

**CURSO DE ODONTOLOGIA**

Mateus Devincenzi Antunes Franco

**REABILITAÇÃO ORAL COMPLEXA COM AUXÍLIO DO CAD-CAM PARA FINS  
FUNCIONAIS E ESTÉTICOS: ESTUDO DE CASO**

Santa Cruz do Sul  
2017

Mateus Devincenzi Antunes Franco

**REABILITAÇÃO ORAL COMPLEXA COM AUXILIO DO CAD-CAM PARA FINS  
FUNCIONAIS E ESTÉTICOS: ESTUDO DE CASO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso, do Curso de Odontologia da Universidade de Santa Cruz do Sul - UNISC.

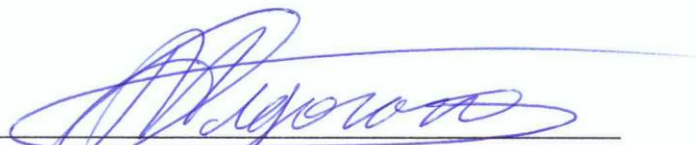
Orientador: Prof. Dr. Roque Alécio Pegoraro

Santa Cruz do Sul  
2017

Mateus Devincenzi Antunes Franco

**REABILITAÇÃO ORAL COMPLEXA COM AUXILIO DO CAD-CAM PARA FINS  
FUNCIONAIS E ESTÉTICOS: ESTUDO DE CASO**

Este trabalho foi submetido ao processo de avaliação por banca examinadora do Curso de Odontologia da Universidade de Santa Cruz do Sul – UNISC como requisito parcial para obtenção do título de Cirurgião-Dentista.



---

*Prof. Dr. Roque Alcício Pegoraro*  
Professor Orientador – UNISC



---

*Prof. Me. Atila Mundstock*  
Professor examinador – UNISC



---

*Prof. Me. Ricardo Sartori*  
Professor examinador - UNISC

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus por ter me concedido a vida e permitido que concluísse mais uma etapa de minha vida.

Aos meus pais Luiz Antônio (in memorian) e Jussara (in memorian), que nunca mediram esforços para me dar à oportunidade de estudar, acreditando e respeitando as minhas decisões e nunca deixando as dificuldades interferirem em meus planos. E que mesmo ausentes fisicamente, estiveram sempre presentes em cada fase desta etapa, sempre me dando forças, iluminando-me e confortando meu coração.

À minha companheira e esposa Juliana, que apesar de todas às dificuldades nunca mediu esforços para me fortalecer e incentivar, tendo um papel de suma importância para que eu conseguisse chegar ao final dessa graduação.

Ao meu filho Martim, que ao nascer trouxe-me novamente a alegria de viver, trouxe-me a paz e deu-me sentido à vida, sendo uma criança alegre, carinhosa, abençoada e iluminada.

À minha tia Iara, que sempre foi mais do que uma tia, que assumiu um papel de mãe. Sempre se fazendo presente, orientando-me e dando-me forças para dar continuidade na minha trajetória acadêmica.

Aos meus Tios Paulo, Lia e Tânia que tiveram um papel fundamental para que eu conseguisse dar continuidade aos meus estudos.

Agradeço aos meus irmãos, Diego e Vagner, que por mais difícil que fossem as circunstâncias, sempre tiveram paciência e confiança.

Ao meu sogro Jorge e minha sogra Suzimara, pelo apoio prestado nos momentos difíceis.

Aos meus amigos, Lucas Almeida e Thael Becker, pela parceria e irmandade, que sempre me apoiaram e se fizeram presentes.

Aos meus amigos: Guilherme Gomes, William D' Avila, Nataniel Gonçalves, Partrik Ribeiro, Claiverton Machado, Brenner Diniz, Dilson Cardoso, Dione dos Anjos, Gilberto, Fábio de Souza, Thalles Bernades, pessoas fundamentais.

Ao meu orientador Prof. Dr. Roque Alécio Pegoraro, pela orientação segura e sensata, pela paciência e dedicação, ajudando-me a transpor os obstáculos encontrados durante o desenvolvimento do trabalho, contribuindo para minha

formação pessoal e acadêmica. Agradeço pela amizade e confiança, pelo exemplo de humildade e competência.

Aos meus professores Mestres, Átila Mundstock e Ricardo Sartori, pelos ensinamentos e pela amizade, e por também terem aceitado fazerem parte da minha banca avaliadora.

Ao laboratório André Pasa, que foi de suma importância para a realização deste trabalho.

A todos os professores do curso de graduação, pelos ensinamentos e pela dedicação.

Aos meus colegas do curso de graduação, pela amizade e convivência e informações compartilhadas no decorrer do curso.

Aos funcionários do curso de graduação, pela convivência e amizade, por estarem sempre dispostos a ajudar.

A todas as pessoas que indiretamente contribuíram para a realização deste sonho.

## RESUMO

O objetivo deste trabalho foi realizar uma reabilitação oral protética em um paciente do sexo masculino, 60 anos de idade, envolvendo prótese parcial fixa (PPF) superior e prótese parcial removível (PPR) inferior, para fins funcionais e estéticos. Na confecção da estrutura metálica da PPF, composta por 9 elementos em curva, utilizou-se a tecnologia CAD/CAM. O procedimento laboratorial iniciou-se pelo escaneamento dos modelos em gesso em um escâner DS 6000 (TECNODRILL®) para visualização do término cervical em software CAD, seguido de planejamento e enceramento da estrutura metálica e posterior fresagem utilizando o sistema CAM, fresadora DM5 (TECNODRILL®), em um monobloco metálico de Titânio. Após prova em boca, foram realizadas várias etapas de aplicação de cerâmica, nova prova em boca e cimentação definitiva. Como resultado, obteve-se com um tempo laboratorial reduzido, uma prótese com adequada adaptação cervical aos pilares protéticos e estruturas adjacentes, cumprindo os requisitos mecânicos e biológicos, devolvendo a função mastigatória, restabelecendo a estética e proporcionando ao paciente um maior conforto e bem-estar.

**Palavras-chave:** prótese parcial fixa; adaptação cervical; CAD/CAM; monobloco; titânio.

## ABSTRACT

The aim of this work was to perform an oral prosthetic rehabilitation in a 60 years old male patient, which has involved mandibular fixed partial denture (FPD) and mandibular removable partial denture (RPD) to promote function and aesthetic. On the metal structure confection of the FPD that is composed for 9 curved elements, it has used CAD/CAM technology. The laboratory procedure has initiated by scanning the gypsum models with a DS 6000 (TECNODRILL®) scanner that to visualize the cervical term on CAD software. After that, it has followed by planning and waxing of the metal structure, also to do subsequent the milling using the CAM system with DM5 milling machine (TECNODRILL ®) on a titanium metal monobloc. After the mouth test, it has performed several steps of ceramic application, so it has done another mouth test to make the final cementation. As result, it has got a reduced laboratorial time, also a prosthesis with adequate cervical adaptation to the prosthetics pillars and the adjacent structures. Therefore, these fulfilling the mechanical and biological requirements, also giving back the chewing function, as well as restoring the aesthetics and providing to the patient better comfort and well being.

**Keywords:** fixed partial dentures; cervical adaptation; CAD / CAM; monobloc; titanium.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Raio X panorâmico .....	26
Figura 2: Vista frontal após a remoção das próteses .....	27
Figura 3: Prótese Parcial provisória .....	27
Figura 4: Prótese Parcial provisória em boca .....	27
Figura 5: Moldagem da arcada superior para confecção do modelo de estudo	28
Figura 6: Modelo de estudo .....	28
Figura 7: Montagem do arco facial.....	29
Figura 8: Vista dos preparos após remoção das próteses .....	30
Figura 9: Provisórios .....	31
Figura 10: Modelagem dos condutos radiculares .....	31
Figura 11: Delineamento dos preparos no modelo superior .....	32
Figura 12: Moldagem funcional.....	33
Figura 13: Modelo com os preparos.....	33
Figura 14: Escolha de cor .....	34
Figura 15: Troqueis .....	34
Figura 16: Prova do monobloco de titânio.....	35
Figura 17: Adaptação cervical no modelo .....	35
Figura 18: Prova em boca.....	36
Figura 19: Adaptação cervical em boca .....	36
Figura 20: Tomada de relação .....	36
Figura 21: Prótese após aplicação de cerâmica: vista vestibular.....	37
Figura 22: Prótese após aplicação de cerâmica: vista palatina .....	37
Figura 23: Prótese após aplicação de cerâmica .....	38
Figura 24: Prótese cimentada .....	38
Figura 25: Prótese cimentada: resultado final.....	39
Figura 26: Prótese cimentada: vista lateral .....	39
Figura 27: Prótese cimentada: Vista lateral aproximada.....	39
Figura 28: Prótese cimentada: resultado final no paciente .....	40
Figura 29: Prótese Parcial Removível Inferior.....	40
Figura 30: Escaneamento do modelo superior .....	41
Figura 31: Cópia do modelo superior .....	41
Figura 32: Escaneamento do modelo inferior .....	42



Figura 33: Cópia do modelo inferior .....	42
Figura 34: Escaneamento dos modelos superior e inferior montados no articulador.....	42
Figura 35: Escaneamento dos troqueis.....	43
Figura 36: Cópia dos troqueis .....	44
Figura 37: Cópia do preparo do dente 13 .....	44
Figura 38: Cópia do preparo do dente 14 .....	44
Figura 39: Cópia do preparo do dente 23 .....	45
Figura 40: Cópia do preparo do dente 25 .....	45
Figura 41: Delimitação cervical do dente 13 .....	45
Figura 42: Inserção dos troqueis com delimitação cervical nos preparos .....	46
Figura 43: Enceramento da estrutura metálica .....	46
Figura 44: Fresagem na peça de titânio.....	47
Figura 45: Fresadora DM5 (TECNODRILL®) .....	47
Figura 46: Monobloco de titânio após fresagem .....	48
Figura 47: Acabamento e polimento na estrutura metálica .....	48
Figura 48: Prova da estrutura metálica no modelo de gesso .....	49
Figura 49: Estrutura após jateamento com óxido de alumínio .....	50
Figura 50: Estrutura após primeira camada de cerâmica.....	50
Figura 51: Estrutura após aplicação da camada de dentina .....	50
Figura 52: Estrutura após aplicação de dentina e cocção.....	51
Figura 53: Provisórios com muralha de silicone.....	51
Figura 54: Aplicação de dentina com guia da muralha .....	51
Figura 55: Aplicação de cerâmica de esmalte .....	52
Figura 56: Cocção.....	52
Figura 57: Após cocção .....	52
Figura 58: Aplicação de cerâmica para confecção da gengiva .....	53
Figura 59: Aplicação de cerâmica para confecção da gengiva: vista palatina ..	53
Figura 60: Após aplicação da primeira camada de gengiva.....	53
Figura 61: Prótese pronta .....	54
Figura 62: Prótese pronta: vista palatina.....	54

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
2 REFERENCIAL TEÓRICO.....	14
2.1 Prótese fixa.....	14
2.2 Preparos em dentes para Prótese Fixa.....	15
2.3 Moldagem.....	16
2.4 Provisórios.....	18
2.5 Ligas Metálicas.....	19
2.6 Fundição e soldagem.....	20
2.7 A tecnologia CAD/CAM na Odontologia.....	24
3 CASO CLÍNICO.....	26
3.1 Anamnese.....	26
3.2 Desenvolvimento do caso.....	28
3.2.1 Plano de tratamento.....	29
3.2 Desenvolvimento do caso.....	30
4 FASE LABORATORIAL.....	41
5 DISCUSSÃO.....	55
6 CONCLUSÃO.....	58
REFERÊNCIAS.....	59
ANEXO A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	64

## 1 INTRODUÇÃO

A perda dentária é um problema que ainda acomete grande parte da população, surgindo a cada dia novos artifícios para solucioná-la. Essas perdas não trazem somente um prejuízo estético, mas também oclusivo e funcional. Indivíduos caracterizados por essa ausência devem ser reabilitados através de próteses totais, parciais ou fixas (HADDAD et al., 2008). Assim, os procedimentos reabilitadores são cada vez mais procurados pelos pacientes nas clínicas de Odontologia, em busca de conforto, função e, principalmente, para fins estéticos (GUERTIN; PROSTHO, 2003).

