI, V., KRUZIC, J. J., MARSHALL, G. W.; MARSHALL, S. J.; RITCHIE, R. O. The dentine–enamel junction and the fracture of human teeth. **Nat. Mater,** v, 4, p. 229–232. 2005.

ISIDOR, F.; BRENDUM, K., RAVNHOLT, G. The Influence of Post Length and Crown Ferrule Length on the Resistance to Cyclic Loading of Bovine Teeth with Prefabricated Titanium Posts. **The Int. J. of Prost.**, v. 12, n. 1, p. 78-82, 1999.

KAHLER, B.; SWAIN, M.V.; MOULE, A. Fracture-toughening mechanisms responsible for differences in work to fracture of hydrated and dehydrated dentine. **J. Biomech.,** v. 36, n. 2, p. 229-37. 2003.

KINNEY, J. H.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL, G. W. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, v. 14, n. 1, p. 13-29, 2003.

KISHEN, A.; RAMAMURTY, U.; ASUNDI, A. Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine. **J. Biomed. Mater. Res,** v, 51, p. 650–659, 2000.

KOWALESKY, J. **Anatomia Dental de Cães (*Canis Familiaris*) e Gatos (*Félis Catus*).Considerações cirúrgicas.** 2005,182 f. Dissertação (Mestre em Ciências). Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2005.

KREJCI, I.; MUELLER, E.; LUTZ, F. Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. **J. of Dent. Res**. v. 73, p. 1228–32, 1994.

KREJCI, I.; DUC, O.; DIETSCHI, D.; DE CAMPOS, E. Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on de vital teeth with and without posts. **O. Dent**. v. 28, p. 127–35. 2003.

LAMBJERG-HANSEN, H.; HASMUSSEN, E. Mechanical properties of endodontic posts. **J. of Oral Rehab.**, v. 24, p. 882-887, 1997.

LAUER, H.-CH.; OTTL, P.; WEIGEL, P.; Mechanical load - bearing capacity of various post-and-core systems. **Dtsch. Zahnärzt. Z.**, v.49, p. 985-989, 1994.

LEHMAN M.L. Tensile Strength of Human Dentin**. J. Dent. Res.,** v, 46, p. 197-201, 1967. DOI: 10.1177/00220345670460011001. Disponível em: <http://jdr.sagepub.com>. Acesso em 02 set. 2010.

LIRA, A. F. Efeito De Métodos De Contensão Da Mufla Metálica E Do Tempo Pós-Prensagem Na Adaptação Da Base De Prótese Total. 2007. 89 f. Dissertação (Mestre em Clínica Odontológica) Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, Prótese Dental, Piracicaba, 2007.

LOTTI,R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, E. T.; LANDRE JUNIOR J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R. Dent. Press. Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 11, n. 2, p. 35-43, mar./abril 2006.

MACHADO, M. E. L. **Endodontia: da biologia à técnica** Rio de Janeiro Editora Guanabara, 284 p. 1992.

MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, A.; AMIGÓ-BORRAS, V.; FONS-FONT, A.; SELVA-OTAOLAURRUCHI, E.; LABAIG-RUEDA, C. Response of three types of cast posts and cores to static loading. **Quintessence Int.,** v. 32, n. 7, p. 552-560, 2001.

MIRANZI, M. A. S.; MACHADO, M. E. L.; MIRANZI, B. A. S.; MIRANZI, A. J. S. Avaliação Da Resistência Radicular Após A Colocação De Pinos Pré-Fabricados Em Relação A Pinos Metálicos Fundidos Proteticamente Utilizando Raízes Artificiais. **J. Brasil Endo /Perio.,** v. 1, n. 3, 2000.

MELLO, J. A. N. **Avaliação de propriedades mecânicas e química de uma resina acrílica polimerizada sob pressão no microondas utilizando o sistema de injeção**. 2001. 76 f. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica) Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2001.

MILOT, P.; STEIN, S. Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. **J. Prosthet. Dent.**, v. 68, n. 3, p. 428-435, 1992.

MITSUI, F. H.; MARCHI, G. M.; PIMENTA, L. A.; FERRARESI, P. M. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intrarradicular post systems. **Quintessence Int.,** v**.** 35, n. 8, p. 612-616, 2004.

MOREIRA-DA-SILVA, S. M. L.; BINDO,M. J. F.; LEÃO, M. .P. O uso de energia de microondas para polimerização de resinas acrílicas. **Rev. Dens.** v. 14, n. 1, p.11-21,2006.

NASSIF, A. C .S.; TIERI, F.; DA ANA, P. A.; BOTTA, S. B.;. IMPARATO, J. C. P. Estruturação de um Banco de Dentes Humanos**, Pesq. Odontol. Bras.,** v**.** 17, p. 70-74, 2003. Suplemento, 1

OTTL, P.; HAHN, L.; LAUER, H.; FAY, M. Fracture characteristics of carbon fiber, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. **J. Oral Rehabil.**, v. 29, n. 2, p. 175-183, 2002.

PÁDUA, A. S.; ALMEIDA, C. R.; SANTOS, E.; ALVES, J. M. P.; OLIVEIRA, M. B. S.; KAKIDA, P. K. Placas miorrelaxantes: confecção e ajuste no laboratório, **R. Un. Alfenas**, Alfenas, v. 4, p. 49-53, 1998.

PHOENIX, R. D. **Resinas para base de prótese total.** In: ANUSAVICE, K. J. Phillips materiais dentários. 11. ed.; Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. Cap. 22, p. 680-690.

