

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO  
Faculdade de Odontologia

**AVALIAÇÃO CLÍNICA DO ARTGLASS® APLICADO A  
PRÓTESES FIXAS SOBRE IMPLANTES COM RELAÇÃO  
À OCORRÊNCIA DE FRATURAS E ALTERAÇÕES DE COR.**

**PAULO LUIS COSIMATO**

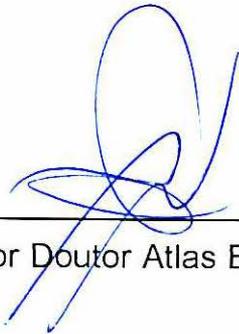
Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro, para obter o Título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Atlas E. M. Nakamae

São Paulo  
2003

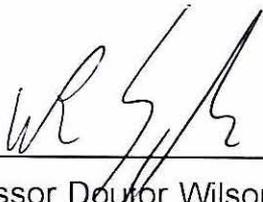
Banca examinadora da dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre em Implantodontia pela Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro.



\_\_\_\_\_  
Professor Doutor Atlas E. M. Nakamae

\_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

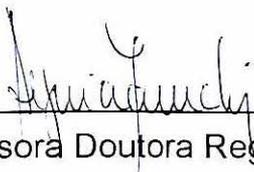
Avaliação: aprovado



\_\_\_\_\_  
Professor Doutor Wilson Roberto Sendyk

\_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Avaliação: aprovado



\_\_\_\_\_  
Professora Doutora Regina Tamaki

\_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Avaliação: aprovado

*"Quando existe a convicção de que está havendo um avanço diário, mesmo que de um passo apenas, pode-se sentir pela vida uma razão de viver iluminada pela esperança de vencer."*

*M. Taniguchi*

## **DEDICATÓRIAS**

## DEDICATÓRIAS

Em especial para minha esposa Andrea, pelo amor, compreensão e incentivo em todos os momentos "Te Amo".

Ao meu filho, Luca Mucciolo Cosimato, minha razão de viver.

À minha mãe Edna, por representar tudo na minha vida, um exemplo a ser seguido.

Aos meus irmãos, Silvana, Katia, Antonio Carlos e Ana Lúcia, por todo o apoio, união, amizade e carinho.

Ao meu falecido pai, Antonio Cosimato, o melhor amigo que tive em toda a minha vida, e agradeço a Deus, a oportunidade de ter vivido intensamente ao seu lado como se todos os dias fossem os últimos dias de nossas vidas. "Pai, você está, estará e sempre esteve presente em meu coração "Te Amo".

## **AGRADECIMENTOS**

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador Dr. Atlas E. M. Nakamae, pela dedicação, imensa sabedoria e paciência em passar seus conhecimentos.

Ao Dr. Wilson Roberto Sendyk, por todas as oportunidades que têm me proporcionado ao longo da minha vida acadêmica.

Ao Dr. Alfredo Gromatzky pelo apoio e amizade.

Aos meus grandes amigos Alberto Blay, Samy Tunchel e Regina Dottori por todo apoio e companheirismo.

A todos os meus amigos de turma pela amizade durante esta jornada.

Agradeço especialmente ao amigo Fábio Gastaldo pela colaboração neste trabalho.

**RESUMO**

## **RESUMO**

### **ANÁLISE CLÍNICA DO ARTGLASS® APLICADO A PRÓTESES FIXAS SOBRE IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS, PARA AVALIAÇÃO DA OCORRÊNCIA DE FRATURAS E ALTERAÇÕES DE COR.**

O objetivo deste estudo foi de analisar a durabilidade, resistência e a estabilidade de cor do Artglass®, resina que está sendo utilizada nos laboratórios para confeccionar próteses fixas sobre dentes naturais e sobre implantes dentários. Através deste trabalho, poderemos verificar a ocorrência ou não de fraturas e possíveis alterações de cor do material durante o período de realização deste estudo.

Foi feito um acompanhamento em 40 pacientes, através da realização de exames clínicos e controles periódicos anuais, num período de 4 anos, analisando 45 próteses fixas, com 232 elementos instalados sobre 167 implantes osseointegrados.