É fundamental nos casos de perdas dentárias, realizar-se uma reabilitação oral adequada, para atender às necessidades de cada paciente. Muitas possibilidades terapêuticas têm sido empregadas, desde os tratamentos mais simples, com a reposição de um único elemento até casos mais complexos que envolvem a confecção de próteses totais ou a reposição de vários elementos (DANTAS, 2012).

A Prótese Dentária é a parte da terapêutica restauradora que tem por objetivo recolocar, mediante o preparo de um órgão parcial ou totalmente perdido ou ainda em casos que se procura ocultar uma deformidade. A Prótese Fixa (PF) recebe este nome por se apresentar retida aos dentes pilares, não podendo ser removida pelo paciente, e consiste na restauração indireta, parcial ou total, da coroa clínica de um ou mais dentes perdidos ou comprometidos. É confeccionada com materiais biocompatíveis, capazes de restabelecer a forma, função e estética, com preservação da saúde e possibilitando conforto ao paciente (TURANO et al., 2012; VOLPATO et al., 2012; OSTROVSKI, 2015).

De acordo com Raustia et al. (1998), a Prótese Fixa pode ser de dois tipos:

- Prótese Fixa Unitária ou Coroa Unitária: quando ela faz a reposição da porção coronária de um dente apenas, utilizando o seu próprio remanescente radicular como ancoragem.

- Prótese Parcial Fixa: Quando repõe um ou mais dentes perdidos, cujos remanescentes radiculares não estão presentes, e utiliza os dentes vizinhos como pilares para sua ancoragem, como uma “ponte”.

O sucesso das próteses fixas está relacionado com um planejamento criterioso devendo ser realizado com entendimento das características dos dentes

pilares, a posição deles no arco, seu paralelismo, extensão do preparo e níveis de inserção no periodonto. (ZAVANELLI et al., 2005).

Desse modo, a odontologia moderna tem buscado métodos de tratamento que aliam, cada vez mais, estética, durabilidade, facilidade de execução e economia de tempo, tanto para o profissional quanto para o paciente. O progresso tecnológico que ocorre em diversos campos da ciência aplica-se a área odontológica e tem colaborado no desenvolvimento de tais métodos (URBANESKI, 2012). A digitalização de imagens é um exemplo de progresso tecnológico que, aplicado na odontologia, resultou em mudanças significativas na obtenção de próteses e infraestruturas protéticas (BERNARDES et al., 2012).

A grande área da engenharia desenvolve processos para a fabricação de diversos produtos industrializados com auxílio da tecnologia CAD/CAM (*computer-Aided design/computer-Aided manufacturing*). O termo CAD/CAM designa o desenho de uma estrutura protética em um computador, seguido da sua confecção por uma máquina de fresagem. Trata-se de uma tecnologia muito utilizada em várias indústrias e que teve a sua introdução na Odontologia ao final da década de 70. Os objetivos principais dessa tecnologia eram simplificar, automatizar e garantir níveis de qualidade com adaptações micrométricas das próteses dentária (NEDER, 2011).

Apesar das inúmeras aparentes vantagens da utilização da tecnologia CAD/CAM na odontologia, a instalação destes sistemas de grande porte em consultórios odontológicos e laboratórios foi inicialmente limitada não só por causa do valor, mas também as limitações de espaço (MIYAZAKI et al., 2009). Para contornar essas limitações, engenheiros de desenvolvimento de produtos em várias empresas vêm buscando alternativas, e criaram scanners, para uso em clínicas, que são cada vez mais amigáveis para o usuário, produzindo imagens e restaurações com precisão cada vez maior (CORREIA et.al, 2006).

Os sistemas CAD/CAM que estão disponíveis atualmente são capazes de alimentar dados obtidos através de escaneamentos digitais precisos feitos em modelos de gesso, para sistemas de confecção capazes de esculpir restaurações em blocos de metais, cerâmica ou resina, sem a necessidade de uma cópia física dos dentes preparados, dentes adjacentes e dentes antagonistas. O uso dessa tecnologia representa, então, uma mudança de paradigma na odontologia, constituindo uma evolução bastante significativa na confecção de próteses odontológicas (POLIDO, 2010).

Neste contexto, o presente trabalho descreve o caso clínico de uma prótese parcial removível e de uma prótese fixa em monobloco, realizada com o auxílio do Sistema CAD-CAM, com o objetivo de abordar sua técnica de elaboração e de execução, de acordo com a literatura.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1 Prótese fixa

O sucesso do tratamento com prótese fixa é determinado através de três critérios: longevidade da prótese, saúde pulpar e gengival dos dentes envolvidos e satisfação do paciente (PEGORARO et al.,2013). Já a vida útil de uma prótese fixa depende muito de sua engenharia, uma vez que as próteses fixas, por serem rígidas, produzem tensões em diversos sentidos, podendo influenciar em sua durabilidade. Deve-se tomar o cuidado de tentar compensar essas tensões com uma engenharia inteligente. O comprimento, a largura, a direção do longo eixo, o suporte de osso alveolar, a espessura de cimento, a carga e a forma radicular de cada dente influenciam de forma direta nos movimentos individuais de cada dente. Os pilares protéticos, geralmente, diferem no quesito resistência, por exemplo, um segundo molar e um segundo pré-molar, muito provavelmente, têm capacidades diferentes de suportar uma prótese. O menor pilar tende a sofrer maior tensão, além de poder se movimentar de forma diferente na mastigação, produzindo uma força de alavanca que pode acarretar uma falha no retentor mais fraco. (MARKLEY, 1951; BASSANI, 2016).

Apesar do conhecimento e da capacidade prática de se evitar a perda dentária, a Prótese Dentária, como uma especialidade, encontra na substituição de dentes perdidos, aliar função e estética, sendo um desafio na atualidade (OLIVEIRA et al., 2009).

A evolução científica e tecnológica coloca hoje a disposição do cirurgião dentista uma multiplicidade de desenhos de restaurações protéticas, não só como restauração unitária, mas também como retentores de aparelhos fixos. Isso facilita ao profissional selecionar aquela mais adequada a cada situação clínica específica, observando algumas considerações básicas como: idade do paciente, grau da estrutura mineralizada perdida, estética, fonética, função e harmonia oclusal (MEZZOMO et al., 2006).

As reabilitações protéticas almejam a estética e a função na busca da perfeição, recuperando, além dos dentes ausentes, as estruturas de suporte ósseo e gengival perdidas (ROSA et al., 1999). Há uma busca constante por materiais que

permitam a confecção de próteses satisfatórias, principalmente no que se refere às qualidades de ajuste, biocompatibilidade, resistência a manchamento e corrosão. Além desta preocupação em reabilitação de próteses anteriores, outro fator de grande importância é a conformação da guia anterior que seja benéfica ao sistema mastigatório, evitando contatos posteriores durante os movimentos mandibulares excêntricos (MUÑOZ-CHAVES et al., 2002).

Nesse contexto, as restaurações metalocerâmicas combinam a resistência e a precisão de um metal fundido com a estética da porcelana. Elas são compostas por uma infraestrutura metálica que se encaixa sobre o preparo do dente e por uma parte de cerâmica fundida à infraestrutura metálica (SHILLINBURG et al., 1998). O preparo inadequado pode levar ao sobrecontorno da prótese, inflamação gengival, estética desfavorável e pouca retenção. Já o sucesso clínico das restaurações metalocerâmicas depende fundamentalmente da obediência de uma série de características técnicas, para que se preserve a condição de resistência da estrutura conjunta de metal e cerâmica (CHICHE; PINAULT, 1996; ARAÚJO, 2004; MORANDI; RABELLO NETO, 2007).

## **2.2 Preparos em dentes para Prótese Fixa**

Os princípios mecânicos e biológicos são fundamentais para o sucesso durante a reabilitação protética. Os princípios mecânicos em prótese fixa são: retenção, resistência ou estabilidade, rigidez estrutural e integridade marginal.

A retenção depende basicamente de contato existente entre as superfícies internas da restauração e as externas do dente preparado, denominando-se retenção friccional. Quanto mais paralelas as paredes axiais do dente preparado, maior será a retenção friccional da restauração. (PEGORARO et al.,2013).

A resistência ou estabilidade conferida ao preparo previne o deslocamento da restauração quando submetidas às forças oblíquas, que podem provocar rotação da restauração. A relação altura e largura do preparo é essencial para dar a prótese resistência/estabilidade. Quando maior a altura das paredes, maior será a resistência do preparo, para impedir o deslocamento da prótese frente as forças laterais, sendo importante que a altura do preparo seja pelo menos igual ou maior do que à sua largura. (PEGORARO et al.,2013).

O preparo deve ser executado de forma que a restauração, apresente espessura suficiente de metal e porcelana ou apenas de porcelana (porcelana pura), para resistir frente às forças mastigatórias e não comprometer a estética e o tecido periodontal. A preservação da saúde do periodonto é fundamental em reabilitações protéticas, sendo a melhor localização do término cervical àquela que o profissional pode controlar todas as etapas dos procedimentos clínicos e o paciente ter condições efetivas para a higienização. É vital, para a hemostasia da área, que o preparo, estenda-se o mínimo para dentro do sulco gengival, exclusivamente em áreas estéticas. (PEGORARO et al., 2013).

### **2.3 Moldagem**

As moldagens são definidas como um conjunto de operações clínicas com o intuito de conseguir a reprodução negativa dos preparos dentais e estruturas adjacentes com uso de materiais e técnicas adequadas. Os materiais de moldagem são utilizados na Odontologia para produzir réplicas precisas dos tecidos intraorais e extraorais. Esses materiais, devem ser suficientemente fluidos para que se adaptem aos tecidos orais, serem viscosos para ficarem contidos na moldeira, serem capazes de se tornarem material borrachóide em um tempo razoável, serem resistentes à distorção e ao rasgamento, serem dimensionalmente estáveis por um tempo suficiente, serem biocompatíveis e apresentarem um bom custo benefício. (ANUSAVICE et al., 1998)

Materiais de moldagem devem apresentar as seguintes características: ser atóxico, evitando reações à mucosa durante a moldagem, após a polimerização final deve ter uma cor que facilite a identificação dos detalhes do molde com exatidão; consistência adequada para reproduzir todos os detalhes desejados, não se deformar ao ser removido da boca, estabilidade dimensional diante de variações de umidade e temperatura, ser compatível com gessos, revestimentos para modelos, não distorcer durante o vazamento do gesso no molde e ser passível de desinfecção antes do vazamento sem que suas propriedades sejam alteradas. (PEGORARO et al., 1998)

A moldagem dos dentes de suporte e das estruturas adjacentes é uma etapa indispensável para todo processo de confecção do trabalho, uma vez que representa a passagem de uma situação clínica, para o laboratório na forma de modelos



articulados ou não. A moldagem pode ser definida como um conjunto de operações clínicas com o objetivo de reproduzir em negativo os preparos dentais e os tecidos adjacentes, usando materiais e técnicas adequadas (MEZZOMO et al. 2006).

A seleção dos materiais de moldagem em prótese, irá influenciar todas as etapas subsequentes do tratamento, é uma opção clínica e deve ser feita de acordo com as propriedades químicas, físicas e mecânicas destes produtos (ANUSAVICE, et. al., 1998).

Percebe-se, no mercado, uma variedade de opções, no que se refere ao tipo de material a ser utilizado. Dentre os produtos para impressão disponíveis atualmente, destaca-se o grupo de materiais elásticos para moldagens, de natureza borrachóide, conhecido tecnicamente como elastômeros. São identificados como materiais não aquosos, para moldagens em odontologia, também são classificados como borrachas sintéticas. Existem, quimicamente, quatro tipos de elastômeros: polissulfeto, silicone polimerizada por condensação, silicone polimerizada por adição e poliéter (ANUSAVICE et. al., 1998).

O silicone de adição apresenta melhor estabilidade dimensional, vindo depois o poliéter, silicone de condensação e polissulfeto. Escolher corretamente um deles na hora de confeccionar uma moldagem é fundamental para o sucesso do trabalho, tendo em vista que cada um dos materiais tenha seu tempo de trabalho, liberação de subproduto, tempo para vazamento, número de vezes que poderá ser reaproveitado e principalmente capacidade e qualidade de reprodução (MESQUITA et al., 2012).