POIATE, I. A. V.; POIATE JUNIOR, E.; BALLESTER, R. Y. Biomechanical analysis of teeth restored with cast intrarradicular retainer, with or without ferrule. **South Brazil Dental J.**, Porto Alegre, v. 57, n. 2, p. 173-178, 2009.

RAWLS, H. R. **Resinas restauradoras.** In: ANUSAVICE, K. J Phillips: materiais dentários. 11. ed.; Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005a . Cap.15. p. 375-417.

RAWLS, H. R. **Polímeros Odontológicos.** In:ANUSAVICE, K. J. Phillips Materiais Dentários**.** 11. ed.; Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005b . Cap.7. p. 135-159.

SAITO, T. **Preparos dentais funcionais em prótese fixa.** 2. ed**.** [São Paulo]:– Santos Livraria Editora, 1999. p.223.

SAITO, S., SAKUMA, T.; FUSEJIMA, F.; SEKIGUCHI, T.; United States Patent. **Prostesis for tooth surface.** Int. n. US2004/0096805 A1,20 may 20, 2004a.

SAITO,S., SAKUMA,T.; FUSEJIMA,F.;SEKIGUCHI,T.; United States. Patent. **Prostesis Like An Artificial Tooth For bridges**. Int. n. US2004/0224284 A1, 11 2004b.

SILVA, G. R. **Resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados restauradas com diferentes pinos e técnicas - avaliação mecânica e por extensometria**. 2007. 117 f. Dissertação. (Mestre em Odontologia). - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, MG, 2007.

SCHILLINGBURG, H. T., KESSLER, J. C. **Restauração protética dos dentes tratados endodonticamente.** – Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc. 1987. p. 383.

SCHILLINGBURG, H. T.; HOBO, S.; WHITSETT, L. D.; JACOBI, R.; BRACKET, S. E. **Fundamentos dos preparos dentários para restaurações metálicas e de porcelana.** 3ed. São Paulo Quintessence books – Edição do Estudante. 1997. p.389

SCHWARTZ, R. S.; ROBBINS, J. W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J. of Endod.** v. 30, n. 5, p. 289-301, 2004.

SZUHANEK, C. Finite element Analysis of lingual forces effect in alveolar bone loss cases. www.lingualnews.com, v. 5, n. 1, 2007.

STANINEC, M.; MARSHALL, G. W.; HILTON, J. F.; PASHLEY, D. H., GANSKY,S. A.; MARSHALL, S. J.; KINNEY, J. H. Ultimate tensile strength of dentine: evidence for a damage mechanics approach to dentine failure. **J. Biomed. Mater. Res.** v.**63**, p. 342–345, 2002.

TURANO, J. C.; TURANO, L. M. **Fundamentos da prótese total**, 7.ed. São Paulo: Livraria Ed.Santos, 2004. p. 497.

WIGGS, R. B.; LOBPRISE, H. B.; **Veterinary dentistry –** principles & practice New York: Lippincott-Rarven, 1997. p. 395-431.

WRIGHT, J. F.; United States Patent **Artificial Tooth**, Int.n. US1891/448745, 24 mar, 1891.

GLOSSÁRIO

ANISOTROPIA-s.f. Qualidade de uma substância ou meio anisótropo (antônimo:ISOTROPIA) (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

ANISOTROPIA ou ANISOTRÓPICO. Adj. e s.m. Diz-se da substância ou meio onde as propriedades físicas variam em função da direção segundo a qual são avaliadas: os meios cristalinos geralmente são anisotrópicos (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

MODELO – s.m. (Do latim, *modulus*, diminutivo de modus, modo, através do lat.hipot. *modellus*, pelo italiano, *modello*) 1. Aquilo que serve de objeto de imitação. – (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

MOLDE s.m. (Do latim, *Modulus,*diminutivo de *modus, modo,* talvez através do antigo catalão, *motle,* pelo castelhano, *molde)* 1. Objeto que representa uma impressão escavada onde se coloca uma matéria pastosa, líquida ou pulvurulenta que, ao se solidificar ou se aglomerar, adquire a forma dessa impressão (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

MORSA [2]- Aparelho constituído de dois mordentes cujo aperto manual por meio de um parafuso ou de um dispositivo pneumático ou hidráulico permite manter no lugar as peças ou os objetos a serem trabalhados (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

CÓPIA s.f. (Do latim, *copia,* abundância) 1. Reprodução manual ou automática de um texto, documento, etc.- 2. Reprodução de uma obra de arte, de uma jóia, de uma foto (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

DESMOLDANTE s.m: produto passado em moldes ou formas para facilitar a retirada das peças do molde (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995.).

PRIMA[2] –s.f. (Do italiano, prima, primeira) (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

RÉPLICA s.f. 1. Ato ou efeito de replicar; replicação (Grande Dicionário Larrousse Cultural da Língua Portuguesa, 1995).

RESILIÊNCIA-A quantidade de relativa de energia elástica por unidade de volume liberada ao remover a carga de um corpo de prova (ANUSAVICE, 2005).

RESISTÊNCIA – Tensão máxima que uma estrutura pode suportar sem sofrer uma quantidade característica de deformação plástica (limite de escoamento) ou tensão no ponto de fratura (resistência máxima) (ANUSAVICE, 2005).

RESINA ACRÍLICA - São plásticos resilientes formados pela união de múltiplas moléculas de metacrilato de metila (ANUSAVICE, 2005).

RESINA COMPOSTA FOTOATIVADA São resinas compostas comercializada em pasta única contendo partículas de carga que se polimerizam por meio de um sistema iniciador fotossensível (CQ e uma amina iniciadora) e uma fonte de luz ativadora (luz azul visível) (ANUSAVICE, 2005)