Com este estudo concluiu-se que o Artglass® pode ser utilizado no recobrimento de próteses fixas sobre implantes, pois os resultados mostraram que não existe diferença significativa entre o momento da instalação da prótese à avaliação final, quanto à ocorrência de fraturas e alterações de cor.

## **SUMMARY**

## **SUMMARY**

### **CLINICAL ANALYSIS OF THE ARTGLASS™ APPLIED TO FIXED PROSTHESIS OVER OSSEOINTEGRATED ABUTMENTS FOR EVALUATION OF BREAKAGE OCCURRENCE AND COLOR CHANGES.**

The aim of this study was to analyse the durability, resistance, and color stability of the Artglass™ resin, that has been used by dental laboratories in the making of fixed prosthesis over natural teeth and dental implants. Through this work we could observe the presence or not of breakage occurrence and eventual color alterations of the material during the time of this study.

Through clinical examinations and annual period controls, forty patients were followed, during 4 years, analysing 45 fixed prosthesis, with 232 installed elements over 167 osseointegrated abutments.

This study concluded that the Artglass™ may be used as a restorative material with fixed prosthesis over abutments. The results showed that there are no significant differences in the characteristics of the prosthesis between the installation and final evaluation, regarding breaking occurrence and color changes.

## **LISTA DE FIGURAS**

## LISTA DE FIGURAS

Figura 5.1A - Vista oclusal da prótese fixa de 5 elementos após 4 anos	.63
Figura 5.1B - Vista frontal da prótese fixa de 5 elementos após 4 anos	.63
Figura 5.2 - Prótese fixa bilateral inferior após 3 anos	.64
Figura 5.3A - Vista vestibular do elemento fixo 14 após 4 anos	.65
Figura 5.3B - Vista oclusal do elemento 14 após 4 anos	.65

## **LISTA DE TABELAS**

## LISTA DE TABELAS

Tabela I -	Análise da ocorrência de fraturas .....	58
Tabela II -	Análise das alterações de cor .....	60
Tabela III -	Resultados concordantes ou discordantes entre as avaliações dos dois avaliadores realizadas entre os anos de 1999 e 2002 .....	62

## **LISTA DE ABREVIações, SIGLAS E SÍMBOLOS**

## LISTA DE ABREVIações, SIGLAS E SÍMBOLOS

PLC. - Paulo Luis Cosimato

FG. - Fabio Gastaldo

P. - Prótese

N - Newton

$\mu\text{m}$  - Micrômetro

® - Marca Registrada

MPa - Mega Pascaal

## SUMÁRIO

## SUMÁRIO

1- Introdução .....	21
2- Revisão de Literatura .....	25
3- Proposição .....	40
4- Casuística, Material e Métodos .....	42
4.1- Casuística .....	43
4.2- Material .....	44
4.3- Métodos .....	47
5- Resultados .....	56
6- Discussão .....	66
7- Conclusão .....	71
Referências .....	73
Anexos .....	80
Anexo I .....	81
Anexo II .....	84
Anexo III .....	87
Anexo IV .....	89
Anexo V .....	94

## **1- INTRODUÇÃO**

## 1- INTRODUÇÃO

Com o passar dos anos, a necessidade estética exigida pelos pacientes e por consequência pelos cirurgiões-dentistas tem aumentado muito desde a década de 80.

Desde então, as indústrias tem se empenhado no lançamento de novos produtos ao mercado como uma alternativa para substituição das restaurações de amálgama. (DELIPERI, 2002).

Estudos realizados por grupos de pesquisa, ainda condenam a utilização de resinas compostas para serem utilizadas como material restaurador de dentes posteriores, por encontrarem resultados em que este material não mantém as suas propriedades após 8 anos de análise (MITCHEM, 1988; LUTZ, 2000).

Contudo, muitos estudos têm indicado grandes avanços em relação aos materiais diretos e indiretos utilizados para as reabilitações de dentes posteriores. Melhoramentos têm sido apresentados com relação à resistência ao desgaste, simplificação e avanço de técnicas clínicas e laboratoriais e um grande aprimoramento quanto às propriedades estéticas, de estabilidade e reprodução de cor (BROWN, 1997; SMALL, 1998; GARCIA-GODOY, 2000; TRUSHKOWSKY, 2002).