Os silicones de adição por apresentarem pouca alteração dimensional (0,05 a 0,016%), são os materiais mais precisos do mercado, com excelente resistência ao rasgamento, bom tempo de trabalho e ótima recuperação elástica. Além disso, o molde pode ser vazado em até 48 horas após sua obtenção, sem qualquer tipo de alteração. Como desvantagem, esse material tem seu processo de polimerização alterado na presença de enxofre, assim, o profissional não pode manipular esse tipo de silicone quando estiver usando luvas, já que ocorrerá uma alteração de sua consistência rígida para uma consistência borrachóide (PEGORARO et al., 2013)

O poliéter tem precisão idêntica ou ligeiramente superior aos outros elastômeros, tem excelente estabilidade dimensional mesmo se o vazamento for muito retardado (SHILLINGBURG et al., 1998)

Os sistemas de poliéter conciliam com propriedades mecânicas superiores às dos polissulfetos e alterações inferiores às das siliconas por condensação. Eles

também são hidrófilos. Possuem características limitantes como o curto tempo de trabalho e alta rigidez (CRAIG, POWERS E WATATA, 2002).

Contudo, para realizar-se uma boa moldagem, três requisitos básicos devem ser observados: a extensão do preparo, término cervical e coroas provisórias. Estes princípios devem ser respeitados para a manutenção da saúde periodontal, com ausência de inflamação e exsudato. Assim como o término deve ser o mais liso e polido possível e coroas provisórias bem adaptadas evitando o subcontorno e o sobre contorno (PEGORARO et al., 2002).

Devido à necessidade da realização de restaurações indiretas, observa-se, que geralmente os remanescentes dentais que necessitam destas restaurações, apresentam-se em condições onde o término cervical encontra-se subgingivalmente. Assim sendo, para a obtenção da moldagem destas estruturas, se faz necessário à utilização de meios que proporcionem o afastamento deste tecido, para copiar com fidelidade e transmitir ao modelo de trabalho. Desta forma o controle dos tecidos gengivais é indispensável, quer seja por algum método de afastamento gengival e posterior moldagem ou pelo próprio ato da técnica de moldagem (SHILLINBURG et al., 1998).

Existem diversas técnicas para moldagem de preparos, entre elas tem-se à técnica utilizando casquete de resina auto-polimerizável, técnica que apresenta a vantagem de a camada do material de moldagem ser menor e mais homogênea em todos os seus pontos, o que teoricamente apresentará moldes mais fiéis e em consequência, troquéis mais exatos (MEZZOMO et al., 2006)

## **2.4 Provisórios**

Qualquer tipo de tratamento com prótese de um ou mais elementos, em dentes ou implantes, exige a confecção de restaurações provisórias, que facilitam a confecção da prótese definitiva. A palavra “provisória”, para muitos pode significar que a prótese tem apenas a função de substituir a quantidade desgastada do dente preparado até a cimentação da prótese definitiva. No entanto, a verdade é que o sucesso da prótese definitiva pode estar diretamente relacionado à qualidade das restaurações provisórias. (PEGORARO et al., 2013).

As próteses fixas provisórias têm a função de servir como um referencial ao planejamento para as próteses definitivas. Portanto o planejamento, execução,

acabamento e polimento devem ser vistas com a mesma seriedade das próteses definitivas. O sucesso da prótese definitiva tem relação direta à qualidade dos provisórios. Formas anatômicas sem harmonia e sobrecontornos, principalmente em dentes anteriores, onde não há combinação de cores com os subsequentes ou antagonistas, são fatores que pode dificultar tanto o sucesso da prótese, quanto a relação entre dentista/paciente. (GASPERIN et al., 2008)

Em uma visão periodontal, as próteses têm a função primária de preservar a saúde periodontal do tecido gengival saudável, auxiliar no tratamento e na recuperação do tecido gengival alterado e, finalmente, auxiliar na manutenção da saúde do periodonto tratado. (PEGORARO et al., 2013)

As próteses e coroas provisórias apresentam algumas desvantagens principalmente se permanecerem em boca por longos períodos, podendo ocorrer fraturas, resposta periodontal desfavorável em função da característica superficial do material que favorece a instalação de placa, sendo consequência, a inflamação gengival e/ou instalação de cárie (PEGORARO et al., 1998).

A adaptação correta da coroa provisória mantém a sanidade do tecido gengival, evitando desregular sua estrutura, conseqüentemente proliferação sobre o dente e assim, um processo inflamatório. O contorno da prótese é diretamente influenciado pela estética, fonética, posição do dente no arco, forma da raiz, forma do rebordo alveolar e quantidade do tecido gengival. Não existe estética sem saúde gengival. Excesso de contorno gengival pode promover ulceração no epitélio sulcular, recessão gengival, inflamação gengival. (PEGORARO et al., 1998).

## **2.5 Ligas Metálicas**

Escolher um material para uma reabilitação protética tem se tornado cada vez uma tarefa mais difícil, já que há grande quantidade de ligas metálicas para uso em prótese disponíveis no mercado, tentando alcançar o ideal de um material perfeito, o que gera nos profissionais um certo receio quanto a escolha da liga metálica para cada tipo de trabalho (GEIS-GERSTORFER,1994; FARIA, 2005).

As ligas odontológicas contêm, geralmente, pelo menos quatro metais e frequentemente apresentam seis ou mais metais, na tentativa de melhorar as propriedades da liga, já que os metais puros não apresentam propriedades físicas e biológicas suficientes para utilização na boca. No entanto, a complexidade e

diversidade destas ligas dificultam o entendimento de sua biocompatibilidade (WATAHA, 2000).

A escolha para utilização de uma liga em Odontologia deve obedecer a três fatores: economia, propriedades físicas e propriedades biológicas. No entanto, é frequente a escolha das ligas ser baseada no custo e na cor, apesar destes serem os mais pobres indicadores. (WATAHA & MESSER, 2004).

As ligas podem ser denominadas biomateriais, já que são aplicadas em contato com o epitélio oral por longos períodos, isto é, muitos anos no caso das próteses, para a reposição de tecidos orais perdidos. (WATAHA, 2000; LYGRE, 2002).

O titânio é conhecido há muito tempo por sua valiosa combinação de alta resistência e baixa densidade, somando-se isso a resistência considerável à corrosão, sua aplicação em diversos campos é surpreendente e sua utilização na Medicina e Odontologia tem sido encorajada há tempo, isso, se deve por causa da sua biocompatibilidade (DARVELL, 2012).

A biocompatibilidade favorável, boa resistência à corrosão e propriedades físicas vantajosas são características determinantes para o aumento do uso do titânio na Odontologia, mas a alta temperatura de fusão ainda continua sendo um desafio (LYGRE, 2002).

As principais propriedades do titânio que o tornam o material mais utilizado em aplicações, onde se exige elevado desempenho e confiabilidade são: elevada relação resistência mecânica/peso, baixa massa específica, elevada resistência à corrosão, excelente biocompatibilidade, pode ser forjado por meio de técnicas convencionais, pode ser fundido utilizando-se a técnica de fundição por precisão, pode ser processado por meio de metalurgia do pó e pode ser soldável (soldagem por fusão, TIG e brasagem) (DONACHIE, 1988; FARIA, 2005).

## **2.6 Fundição e soldagem**

O processo de fundição odontológica foi desenvolvido por Philbrook em 1897, que proporcionou grandes melhorias na reabilitação de elementos dentais perdidos. No entanto, foi aprimorado e difundido por Taggart (1907), que buscou, por meio da pesquisa, estipular um protocolo do processo de fundição conhecido como

“Processo da Cera Perdida”, que permanece quase inalterado até os dias atuais (CORREA, 2003).

Mesmo após a introdução da técnica da cera perdida por Taggart em 1907, as fundições odontológicas ainda permanecem apresentando falhas estruturais em relação à adaptação marginal. A fundição de infraestruturas extensas sobre dentes ou implantes é uma ocorrência frequente, repleta de imperfeições e defeitos às condições clínicas. As falhas são decorrentes dos materiais empregados durante o processo de manipulação ou são consequentes da própria técnica de fundição (CORREA, 2003; ZEQUETTO, 2005).

Penzer, em 1953, discorreu sobre fundição de prótese fixa em um só bloco com o objetivo de diminuir o número de sessões clínicas, através da eliminação dos procedimentos de soldagem que enfraqueciam as conexões.

As fundições de próteses fixa convencionais em monobloco são técnicas sensíveis que apresentam certo grau de distorção, o qual se torna inevitável, (aproximadamente 100  $\mu\text{m}$ ) (SCHIFFLEGER, 1985; CASTILIO, 2000). Esses defeitos de fundição podem ser oriundos da própria técnica: a fundição por cera perdida originalmente proposta, visava obter infraestruturas em monoblocos. Porém, segundo SCHIFFLEGER e colaboradores (1985), e BRUCE (1964), quanto maior a peça protética, maior a distorção. Assim, tornando a ocorrência de desajustes marginais clinicamente visíveis cada vez mais frequente (CORREA, 2003).

Nesse contexto, o uso frequente do processo de fundição e as pesquisas científicas impulsionam o mercado odontológico a desenvolver novos materiais e técnicas para que as peças fundidas sejam obtidas, cada vez mais, com melhor precisão e qualidade frente às ligas alternativas (ZEQUETTO, 2005).

A contração de fundição depende dos materiais envolvidos neste processo, e um assentamento e adaptação marginal aceitáveis poderão ser obtidos pela seleção adequada do tipo de revestimento empregado (VIEIRA, 1979).

Independentemente do tipo de liga metálica a se utilizar, a técnica de fundição em monobloco busca rapidez e um ideal assentamento sobre os implantes e/ou dentes pilares que as retêm (JEMT; LINDEN, 1992).

Métodos alternativos foram propostos tentando melhorar a adaptação marginal, visando a obtenção de próteses fixas extensas em monoblocos. Dentre estes, o corte da estrutura e soldagem, para se reduzir as distorções provindas da fundição. A união dos componentes de uma prótese parcial fixa, se dá através de

pontos de solda, sendo uma manobra comum e têm influência direta na condição final de adaptação, assentamento passivo e resistência da peça obtida (CORREA, 2003).

Entretanto, a técnica de soldagem tem gerado controvérsia, a ponto de Matthys, Somerling-Van Peteghen (1987) considerarem-na o elo fraco na construção de uma prótese metalocerâmica. A união dos componentes de uma prótese parcial fixa através de pontos de solda é uma manobra comum e a precisão das várias fases que compõem a técnica de soldagem como: espaço para solda, preparo para superfícies a serem soldadas, expansão do revestimento, contração da solda, além da técnica de aquecimento, têm grande influência na adaptação final e resistência da prótese (PEGORARO et al., 2002).

Deste modo, se por um lado a técnica de soldagem é um procedimento amplamente empregado na construção das próteses parciais fixas para se obter melhor adaptação, por outro pode ser um fator de negativa influência à sobrevida da prótese e à própria adaptação (PEGORARO et al., 2002).

Geralmente, a desadaptação de uma infraestrutura é corrigida através da secção e união dos segmentos por soldagem a laser ou brasagem. Após estes procedimentos, a barra ainda poderá apresentar pequenos desajustes marginais e sua estrutura estará enfraquecida nos pontos de união (RIEDY et al., 1997).

Schiffleger e colaboradores (1985) compararam próteses parciais fixas metalocerâmicas de três, quatro e cinco elementos fundidas em monobloco. Quinze próteses, cinco para cada grupo, foram fundidas em monoblocos e após a avaliação do desajuste marginal e das alterações no sentido méso-distal, foram seccionadas de maneira a obter um espaço de 0,35 mm para receber a solda de alta fusão. A adaptação foi novamente avaliada após a soldagem e depois de terem sido submetidas a cinco ciclos de aquecimento que simulavam a técnica de queima da porcelana. As medidas de desajuste cervical e da extensão méso-distal das próteses foram feitas em um microscópio e os resultados mostraram uma relação direta entre a extensão da prótese e a alteração marginal, tanto para as fundições em um só bloco como para as restaurações soldadas. Foi utilizado um microscópio com calibração em micrometro para o registro das medidas de discrepância vertical marginal. Para os grupos de quatro e cinco elementos, as distorções resultantes da soldagem foram significativamente menores que aquelas obtidas com as peças fundidas em um só bloco. Segundo os autores, a distorção das peças fundidas

devia-se a um fenômeno tridimensional que resultava numa maior discrepância na região méσιο-gengival para o retentor anterior e na disto-gengival para o retentor posterior.

Um estudo realizado por Pegoraro e colaboradores (1995) teve o objetivo comparar o desajuste marginal de infraestrutura de uma prótese fixa metalocerâmica anterior e inferior, de seis elementos, fundidas individualmente, soldadas e fundidas em um só bloco. Simulando situações clínicas onde houvesse perda de um ou mais dentes, foram criados outros conjuntos como formas de soluções protéticas. Os dentes foram preparados para coroas metalocerâmicas e após o enceramento, os padrões foram divididos em dois grupos, para serem fundidos com uma liga de Ni-Cr (Durabond): no primeiro, cinco conjuntos foram fundidos em um só bloco e no segundo foram obtidas 15 fundições individuais para cada troquel e distribuídas em 3 sub-grupos. Os resultados e sua análise estatística para cada variável em estudos foram apresentados contendo os valores médios em  $\mu\text{m}$  do desajuste marginal de cada componente da prótese. Assim foram feitas soldagens com um ponto de solda de cada vez, com 2 pontos de solda cada vez e depois um outro ponto de solda unindo as duas partes previamente soldadas e com 5 pontos de solda de uma única vez. A avaliação do desajuste marginal foi realizada em um microscópio comparador e os resultados mostraram que: o número de retentores e a extensão da prótese foram responsáveis por um maior desajuste marginal dos retentores, sendo que o número foi o fator mais importante; foram encontradas, diferenças estatisticamente significativas no desajuste marginal dos retentores fundidos individualmente com aquelas fundidos em um só bloco nos diversos arranjos formados em função do número e das posições dos retentores; O desajuste marginal dos conjuntos soldados com 2 ou 3 retentores ou fundidos em uma só peça foi maior que os retentores soldados individualmente e menor que o grupo de 6 retentores onde os pontos de solda foram realizados de um só vez.

Riedy e colaboradores, em 1997, estudaram a adaptação marginal de próteses implanto-retidas de 5 elementos, obtidas pela técnica da fundição em monobloco e obtidas pela técnica da usinagem computadorizada – sistema CAD-CAM. As infraestruturas fundidas foram seccionadas e unidas por solda laser. Os resultados mostraram que a secção e união por meio de solda laser foi o método mais preciso, apresentando os menores valores de desajuste marginal.

## 2.7 A tecnologia CAD/CAM na Odontologia

Na Odontologia, a tecnologia CAD/CAM tem sido utilizada na produção de restaurações de prótese fixa como, por exemplo, coroas, pontes e facetas. Várias empresas têm desenvolvido sistemas CAD/CAM de alta tecnologia, que se baseiam em três componentes fundamentais: sistema de leitura da preparação dentária (*scanning*), software de desenho da restauração protética (CAD) e sistema de fresagem da estrutura protética (CAM) (LIU, 2005; TINSCHERT *et al.*, 2004).

Os sistemas CAD-CAM têm se expandido muito ao longo dos anos. Estes sistemas permitem realizar tarefas altamente técnicas mais rapidamente, com maior facilidade e maior precisão. Os sistemas CAD-CAM permitem, respectivamente, integrar as tarefas de projeto, simular e otimizar o produto e efetuar sua fabricação (KINDLEIN, 2006).

A implementação dessa tecnologia, com seus diversos sistemas, contribuiu para o aperfeiçoamento do procedimento do desenho e da confecção assistidas por computador. Além disso, o fato de serem tecnologias essencialmente informatizadas exige do clínico e do laboratório uma adaptação das dinâmicas de trabalho (FREITAS, 2008).

Atualmente, o método CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) é considerado o mais moderno e, de acordo com o fabricante, o que apresenta melhor assentamento passivo. Neste contexto, após escaneamento de um modelo e, a partir dele, desenha-se a futura infraestrutura metálica que será fresada a partir de um bloco maciço de titânio. Posteriormente, um técnico realizará o acabamento e verificação do ajuste da peça sobre o modelo e o conjunto será enviado ao profissional para finalizar o tratamento odontológico (ORTORP *et al.*, 2003; TAKAHASHI *et al.*, 2003).

Depois de efetuada a digitalização do preparo dentário, a imagem é transferida para um programa de desenho assistido por computador, pelo qual o operador pode desenhar de forma virtual a estrutura protética. Eventualmente, e se necessário pode ser realizado um enceramento, que posteriormente digitalizado é tratado pelo software. Nesta fase, definem-se as linhas de acabamento, o espaçamento e a espessura da restauração a usinar (CORREIA *et al.*, 2006).

Um robô sistematicamente controlado é responsável por processar os dados digitalizados e transformar as informações de projeto (CAD) na estrutura protética.



Isto é feito pela fresagem de blocos de diferentes materiais. Os equipamentos de fresagem são distinguidos pelo número de eixos de trabalho, e quanto maior o número de eixos, maior complexidade da usinagem. A qualidade da restauração, porém, não depende exclusivamente do número de eixos com que a máquina consegue processar o desenho, depende também da digitalização e de informações de processo e produção (CAPARROSO; DUQUE, 2008).

A tecnologia CAD/CAM permite a fresagem das mais diversas restaurações dentárias, como: coroas totais, “inlays”, “onlays”, facetas, pilares personalizados, pontes fixas, “copings” e infraestruturas. Utilizando-se de materiais metálicos e não metálicos na forma de blocos de cerâmica feldspática, zircônia, dissilicato de lítio, titânio, cobalto-cromo e resinas para próteses temporárias, o que seria inviável em um processo convencional de manufatura (BERNARDES, et al., 2012).

As vantagens da tecnologia CAD/CAM para a fabricação de coroas e próteses podem ser resumidas como: aplicação de novos materiais; trabalho reduzido; melhor custo-benefício e alta qualidade, com excelente adaptação marginal, resistência e durabilidade, translucidez e estética, além da biocompatibilidade (URBANESKY, 2012).

Takahashi e Gunne (2003) avaliaram a adaptação de infraestruturas metálicas fresadas em Ti, fabricadas pelo sistema Procera, e infraestruturas fundidas em liga de ouro. Um total de 19 infraestruturas foram produzidas, sendo 14 pelo sistema Procera e 5 fundidas em ouro. Desta forma foi verificada a adaptação de 95 pilares, sendo 70 do sistema fresado e 25 do fundido. Depois de confeccionadas as infraestruturas, silicone de adição de consistência leve foi injetada dentro dos cilindros e sobre os análogos, aplicando-se uma força de aproximadamente 10 (quilograma força) kgf. Desta forma foi possível obter uma fina lâmina de silicone que correspondia a desadaptação das infraestruturas aos análogos. Para cada pilar, foram feitas 3 lâminas, que após a presa, foram seccionadas em 4 partes, nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal. Estas lâminas foram então levadas ao microscópio, com magnificação de 30 vezes, para medir sua espessura. Como conclusão, as infraestruturas fresadas pelo sistema Procera apresentaram uma adaptação significativamente menor do que as fundidas em ouro.

### 3 CASO CLÍNICO

#### 3.1 Anamnese

Paciente A. A. T, leucoderma, gênero masculino, 60 anos idade, compareceu à Clínica de Odontologia da Universidade de Santa Cruz do Sul – UNISC, relatando interesse em dar continuidade ao tratamento protético que havia sido iniciado no primeiro semestre do ano de 2016 e paralisado devido ao término das atividades clínicas. Nesta ocasião, foi observado, através de um exame radiográfico (Figura 1), uma perfuração na face distal da raiz do incisivo lateral superior. Foi realizado uma moldagem do arco superior e sobre o modelo foi confeccionado uma prótese parcial provisória (PPA) (Figura 3), após a remoção das coroas dos dentes 11, 12, 21 e 22. A prótese fixa foi seccionada entre os dentes 12 e 13, e os pôneicos dos dentes 11, 12 e 21 foram removidos juntamente com a exodontia do dente 22 (Figura 2). A prótese parcial provisória foi ajustada e instalada (Figura 4).

**Figura 1: Raio X panorâmico**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 2: Vista frontal após a remoção das próteses**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 3: Prótese Parcial provisória**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 4: Prótese Parcial provisória em boca**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Ao retornar à Clínica de Odontologia da Universidade de Santa Cruz do Sul-UNISC, realizou-se o planejamento e anamnese para melhor diagnóstico, no qual o paciente relatou não apresentar nenhuma alteração sistêmica, não estando sob nenhum tratamento médico e não fazer uso de nenhuma terapia medicamentosa. Após anamnese e exame clínico, o paciente relatou que tinha interesse em dar continuidade ao tratamento, já que estava insatisfeito com a prótese parcial provisória (PPA) e com estética das suas próteses fixas.

### 3.2 Desenvolvimento do caso

Inicialmente, selecionou-se a moldeira que melhor se adaptaria ao tamanho da arcada do paciente. Optou-se por uma moldeira metálica de número 3, para moldagem e posterior confecção dos modelos de estudo. O material de moldagem utilizado foi hidrocolóide irreversível Jeltrade® (Dentisply – USA). Após a moldagem (Figura 5), o modelo foi confeccionado utilizando gesso pedra (Figura 6).

**Figura 5: Moldagem da arcada superior para confecção do modelo de estudo**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 6: Modelo de estudo**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Usou-se o arco facial para fazer o registro da posição do arco superior com a base do crânio, para posterior montagem do modelo superior em Articulador Semi-Ajustavel A7 Plus® (Bio Art – São Paulo). A Figura 7 mostra o arco facial montado.

**Figura 7: Montagem do arco facial**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Após o registro do arco facial, registrou-se a relação maxilomandibular para articulação dos modelos. O registro interoclusal em máxima intercuspidação habitual (MIH), foi realizado com o uso de uma lâmina de cera dupla e o modelo inferior posteriormente montado e fixado em Articulador Semi-Ajustavel A7 Plus® (Bio Art – São Paulo).

### **3.2.1 Plano de tratamento**

Estando os modelos montados no articulador, foi então, elaborado o estudo da oclusão do paciente, função, relação funcional da maxila/mandíbula e planejamento do caso. Na busca de um melhor tratamento ao paciente, optou-se pela reabilitação oral por meio de prótese fixa, utilizando como pilares os elementos 13, 14, 23 e 25, tendo como pôneicos os elementos 11, 12, 21, 22 e 24. Na arcada inferior, decidiu-se pela confecção de uma prótese parcial removível (PPR), para restaurar os espaços protéticos correspondentes aos dentes 35, 36, 45 e 46.

### 3.2 Desenvolvimento do caso

Iniciou-se a remoção das próteses fixas dos dentes 13, 23 e 25, e do pêntico correspondente ao dente 24. As coroas metalocerâmicas foram removidas com uma broca troco-cônica 702, em alta rotação. Foi realizado um corte paralelo ao longo eixo da prótese de forma que removesse a estrutura da cerâmica e do metal, até se ver nitidamente a linha do cimento, facilitando, assim, a remoção das próteses fixas dos dentes 13, 23 e 25, conforme mostra a Figura 8.

**Figura 8: Vista dos preparos após remoção das próteses**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Foi realizado, a limpeza dos preparos e confecção dos provisórios com resina acrílica autopolimerizável Duralay® (Reliance Dental Mfgco Worth IL – USA). As coroas provisórias, foram reembasadas e realizados os acabamentos necessários e fixados em boca com cimento provisório Provy® (Dentisply – USA) e logo, realizaram-se os ajustes oclusais (Figura 9).

Uma tomada radiográfica do dente 14 foi realizada e observou-se que o tratamento endodôntico estava adequado. Fez-se o preparo do dente, e realizou-se a desobturação do conduto, deixando 4 mm de material obturador no ápice radicular de ambas as raízes. A seguir, os condutos radiculares foram higienizados e foi dado início a modelagem do núcleo com resina acrílica vermelha autopolimerizável Duralay® (Reliance Dental Mfgco Worth IL – USA), copiando a anatomia dos condutos radiculares e dando forma do núcleo (Figura 10).



**Figura 9: Provisórios**

Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 10: Modelagem dos condutos radiculares**

Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Após a modelagem confeccionou-se um provisório com pino intraradicular com resina acrílica autopolimerizável Duralay® (Reliance Dental Mfgco Worth IL – USA) de cor 69 e cimentado com cimento provisório Provy® (Dentisply – USA), e posterior envio da peça ao laboratório para fundição.