Através do tempo, as resinas de aplicação indireta para serem utilizadas como restaurações inlay, onlay e materiais para recobrimento de próteses vêm se desenvolvendo como uma alternativa à utilização da porcelana.

Como é o caso de Belleglass®, Sculture®, Artglass®, que são compostos indiretos que através de um processo de aumento do peso molecular da

parte inorgânica e um aprimoramento das técnicas de fotopolimerização conseguiram aumentar a resistência destes materiais. Com a introdução de fibras de vidro na composição, outros materiais como é o caso do Targis®, Vectris®, Fibrekoz® tiveram um aumento da capacidade de suportar impactos, diminuindo desta forma a ocorrência de fraturas.

O aprimoramento das propriedades mecânicas destas resinas, estão relacionados principalmente ao avanço das técnicas de polimerização, como é o caso do Artglass® que é fotoativada através de uma luz estroboscópica de xenônio.

O Artglass® produzido pela Heraeus Kulzer é definido como um material em que as partículas inorgânicas diminuíram de tamanho, porém aumentaram o seu peso em relação à massa restauradora. Estas partículas possuem uma avançada densidade superficial estando intimamente interligadas apresentando boas propriedades físicas em relação à adaptação aos dentes com um bom desempenho clínico, estético e de fácil utilização laboratorial (AHMAD, 2000; SHELLARD, 1999).

Quando o Artglass® é aplicado em camadas incrementais, sob fotopolimerização de luz estroboscópica de xenônio durante 90 seg., e na camada final, sendo aplicada a luz por 120 seg., este material apresenta boas propriedades físicas com uma resistência flexural de 130 MPa, resistência à fratura de 1,9 MPa e resistência ao desgaste por um período de 5 anos de 55  $\mu$ m, segundo Shellard em 1999 em um estudo realizado in vitro.

Segundo Woods, em 1998 o Artglass® é um composito indireto que pode ser utilizado como uma alternativa ao uso das porcelanas nas reabilitações protéticas tanto sobre dentes naturais, como aplicado a próteses sobre implantes osseointegrados.

As propriedades dos materiais são critérios importantes para o desempenho dos materiais dentários em função. A estabilidade dimensional é uma propriedade importante dos materiais de moldagem e restauradores. A condutibilidade térmica é importante como uma medida de quanto calor e frio são

transmitidos aos tecidos pulpare e moles sob as restaurações. As propriedades elétricas são importantes em relação às correntes galvânicas geradas por metais diferentes e ao desconforto que elas causam aos pacientes. A solubilidade é especialmente importante em relação a cimentos e adesivos que mantêm as restaurações em posição. O molhamento dos materiais dentários pelos líquidos é importante no processamento dos materiais e em sua relação com a saliva na boca. A dureza é uma medida da resistência de um material à penetração. O módulo de elasticidade indica a rigidez do material, enquanto que o limite convencional de escoamento indica o estresse que o material suporta antes de se deformar permanentemente. A resistência máxima representa a tensão necessária para fraturar um material, enquanto o alongamento representa a sua ductibilidade. A rigidez mede a energia necessária para fraturar um material. Biocompatibilidade é a propriedade de não produzir efeitos tóxicos ou prejudiciais às funções biológicas, não sendo prejudicial aos tecidos moles, não devem conter substâncias tóxicas dispersíveis que possam ser liberadas e absorvidas pelo sistema circulatório causando reação tóxica sistêmica, ser livres de agentes potencialmente sensibilizantes que possam causar reações alérgicas e não ter potencial carcinogênico. (ANUSAVICE, 1998; CRAIG, 2002).

## **2- REVISÃO DA LITERATURA**

## 2- REVISÃO DA LITERATURA

**Gracis ET AL (1991)** - Este estudo analisou a absorção da força de impacto em 5 tipos de materiais utilizados em próteses sobre implantes. Os 5 materiais foram submetidos a testes de impacto avaliados através de 6 grupos experimentais cada um com 5 amostras cilíndricas com 9mm de diâmetro. As duas resinas analisadas reduziram a força de impacto em 50% se comparados à porcelana (Grupo V - Visio-Gem 57% - Grupo VI - Biolon 53%). Este resultado foi comprovado pois o teste foi realizado somente com a supraestrutura sem recobrimento das resinas e não encontrou-se os mesmos resultados.