Na consulta seguinte, fez-se a prova do núcleo metálico fundido. Foram necessários alguns ajustes para se obter uma adaptação satisfatória. Foi cimentado com cimento de Fosfato de Zinco S.S. White®, e um novo provisório foi confeccionado. Removeu-se os demais provisórios e fez-se desgastes nos preparos dos dentes 13, 23 e nos núcleos dos dentes 14 e 25, afim de conseguir paralelismo entre os pilares. Realizou-se moldagem com hidrocolóide irreversível Jeltrade® (Dentisply – USA) e confeccionou-se o modelo com gesso do tipo especial. Os provisórios foram reembasados com resina acrílica autopolimerizável Duralay®

(Reliance Dental Mfgco Worth IL – USA) e cimentados com cimento provisório Provy® (Dentisply – USA). O modelo foi levado ao delineador para conferir o paralelismo dos preparos e demarcar onde precisava novos desgastes. Os desgastes dos preparos foram feitos e uma nova moldagem realizada e o modelo levado novamente ao delineador para confirmar o paralelismo (Figura 11).

**Figura 11: Delineamento dos preparos no modelo superior**

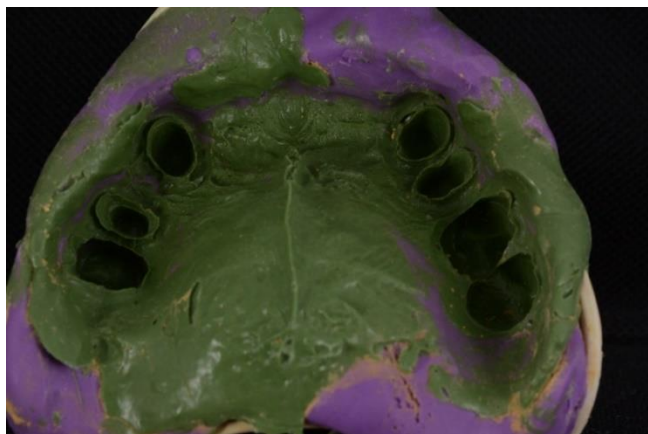


Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Com os preparos devidamente adequados, removeu-se os provisórios para a realização da moldagem. Primeiramente, os preparos foram limpos, utilizando uma gaze úmida, jatos de ar e, com o auxílio de uma sonda exploradora, foi removido restos de cimento provisório. Foi realizada a moldagem com Silicone de adição Express XT® (3M ESPE – USA) na técnica de um passo a quatro mãos. Feita a seleção da moldeira de nº 7, com uso da técnica de fios afastadores para evidenciar os terminos cervicais dos preparos. Após, aproximadamente 10 minutos, retirou-se os fios dos sulcos gengivais, injetou-se silicone de adição leve Express™ Vinyl Polysiloxane Impression Material (3M ESPE – USA), preenchendo-os e circundando os preparos. Enquanto isso, com a ajuda de um auxiliar, preparou-se o silicone de adição de consistência pesada, Express XT™ XT Putty Soft VPS Impression Material (3M ESPE – USA) devidamente sem luvas para não inibir a reação do material. Uma vez carregada a moldeira com material pesado levou-se em boca para concluir a moldagem. Após o endurecimento do material fez-se a remoção do molde (Figura 12).



**Figura 12: Moldagem funcional**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Após uma hora da obtenção do molde o gesso do tipo IV foi vazado. Feita a separação do molde-modelo (Figura 13) um segundo modelo foi confeccionado. Posteriormente, foi realizado o registro com arco facial para montagem do modelo no Articulador Semi-Ajustavel A7 Plus® (Bio Art – São Paulo).

**Figura 13: Modelo com os preparos**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Juntamente com o paciente foi feita a escolha de cor, em um ambiente com luz natural, utilizando a escala VITA 3 D MASTER. A cor escolhida foi 3M3 no corpo e 3M2 na incisal (Figura 14). Também se fez a moldagem da arcada inferior com a prótese parcial removível em boca, e o modelo montado no Articulador Semi-Ajustavel A7 Plus® (Bio Art – São Paulo), para posterior envio ao laboratório.

**Figura 14: Escolha de cor**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Um dos modelos obtidos foi recortado e os dentes preparados foram troquelados para melhor visualizar a delimitação dos términos dos preparos (Figura 15).

**Figura 15: Troqueis**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Após o envio dos modelos de gesso montados em um Articulador Semi-Ajustavel A7 Plus® (Bio Art – São Paulo) ao laboratório. A fase laboratorial será explicada detalhadamente na Seção 4 deste trabalho, aqui serão apresentadas resumidamente as etapas para entendimento do caso clínico.

Com o auxílio de um escâner, sistema DS 6000(TECNODRILL®), deu-se início ao escaneamento dos modelos e dos troqueis, seguido do enceramento e delimitação do término cervical nos modelos com o sistema CAD, para posterior fresagem do monobloco de titânio no sistema CAM. A seguir, iniciou-se a fresagem da peça metálica no sistema CAM. O software de CAM permite o fresamento de

próteses de forma fácil e rápida. A fresadora DM5 (TECNODRILL®) foi o equipamento que realizou a usinagem da estrutura em titânio, material escolhido por apresentar uma maior resistência a corrosão e boa biocompatibilidade. Então, com todo o planejamento salvo no software CAD, realizou-se uma cópia do arquivo onde estava o planejamento da estrutura metálica, sendo esta cópia salva em um pen-drive. Este foi inserido na fresadora DM5 (TECNODRILL®) e deu-se início à fresagem da estrutura em titânio.

Posteriormente, foi realizada a prova da estrutura metálica no modelo (Figura 16; Figura 17). Certificando-se da adaptação e assentamento passivo, foi realizada a prova em boca (Figura 18; Figura 19), onde os requisitos foram: assentamento passivo, o íntimo contato e perfeita adaptação aos pilares protéticos e estruturas adjacentes. Com a peça metálica posicionado em boca, vasilinou-se os dentes antagonistas, e se fez a tomada de relação com auxílio da resina autopolimerizável Duralay® (Figura 20).

**Figura 16: Prova do monobloco de titânio**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 17: Adaptação cervical no modelo**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 18: Prova em boca**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 19: Adaptação cervical em boca**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 20: Tomada de relação**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Na prova e na tomada de relação, notou-se a necessidade de colocação de gengiva na área anterior correspondentes aos pânticos, já que quando o paciente sorria, notava-se a necessidade da inserção de gengiva, para que o dentes não ficassem alongados, conferindo um sorriso mais harmônico e para mimetizar as papilas interdentais. Assim, foi informado ao laboratório que seria necessário a colocação de gengiva na região anterior, tratando-se assim de uma prótese dento-gengival. A estrutura metálica foi enviada ao laboratório para aplicação da cerâmica e confecção da gengiva na região anterior. A prótese finalizada está representada nas figuras abaixo (Figura 21; Figura 22; Figura 23).

**Figura 21: Prótese após aplicação de cerâmica: vista vestibular**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 22: Prótese após aplicação de cerâmica: vista palatina**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul



**Figura 23: Prótese após aplicação de cerâmica**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Após a aplicação de cerâmica, a prótese foi colocada em boca para avaliação. Foram realizados pequenos ajustes, o paciente demonstrou-se satisfeito e a prótese foi cimentada definitivamente com cimento fosfato de zinco. O resultado final está representado nas figuras abaixo, em diferentes vistas. (Figura 24; Figura 25; Figura 26; Figura 27; Figura 28).

**Figura 24: Prótese cimentada**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 25: Prótese cimentada: resultado final**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 26: Prótese cimentada: vista lateral**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 27: Prótese cimentada: Vista lateral aproximada**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 28: Prótese cimentada: resultado final no paciente**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Simultaneamente à confecção da prótese fixa, confeccionou-se também uma prótese parcial removível (PPR) inferior para restaurar os espaços protéticos existentes e proporcionar uma melhor capacidade funcional e obter estabilidade oclusal (Figura 29).

**Figura 29: Prótese Parcial Removível Inferior**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul



#### 4 FASE LABORATORIAL

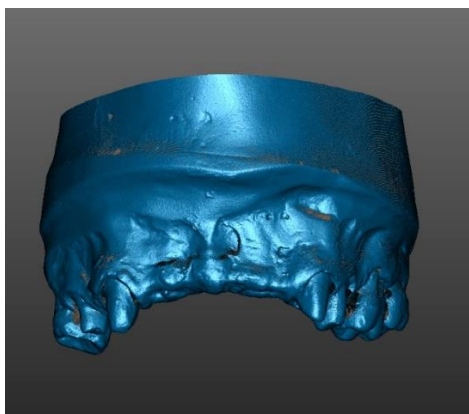
Na fase laboratorial, inicialmente foi realizado o escaneamento dos modelos de gesso superior (Figura 30; Figura 31; Figura 32; Figura 33). Este escaneamento foi realizado em um escâner extra oral, sistema DS 6000(TECNODRILL®) que utiliza a última geração em escâneres para próteses dentárias. Com precisão inferior à 10µm, sua possibilidade de criação é ilimitada em um menor tempo e que tem por objetivo realizar a cópia dos modelos de gesso e dos dentes preparados o mais fiel possível e transmiti-las ao CAD, um software específico ao escâner para realizar-se a delimitação do término cervical, enceramento e planejamento da estrutura metálica no próprio computador e posteriormente a fresagem da estrutura metálica.

**Figura 30: Escaneamento do modelo superior**



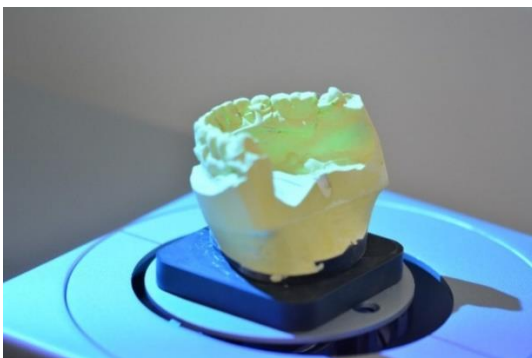
Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 31: Cópia do modelo superior**



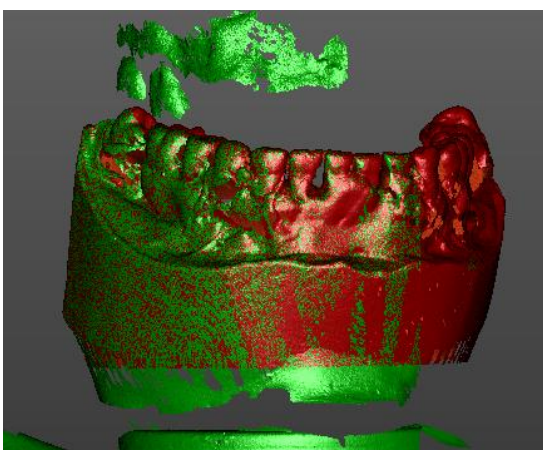
Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 32: Escaneamento do modelo inferior**



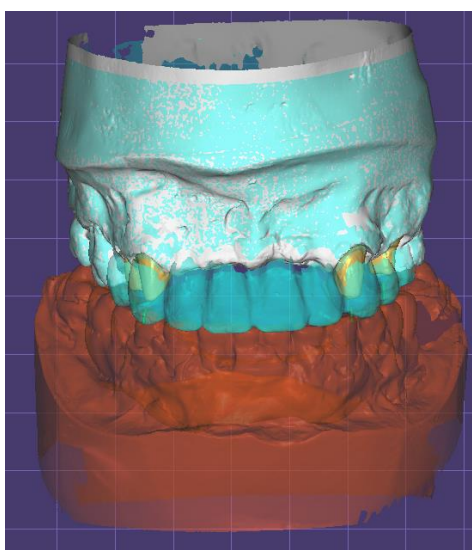
Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 33: Cópia do modelo inferior**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 34: Escaneamento dos modelos superior e inferior montados no articulador**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

A seguir, os modelos foram remontados adequadamente no articulador e foi realizado novo escaneamento, para servir como referência ao enceramento da estrutura metálica. Neste escaneamento, estava no modelo a cópia dos provisórios do paciente, para servir como referência durante o enceramento (Figura 34).

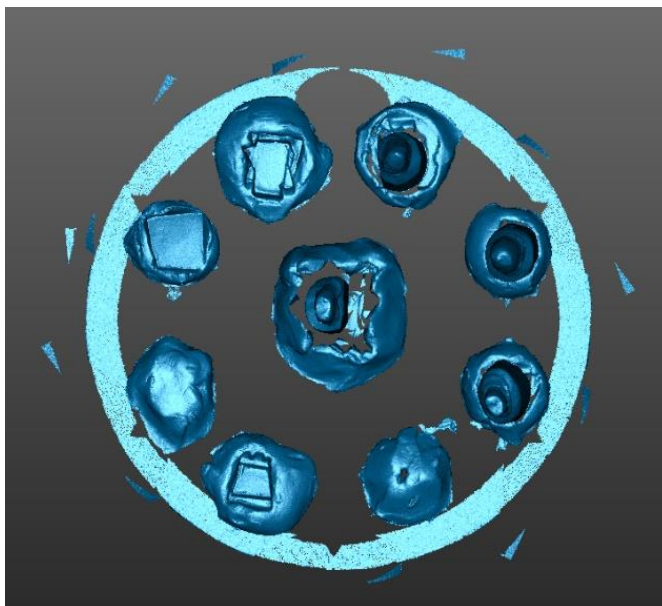
Após, foi realizado o troquelamento do modelo de gesso superior, para confeccionar os troqueis. Com os troqueis prontos, foi dado início ao escaneamento dos troqueis (Figura 35; Figura 36; Figura 37; Figura 38; Figura 39; Figura 40).

**Figura 35: Escaneamento dos troqueis**



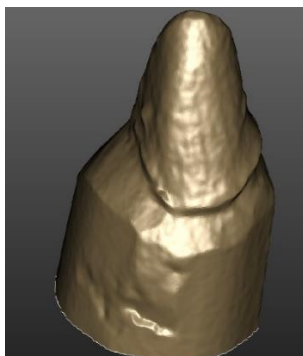
Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 36: Cópia dos troqueis**



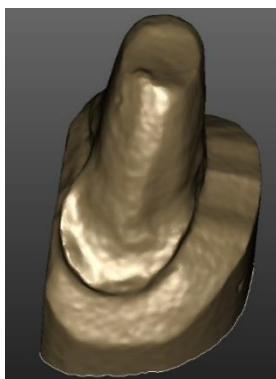
Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 37: Cópia do preparo do dente 13**



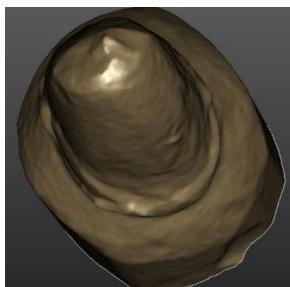
Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 38: Cópia do preparo do dente 14**



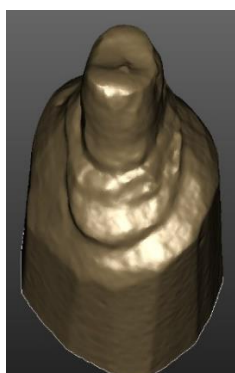
Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 39: Cópia do preparo do dente 23**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

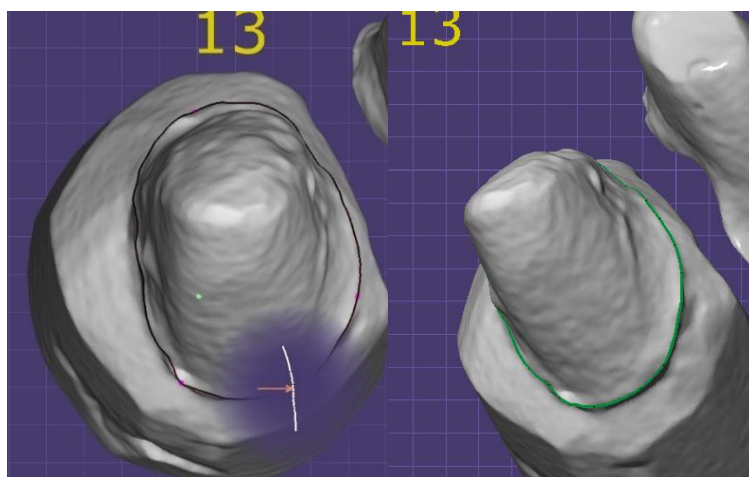
**Figura 40: Cópia do preparo do dente 25**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

O passo seguinte foi a realização da delimitação cervical, realizada em um sistema CAD, sistema que trabalha com EXOCAD como ferramenta de criação 3D. Este apresenta uma facilidade de utilização, sendo um software robusto mesmo em casos complexos.

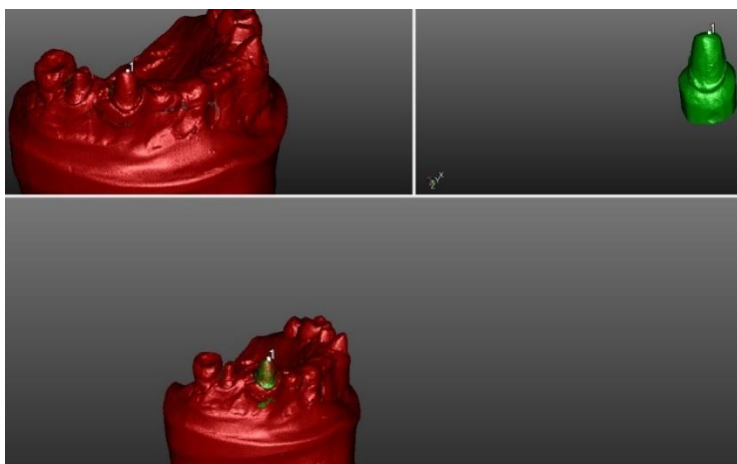
**Figura 41: Delimitação cervical do dente 13**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Realizado todas as etapas de delimitação cervical nos troqueis dos dentes 13 (Figura 41), 14, 23 e 25, foi dado início a inserção dos troqueis nos modelos escaneados, de forma que os troqueis tivessem exatamente a mesma inserção dos preparos correspondentes, assim, servindo de referência para a delimitação em relação ao término cervical e enceramento da estrutura metálica (Figura 42). Todo processo foi realizado no software do sistema CAD.

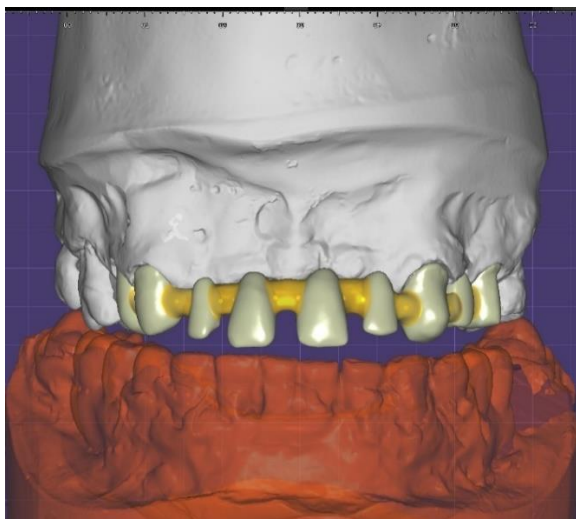
**Figura 42: Inserção dos troqueis com delimitação cervical nos preparos**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Após, foi dado início ao enceramento da peça metálica sobre os pilares protéticos devidamente delimitados. Logo, foi inserido entre eles os conectores, que fazem a união de cada “copping” metálico (Figura 43).

**Figura 43: Enceramento da estrutura metálica**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul



Em sequência, começou-se a fresagem da peça metálica no sistema CAM (Figura 44). O software de CAM permite o fresamento de próteses de forma fácil e rápida. A fresadora DM5 (TECNODRILL®) foi o equipamento que realizou a usinagem da estrutura em titânio (Figura 45).

**Figura 44: Fresagem na peça de titânio**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 45: Fresadora DM5 (TECNODRILL®)**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

A liga metálica de escolha foi a de titânio, já que a mesma apresenta uma maior resistência a corrosão e uma maior biocompatibilidade. Então, com todo o planejamento salvo no computador, software CAD, realizou-se uma cópia do arquivo onde estava o planejamento da estrutura metálica, sendo esta cópia salva em um pen-drive. Logo após, o pen-drive foi inserido na fresadora DM5 (TECNODRILL®), sistema CAM, dessa forma, em uma tela de LED, teve-se acesso ao arquivo onde estava o planejamento da estrutura metálica. Logo, deu-se início a fresagem da estrutura em titânio.

Após 4 horas e meia, a fresagem no sistema CAM já estava concluída (Figura 46). Assim, deu-se início a remoção da estrutura fresada da bolacha de titânio com brocas de corte para metal. Logo após o recorte, deu-se início ao acabamento e polimento da estrutura metálica (Figura 47).

**Figura 46: Monobloco de titânio após fresagem**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 47: Acabamento e polimento na estrutura metálica**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul



A seguir, realizou-se a prova da estrutura de titânio no modelo de gesso, conforme mostra a Figura 48.

**Figura 48: Prova da estrutura metálica no modelo de gesso**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Logo, a estrutura metálica foi enviada à Clínica de Odontologia da Universidade de Santa Cruz do Sul, UNISC, para a prova no paciente, conforme já relatado na Seção 3 deste trabalho, retornando ao laboratório para dar-se início a etapa de aplicação de cerâmica à estrutura de titânio.

Primeiramente, foi feito o preparo da estrutura metálica, onde foi realizado um jateamento com óxido de alumínio para aumentar a área de superfície e criar microrretenções na estrutura de titânio (Figura 49). A seguir, foi aplicado um agente de ligação Bonder Triceram® (DENTAURUM) especial para ligação entre a cerâmica e o titânio, assim, criando um embricamento mecânico entre o Bonder Triceram® (DENTAURUM) e a estrutura de titânio.

**Figura 49: Estrutura após jateamento com óxido de alumínio**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

O próximo passo foi a aplicação da primeira camada de cerâmica, marca Triceram® (DENTAURUM) sendo esta apenas uma camada opaca (Figura 50). A peça, então, foi levada ao forno a uma temperatura de 755 graus para cocção, e posterior aplicação das camadas de dentina (Figura 51) e nova cocção (Figura 52).

**Figura 50: Estrutura após primeira camada de cerâmica**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 51: Estrutura após aplicação da camada de dentina**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 52: Estrutura após aplicação de dentina e cocção**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Após a aplicação de algumas camadas de cerâmica e de dentina à estrutura de titânio, foi realizada uma moldagem com silicone de adição dos provisórios no modelo, para posterior confecção de uma muralha, para servir como guia anatômica à inserção da cerâmica à estrutura (Figura 53; Figura 54).

**Figura 53: Provisórios com muralha de silicone**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 54: Aplicação de dentina com guia da muralha**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

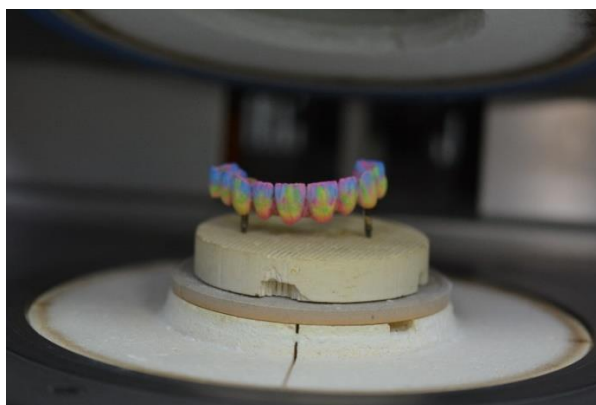
Aplicado mais algumas camadas de dentina, deu-se início a aplicação de cerâmica Triceram® (DENTAURUM) de esmalte (Figura 55) e cocção (Figura 56; Figura 57).

**Figura 55: Aplicação de cerâmica de esmalte**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 56: Cocção**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 57: Após cocção**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Posteriormente, realizou-se a inserção de cerâmica para a confecção da gengiva (Figura 58; Figura 59; Figura 60).

**Figura 58: Aplicação de cerâmica para confecção da gengiva**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 59: Aplicação de cerâmica para confecção da gengiva: vista palatina**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 60: Após aplicação da primeira camada de gengiva**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

Foi realizado mais uma aplicação de cerâmica de esmalte e gengiva e mais uma leva ao forno para cocção da cerâmica. Assim, realizaram-se alguns ajustes e prova no modelo, seguido de acabamento e polimento. Logo, foi realizado o “glaseamento” da prótese e esta foi enviada à Clínica de Odontologia da Universidade de Santa Cruz do Sul, UNISC (Figura 61; Figura 62).