**Cibirka ET AL (1992)** - Este estudo foi realizado para analisar quais os efeitos que os materiais que são utilizados na superfície oclusal de próteses implanto-suportadas podem causar na interface osso-implante. Comparou-se, a força transmitida ao osso humano através de reabilitações oclusais simuladas com 3 tipos de materiais: ouro, porcelana e resina. Implantes auto rosqueados do sistema Branemark, foram colocados em mandíbulas de cadáveres humanos com um montador intermediário indicador de pressão, entre o implante e a prótese, e então submetidos à máquina de teste Instron. Após a realização dos testes e análise dos resultados, concluiu-se que não há diferença estatística significativa no coeficiente de absorção de força entre as superfícies oclusais observadas.

**HobkirK ET AL (1992)** - Este estudo analisou o comportamento de próteses fixas implanto-suportadas com a superfície oclusal recoberta em

porcelana ou resina acrílica, que tinham dentes naturais como antagonistas. Em cinco pacientes saudáveis, foram instaladas próteses com superfície oclusal de resina acrílica ou porcelana e um medidor de força foi instalado para detectar a intensidade de transmissão de força nas próteses durante a mastigação. Após a articulação estar balanceada, os pacientes mastigaram vários tipos de alimentos e as forças mastigatórias foram registradas para análise dos dados. O pico de força mastigatória variou de paciente para paciente e foi compatível em cada um dos casos. Não ocorreram diferenças na utilização dos 2 tipos de materiais em relação aos índices de forças mastigatórias encontradas, portanto os dois materiais transmitem as mesmas intensidades de força aos implantes.

**Touati (1996)** - Este estudo é uma revisão de materiais utilizados para restaurações tipo inlay e onlay, executadas com materiais de utilização direta ou indireta. Neste estudo há uma observação de que o Artglass® é um material tipo compósito de uso indireto que em sua composição, apesar de ter-se diminuído o tamanho das partículas minerais, ainda assim houve um aumento de peso da parte mineral em relação ao peso do material. A parte mineral representa 70% do peso do material. A utilização deste material é indicada em próteses sobre implantes, porém nos é chamada a atenção para a necessidade de realizar-se novos estudos in vivo por períodos de 3 a 5 anos para avaliar o real desempenho clínico deste material.

**Freiberg ET AL (1998)** - Os objetivos deste estudo foram: avaliar o grau de deformação (DC) e as propriedades físicas de um novo composto dental, Artglass® (Kulzer), que foi desenvolvido como opção às próteses de porcelana, e comparar a eficácia de cura de dois materiais, Artglass® e Charisma®. Os espécimes foram preparados com 2 tipos de cura diferentes e submetidas a vários testes: resistência à fratura (FT), módulo flexural (E), resistência flexural (FS), dureza (KHN) e resistência ao desgaste (in vitro).

Os resultados obtidos foram: grau de deformação, resistência a fratura, módulo flexural e resistência flexural foram melhores para o Artglass® e o grau de deformação e módulo flexural foram melhores para a Charisma® quando a cura com luz de alta intensidade foi utilizada. O Artglass® mostrou ter um alto grau de deformação e resistência a fratura, porém um baixo módulo flexural, dureza e resistência ao desgaste comparados com a Charisma® quando o método de cura similar foi utilizado.

**Stegaroiu ET AL (1998)** - Este estudo foi realizado para analisar a distribuição de força no osso ao redor do implante e do abutment quando o ouro, a porcelana e a resina são aplicados em próteses unitárias. Foi realizado uma análise de elemento finito tri-dimencional nas próteses unitárias aplicando uma força no ponto central da porção oclusal das coroas em duas diferentes direções. Nas próteses de ouro e porcelana, a força medida foi equivalente em cada um dos módulos, já nas próteses de resina semelhantes níveis mais altos de força foram encontradas. Com a resina, um elevado aumento de força em cargas axiais foram encontradas entre o implante e o abutment. O papel protetor da resina na interface entre o osso e o implante não foi demonstrada sob as condições deste teste.