**Figura 61: Prótese pronta**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

**Figura 62: Prótese pronta: vista palatina**



Fonte: Acervo da Universidade de Santa Cruz do Sul

## 5 DISCUSSÃO

As próteses metalocerâmicas são atualmente as opções mais utilizadas na reabilitação oral, devido a boa estética do produto acabado. A técnica mais difundida para produção do conjunto metalocerâmico é a técnica da cera perdida. Esta, porém, requer uma grande disponibilidade de tempo e habilidade do protético para esculpir o molde em cera. Após, realiza-se a fundição e o vazamento da liga, que, por depender da habilidade do técnico que a executa, apresenta mais problemas com relação à adaptabilidade em boca no paciente (FREITAS, 2017).

A escolha do material é de extrema importância para a confecção de próteses fixas, e, de acordo com Wataha e Messer (2004) deve ser feita observando três fatores: economia, propriedades físicas e propriedades biológicas. O titânio é um material que vem sendo amplamente utilizado, uma vez que possui uma biocompatibilidade favorável, boa resistência mecânica e à corrosão, baixa densidade e propriedades físicas vantajosas. (DARVELL,2012).

A confecção de próteses extensas são passíveis de maior distorção do que em próteses unitárias: quanto maior a peça protética, maior a distorção. Desse modo, a ocorrência de desajustes marginais clinicamente visíveis se torna cada vez mais frequente. Além disso, para realizar-se a fundição de vários pilares unidos por pontos de soldagem, a contração do metal poderá induzir desajustes sobre cada componente, produzindo uma peça em monobloco com grandes desajustes entre os pilares (CORREA, 2003).

Alguns métodos têm sido propostos para melhorar a adaptação das infraestruturas das próteses fixas. Os métodos podem ser divididos em duas categorias: adição de etapas para refinar a adaptação ou eliminação de etapas na fabricação. Dentro da primeira categoria podemos incluir: seccionamento e solda. Na segunda categoria podemos incluir o desenho e a confecção assistida por computador (CAD/CAM). O potencial da confecção assistida por computador em melhorar a adaptação se deve ao fato de eliminarmos algumas etapas de fabricação: enceramento, inclusão, fundição (ABDUO et al., 2011; BARROS, 2013).

O trabalho de Schiffleger e colaboradores (1985) utilizou da adição de etapas para refinar a adaptação. Eles compararam próteses parciais fixas metalocerâmicas de três, quatro e cinco elementos fundidas em monobloco. Como conclusão, para os

grupos de quatro e cinco elementos, as distorções resultantes da soldagem foram significativamente menores que aquelas obtidas com as peças fundidas em um só bloco. Segundo os autores, a distorção das peças fundidas devia-se a um fenômeno tridimensional que resultava numa maior discrepância na região mésio-gengival para o retentor anterior e na disto-gengival para o retentor posterior.

Na mesma linha do estudo anterior, Pegoraro e colaboradores (1995) compararam o desajuste marginal de infraestrutura de uma prótese fixa metalocerâmica anterior e inferior, de seis elementos, fundidas individualmente, soldadas e fundidas em um só bloco. A avaliação do desajuste marginal foi realizada em um microscópio comparador e os resultados mostraram que: o número de retentores e a extensão da prótese foram responsáveis por um maior desajuste marginal dos retentores, sendo que o número foi o fator mais importante; foram encontradas, diferenças estatisticamente significativas no desajuste marginal dos retentores fundidos individualmente com aqueles fundidos em um só bloco nos diversos arranjos formados em função do número e das posições dos retentores; O desajuste marginal dos conjuntos soldados com 2 ou 3 retentores ou fundidos em uma só peça foi maior que os retentores soldados individualmente e menor que o grupo de 6 retentores onde os pontos de solda foram realizados de um só vez.

Riedy e colaboradores, em 1997, estudaram a adaptação marginal de próteses implanto-retidas de 5 elementos, obtidas pela técnica da fundição em monobloco e obtidas pela técnica da usinagem computadorizada – sistema CAD-CAM. As infraestruturas fundidas foram seccionadas e unidas por solda laser. Os resultados mostraram que a secção e união por meio de solda laser foi o método mais preciso, apresentando os menores valores de desajuste marginal. O sistema CAD/CAM sofreu enormes avanços em termos de precisão desde então, e trabalhos mais recentes mostram que a fresagem em monobloco utilizando essa tecnologia apresenta as menores distorções, em relação às outras técnicas.

Um exemplo é o trabalho de Takahashi e Gunne (2003), que utilizou da eliminação de etapas na fabricação, utilizando a técnica CAD/CAM. Estes avaliaram a adaptação de infraestruturas metálicas fresadas em Ti, fabricadas pelo sistema Procera, em comparação com infraestruturas fundidas em liga de ouro. Como conclusão, as infraestruturas fresadas pelo sistema Procera apresentaram uma adaptação significativamente melhor do que as fundidas em ouro, mostrando que a



fresagem em monobloco utilizando a tecnologia CAD/CAM possui menor distorção que a técnica de fundição.

A Odontologia atual exige padrões de qualidade muito superiores aos verificados no século passado, sob dois níveis fundamentais: funcionalidade e estética. Nesse sentido, a implantação da tecnologia CAD/CAM, em suas mais diversas configurações, possibilita um aperfeiçoamento das restaurações e fresagem de estruturas metálicas, por meio do uso de desenho e confecção assistido por computador (CORREIA et al, 2006).

Para a obtenção de resultados satisfatórios utilizando a tecnologia CAD/CAM, deve-se ter conhecimento científico clínico/prático sobre todas as etapas clínicas, não podendo subestimá-las. O sucesso ao final do tratamento, segundo Pegoraro (2013), está diretamente relacionado à realização de todos os passos clínicos de maneira satisfatória, iniciando por um bom planejamento, confecção dos preparos respeitando todos os princípios mecânicos e biológicos e a realização de moldagens de boa qualidade.

Com os avanços dessa tecnologia, consegue-se atualmente realizar trabalhos protéticos extensos em metais, sem a necessidade de realizar a fundição do metal e pontos de soldas, proporcionando uma melhor adaptação cervical e um assentamento passivo entre os pilares protéticos, além da diminuição do tempo clínico e laboratorial, onde os ajustes necessários são mínimos (CORREIA et al, 2006; MIYAZAKI et al, 2009; PEGORARO, 2013). No caso clínico em estudo confeccionou-se uma prótese extensa, em curva, com 9 elementos em prótese fixa: dentes 11, 12, 13,14, 21, 22, 23, 24 e 25. Diante das vantagens acima citadas, optou-se pela realização em uma estrutura única, monobloco, atingindo as expectativas esperadas no resultado final do trabalho.

## 6 CONCLUSÃO

A confecção de próteses extensas são passíveis de maior distorção do que em próteses unitárias. Ao fazer a fundição de vários pilares unidos, a contração do metal poderá induzir desajustes sobre cada componente, produzindo uma peça em monobloco com grandes desajustes entre os pilares. Assim, com o advento da tecnologia CAD/CAM, consegue-se realizar trabalhos protéticos extensos em metais, sem a necessidade de realizar a fundição do metal e pontos de soldas, favorecendo uma adaptação cervical extremamente satisfatória e um assentamento passivo entre os pilares protéticos.

Neste trabalho, realizou-se a confecção de uma prótese parcial fixa (PPF), composta por 9 elementos em curva, fresada em monobloco de titânio utilizando-se a tecnologia CAD/CAM. Como resultado, obteve-se:

- uma excelente adaptação cervical, e um assentamento passivo da estrutura metálica aos dentes pilares da prótese fixa superior, em decorrência da fresagem da estrutura metálica em monobloco de titânio;
- redução de tempo clínico e laboratorial, em função da eliminação das etapas de fundição e pontos de solda, com conseqüente eliminação das distorções inerentes destes processos;
- resultado estético satisfatório;
- devolução da função mastigatória do paciente;

## REFERÊNCIAS

ABDUO, J.; LYONS, K.; BENNANI, V., WADDELL, N., SWAIN, M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 24, n. 3, p. 207-20, May-Jun, 2011.

ANUSAVICE, Kenneth J. **Materiais Dentários**. Rio de Janeiro: Ed. Elsevier LTDA, 11ª ed, 2005.

ARAÚJO, C. R. P. Formas e características das infraestruturas para próteses metalocerâmicas. In: \_\_\_\_\_. Pegoraro LF. *Prótese Fixa*. São Paulo: Artes Médicas 1998. p.203-18.

BARROS, Vinicius de Magalhães. *Comparação do desajuste vertical de infraestruturas metálicas sobre implantes: fundida versus fresada*. 2013. Monografia (Curso de Especialização em Implantodontia), Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2013.

BASSANI, Guilherme Ferreira. *O uso de encaixes em prótese parcial fixa e removível: relato de caso*. 2016. 35f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso - Curso de Graduação em Odontologia) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2016.

BERKEY, D.B; BERG, R. G.; ETTINGER, R. L.; MERSEL, A.; MANN, J. The old-old dental patient the challenge of clinical decision-making. **The Journal of the American Dental Association**,v. 127, n. 3, p. 321-32, 1996.

BERNARDES, S. R *et al*. Tecnologia CAD/CAM aplicada a prótese dentária e sobre implantes: O que é, como funciona, vantagens e limitações. **Jornal ILAPEO**, Curitiba, p. 8-13, 2012.

BONACHELA, W. C.; COSTA, S. C.; SILVA, A. M. Overlay. Uma conduta terapêutica em P.P.R. **Odonto Pope**,v. 2, n. 1, 308-15, 1998.

BRUCE, R.W. Evaluation of multiple unit castings for fixed partial dentures. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.14, n.5, p.939-43, Sep.-Oct., 1964.

CAPARROSO C., DUQUE J. A. Cerâmicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. **Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia**, v. 22, n. 1, p. 88-108, 2010.

CASTILIO, Daniela. *Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser*. 2000. 144f. Dissertação (Faculdade de Odontologia de Bauru) Universidade de São Paulo. Bauru, 2000.

CHICHE, Gerald J., PINAULT, Alain. **Estética em Próteses Fixas Anteriores**. São Paulo: Quintessence, 1996.

CORREA Giovani de Oliveira. *Desajuste marginal de infra-estrutura de prótese fixa obtida pela técnica de fundição sobre-modelo refratário*. 2003. 118f. Dissertação (Faculdade de Odontologia de Piracicaba) - Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Piracicaba, 2003.

CORREIA, A.R. M. et al. CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa. **Revista de Odontologia da UNESP**, v. 35 n.2, p. 183-89, fev.2006.

DANTAS, E. U. A importância do restabelecimento da dimensão vertical de oclusão na reabilitação protética. **Odonto**, v. 20, n. 40, p. 41-48, 2012.

DARVELL, B. W. **Ciência dos Materiais para Odontologia Restauradora**. Ribeirão Preto: Santos, 2012.

DONACHIE Matthew. **Titanium: a technical guide**. ASM International, Second edition, Aug2000.

FARIA, Adriana Claudia Lapria. *Estudo de biocompatibilidade de ligas metálicas odontológicas e do Ti-Cp obtidos por fundição*. 2005. 91f. Dissertação (faculdade de odontologia de Ribeirão Preto) – Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, 2005.

FREITAS, Bruno Xavier. *Caracterização de blocos sinterizados à base de CoCrMo visando a obtenção de próteses odontológicas por fresagem CAD/CAM*. 2017. 108f. Dissertação (Escola de Engenharia de Lorena, Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Materiais), Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017.

FREITAS, G. Tecnologia CAD-CAM-CNC a serviço da odontologia. 2008. 29 f. Monografia (Pós-graduação em Engenharia de Materiais) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2008.

GASPERIN, E.; GARCIA, C.; MANFRINATO, J. P. Provisórios a chave do sucesso. **Revista do Curso de Odontologia da UFPR**, v.16, n.2, 2008.

GEIS-GERSTORFER J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. **Journal of Dentistry**, v. 22, n. 4, p. 247-51, 1994.

GUERTIN, G., PROSTHO, C. The evaluation of occlusal vertical dimension. **Journal dentaire du Québec**, v. 40, p. 241-243, 2003.

HADDAD M. F. et al. Conceitos básicos para a reabilitação oral por meio de implantes osseointegrados – parte 1: Influência do diâmetro e do comprimento. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v.29, n.1, p. 30-7, 2008.

JEMT, T.; LINDÉN, B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. **The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, v. 12, n. 3, p. 177-84, 1992.

JORGE, J. H.; VERGANI, C. E.; GIAMPAOLO, E. T.; MACHADO, A. L. Preparo de dentes pilares para prótese parcial removível. **Revista de Odontologia da UNESP**, v. 35, n. 3, p. 215 – 222, 2006.

KINDLEIN, W Jr. A natureza como fonte de inspiração para a criação e desenvolvimento de texturas aplicadas ao design industrial. In.: CONGRESSO BRASILEIRO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO EM DESIGN, v. 6., 2004, São Paulo/SP.

LIU, P. R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. **Compendium**, v.26, p.507-16, 2005.

LOPES, L. N. **Prótese adesiva: procedimentos clínicos e laboratoriais**. 2.ed. São Paulo: CID; 176 Considerações gerais sobre prótese fixa adesiva. 1997.

LYGRE, H. Prosthodontic biomaterials and adverse reactions: a critical review of the clinical and research literature. **Acta Odontologia Scandinava**. v. 60, n.1, p.1-9, jan. 2002.

MARKLEY, R. M. Broken-stress principle and design in fixed bridge prosthesis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 1, n. 4, p. 416-423, July 1951.

MATTHYS, C. M. R., SOMERLING-VAN PETEGHEM, R. S. M. L'utilisation d'alliages de métaux non précieux pour les couronnes et ponts dentaires. **Revue Belge de Medecine Dentaire journal**, v. 42, n. 4, p. 114-9, Sep, 1987.

MAZIERO VOLPATO, Cláudia Ângela; D'ALTOÉ GARBELOTTO, Luiz Gustavo; ZANI, Izo Milton. **Próteses odontológicas: uma visão contemporânea – fundamentos e procedimentos**. – São Paulo: Santos, 2012.

MEZZOMO, E. et al. **Reabilitação oral contemporânea**. Livraria Santos Editora, São Paulo, 2006.

MIYAZAKI, T. et al. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. **Dental Materials Journal**. Japan, p. 1-13, 2009.

MODAFFORE, P. M.; UEDA, C. Desgastes compensatórios em preparos dentários e núcleos metálicos sob coroas conjugadas com próteses parciais removíveis. **PCL Revista Ibero-americana de Prótese clínica & Laboratorial**, v. 6, n. 33, p. 500 – 504, 2004.

MORANDI, L. B.; RABELO NETO, S. C. B. Reabilitação oral: prótese fixa metalocerâmica anterior inferior com reconstrução de guia. Relato de caso clínico. **Arquivo Brasileiro de Odontologia**, v. 3, n. 1, p. 38-43, 2007.

MUÑOZ-CHAVES, Z. O. F; LOMBARDO, G. H. L. , TERENCE, R. L., ARAÚJO, P. C. A. Prótese fixa metalocerâmica com liga de titânio comercialmente pura. **Revista Brasileira de Prótese Clínica e Laboratorial**, v.4, n. 19, p. 196-201, 2002.

NEDER, Daniela Rodrigues Neves. *Sistema CAD/CAM em Prótese sobre Implante*. 2011. 49 f. Monografia (Especialização em Implantodontia) – Instituto de Ciências da Saúde Funorte / SOEBRÁS, Brasília, 2011.

OLIVEIRA, L. F.; LOPES, N.; TAYENE, N. T.; CANGUSSU, R.; NEVES, F. S.; ANDRADE, A. Associação da Prótese Parcial Removível com a Prótese Fixa: uma

revisão de literatura. **Odontologia Clínico-Científica**, Recife, v. 8, n. 4, p. 305-307, out./dez., 2009.

ORTORP, A. et al. Comparison of precision off it between cast and CNC-milled titanium implant framework for the edentulous mandible. **The international Journal of Phostodontics**, v. 16, n. 2, p. 194-200, Mar-Apr 2003.

OSTROVSKI, Bruna Rhulyane. *Revalência de falhas e complicações biológicas nas próteses fixas realizadas na Universidade Federal de Santa Catarina – um estudo piloto*. 2015. 57f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso - Graduação em Odontologia) - Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2015.

PEGORARO L. F. et al. **Prótese Fixa. Bases para o planejamento em Reabilitação Oral**. 1ª edição. Artes Médicas, São Paulo: São Paulo, 1998.

PEGORARO L. F. et al. **Prótese Fixa. Bases para o planejamento em Reabilitação Oral**. 2ª edição. Artes Médicas, São Paulo: São Paulo, 2013.

PEGORARO, R. A.; PEGORARO, L. F.; do VALLE, A. L.; BONFANTE, G. Avaliação do desajuste marginal de retentores soldados e fundidos em um só bloco. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru**, v. 10, n. 2, p. 89-97, 2002.

PEGORARO, Roque Alecio. *Avaliação do desajuste marginal de infra-estruturas para próteses fixas metalocerâmicas com retentores soldados, e fundidos em um só bloco*. 1995. Tese (Doutorado)- Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo, Bauru, 1995.

PENZER, V. Fixed bridges without soldering. **Journal of Prosthetic Dentistry**; v. 3, n. 5, p. 718-20, 1953.

POLIDO, W. D. Moldagens digitais e manuseio de modelos digitais: o futuro da Odontologia. **Dental Press Journal of Orthodontics**, v.15, n. 5, p. 18-22, Sept-Oct 2010.

RAUSTIA, A.M.; NÄPÄNKANGAS, R.; SALONEN, A.M. Complications and primary failures related to fixed metal ceramic bridge prostheses made by dental students. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 25, p. 677-680, 1998.

RIEDY, S. I., LANG, B. R., LANG, B. E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v.78, p. 596-604, 1997.

RIETJENSPatrik Normey. *Sistemas CAD/CAM: relato de casos clínicos*. 2013. 23f. Monografia (Curso de Especialização em Dentística), Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Porto Alegre, 2013.

ROSA, D. M.; NETO, J. S. Prótese fixa metalocerâmica dento-gengival: Uma alternativa entre as soluções estéticas. **Revista Da Associacao Paulista De Cirurgioes Dentistas**,v. 53, n. 4, p. 291-9, 1999.

SCHIFFLEGER, B. E. et al. Accuracy of one-piece castings and pre-ceramic soldering. **Journal of Dental Research**, Washington, v.64, p.290, Mar., 1985a.

SHILLINBURG, Jr, Herbert T. *et al.* **Fundamentos de Prótese Fixa**. 3a Ed., São Paulo: Quintessence. 1998. p.373-95.

SOUZA, J. E. A.; SILVA, E. T.; LELES, C. R. Prótese parcial removível *overlay*: fundamentos clínicos e relatos de casos. **Revista Odontológica do Brasil-Central**, v. 18, n. 47, 2009.

STEIN, E. C. L. Utilização de encaixes em próteses parciais removíveis. VIII SEMANA ACADÊMICA DE ODONTOLOGIA, Anais... Universidade Regional de Blumenau, 2013.

TAGGART, W. H. A new and accurate method of making gold inlay. **Dental Cosmos**, 1907; Philadelphia, v. 49, n. 11, p. 1117-9.

TINSCHERT, J.; NATT, G.; HASSENPFUG, S.; SPIEKERMANN, H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. **International Journal of Computerized Dentistry**, v. 7, n. 1, p. 25-45, 2004.

TURANO, Luiz Martins Ceratti; TURANO, José Villas-bôas; TURANO, Marcelo. **Fundamentos de Prótese Total**. 9ªed., [1.reimp.] - São Paulo: Santos, 2012.

URBANESKI, Patrícia. *Sistemas CAD-CAM, uma realidade na odontologia*. 2012. 25f. Monografia (curso de Odontologia, Faculdade de Ciências Biológicas e de saúde), Universidade Tuiuti do Paraná, Curitiba, 2012.

VIEIRA, D. F. Fundições. **Revista Gaúcha de Odontologia**, Porto Alegre, v. 27, n. 2, p. 98-101, abr/jun 1979.

WATAHA, J. C. Biocompatibility of dentalcasting alloys: a review. **Journal of Phosthetic Dentistry**, v. 83, n. 2, p. 223-234, Feb. 2000.

WATAHA, J. C.; MESSER, R. L. Casting alloys. **Dental Clinics of North America**, v. 48, p. 499-512. 2004.

ZAVANELLI, A. C.; ZUIM P. R. J.; BARBOZA, G. S.; JUSTI, M. M. Disfunção temporomandibular na visão de profissionais e acadêmicos de odontologia. **Estudos de Psicologia**, v. 30, n. 4, p. 553-559, Campinas, outubro - dezembro 2013.

ZEQUETTO, Michele Marques. *Comparação da desadaptação marginal de infra-estruturas metálicas obtidas com variações na técnica de fundição, revestimentos e material para obtenção dos padrões*. Dissertação (Faculdade de Odontologia de Araçatuba), Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Araçatuba, 2005.

## ANEXO A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

### ANEXO B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO Reabilitação oral complexa para fins funcionais e estéticos: estudo de caso

- I- Será realizado uma reabilitação protética com próteses parciais fixas (PPF), próteses fixas (PF) na arcada superior, e prótese parcial removível para arcada inferior (PPR), visando buscar a funcionalidade, estética e bem-estar do paciente. Para sucesso no tratamento reabilitador, serão empregadas técnicas descritas na literatura.
- II- Serão realizados preparos nos dentes que irão receber às futuras próteses, desobturação e preparo dos canais radiculares previamente com tratamento endodôntico, confecção de núcleos metálicos fundidos para o dente que será pilar da futura prótese fixa, confecção de provisórios, confecção de enceramento diagnóstico, realização de moldagens de estudo e moldagem funcional, confecção de armação metálica para prótese parcial removível inferior e a confecção das próteses metalocerâmicas.
- III- Pode haver desconforto durante as moldagens, durante os preparos dos dentes, durante a montagem do arco facial, pode haver uma leve inflamação gengival, sensibilidade dentaria durante os preparos, fratura ou deslocamento das próteses.
- IV- Os benefícios serão uma melhora significativa na estética, funcionalidade e consequentemente no bem-estar do paciente.
- V- Poderia ser realizados implantes nas áreas edentulas e confecção de próteses unitárias na arcada inferior, da mesma forma na arcada superior.
- VI- Não existe patrocinador do projeto.

Pelo presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, declaro que autorizo a minha participação neste projeto de pesquisa, pois fui informado, de forma clara e detalhada, livre de qualquer forma de constrangimento e coerção, dos objetivos, da justificativa, dos procedimentos que serei submetido, dos riscos, desconfortos e benefícios, assim como das alternativas às quais poderia ser submetido, todos acima listados.

Ademais, declaro que, quando for o caso, autorizo a utilização de minha imagem e voz de forma gratuita pelo pesquisador, em quaisquer meios de comunicação, para fins de publicação e divulgação da pesquisa, desde que eu não possa ser identificado através desses instrumentos (imagem e voz).

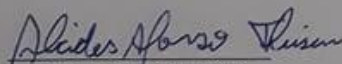
Fui, igualmente, informado:

- da garantia de receber resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento a qualquer dúvida acerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa;
- da liberdade de retirar meu consentimento, a qualquer momento, e deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuação de meu cuidado e tratamento;
- da garantia de que não serei identificado quando da divulgação dos resultados e que as informações obtidas serão utilizadas apenas para fins científicos vinculados ao presente projeto de pesquisa;
- do compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a minha vontade em continuar participando;
- da disponibilidade de tratamento médico e indenização, conforme estabelece a legislação, caso existam danos a minha saúde, diretamente causados por esta pesquisa;
- de que se existirem gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa.

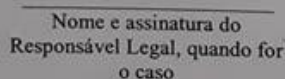
O Pesquisador Responsável por este Projeto de Pesquisa é Mateus Devincenzi Antunes Franco, (Celular: 055-99957-4536). O presente documento foi assinado em duas vias de igual teor, ficando uma com o voluntário da pesquisa ou seu representante legal e outra com o pesquisador responsável.

O Comitê de Ética em Pesquisa responsável pela apreciação do projeto pode ser consultado, para fins de esclarecimento, através do telefone: 051 3717 7680.

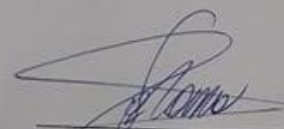
Data 29/5/17



Nome e assinatura do  
Paciente ou Voluntário



Nome e assinatura do  
Responsável Legal, quando for  
o caso



Nome e assinatura do  
responsável pela obtenção do  
presente consentimento