**Soumeire ET AL (1999)** - Usando um modelo in vitro, foi realizado um estudo a fim de comparar a capacidade de absorção de força da resina composta microparticulada em comparação a uma cerâmica de baixa fusão (Duceram® LFC). Como grupo controle foi utilizada a cerâmica convencional, e o ouro aplicado a próteses implanto-suportadas. As coroas foram testadas para medir a máxima amplitude de força transmitida a interface osso implante, e o tempo para alcançar esta amplitude. Para a realização destes testes, cargas de 100N foram aplicadas às superfícies oclusais das próteses. As restaurações de ligas de ouro transmitiram um maior impacto à interface osso-implante. A resina composta de micropartículas (Dentacolor®) e a cerâmica de baixa fusão (Duceram® LFC) não reduziram a amplitude do

impacto quando comparados à cerâmica convencional. Porém, na resina, o tempo até alcançar a máxima amplitude de força foi maior em comparação a outros materiais, 20% maior em relação aos grupos de cerâmica e 30% maior que o grupo do ouro.

**Inan ET AL (1999)** - Neste estudo, foi avaliado o estresse funcional causado por 5 materiais restauradores aplicados a próteses sobre implantes foram determinados pelo método fotoelástico de análise de estresse. O modelo mandibular de resina fotoelástica foi preparado com a colocação de implantes. A estrutura para a prótese foi confeccionada com 5 diferentes tipos de materiais que receberam cargas axiais e cargas com 45° de inclinação. Posteriormente, a análise das distribuições das cores nas áreas onde foram aplicadas as forças, foram observadas através de um polaroscópio para a avaliação dos resultados. A diferença entre a aplicação de força vertical ou inclinada foi estatisticamente diferente em todos os tipos de materiais. A maior distribuição de estresse na região apical do implante foi encontrada com a Ceranco® II (porcelana) seguido pela Biodent® (resina acrílica), Elcebond® CCV, Artglass® e Verebond®. Os valores encontrados para o Artglass® e o Elcebond® CCV (resinas compostas) foram semelhantes e o que produziu menos distribuição de estresse foi o Verebond® Ni-CR (metal). Portanto, neste estudo, a aplicação de resina não compromete negativamente o prognóstico dos implantes.

**Matsumura (1999)** - Este estudo foi realizado in vitro e analisou a profundidade de cura de dois tipos de compostos indiretos utilizados para fins protéticos. Foram analisados o Artglass® e o Dentacolor® e a variação quanto a utilização de 2 tipos de aparelhos fotopolimerizadores utilizados em laboratórios (Dentacolor XS®, Uni XS®) com 2 aparelhos utilizados no consultório (Translux CL®, Translux EC®), dois com lâmpadas estroboscópica de xenônio e dois com lâmpadas halógenas respectivamente. A análise dos resultados mostraram que em iguais condições de fotopolimerização, o Dentacolor® tem

profundidade de cura maior que o Artglass®. Entre os aparelhos, os de uso clínico produziram uma maior profundidade de cura para ambos materiais e entre os aparelhos de luz estroboscópica, o Dentacolor XS® foi superior ao Uni XS®.

**Christensen (1999)** - Realizou um estudo in vivo para avaliar o desempenho clínico de 3 tipos de compositos para uso indireto em próteses com ou sem subestrutura. Os materiais utilizados nesta avaliação foram Artglass®, Belle Glass®, Targis® e foram confeccionados 60 coroas de cada tipo de material em 180 molares de indivíduos adultos. Estas coroas foram confeccionadas por operadores variados, e observadas clinicamente após 1 ano da instalação das próteses. Este estudo concluiu que são materiais de utilização promissora e que não promoveram desgaste nos dentes antagonistas.

**Koch ET AL (2000)** - Este estudo foi realizado para avaliar o desempenho clínico de coroas proteticamente fabricadas utilizadas para reabilitar dentes com má formação de esmalte em crianças de 6 a 8 anos de idade. Estas coroas foram fabricadas com coping de ouro, para a aplicação de Artglass® ou de cerâmica Ivoclar®. Os pacientes foram analisados por um período de 2 a 5 anos, e após este período, todas as coroas permaneciam fixas. A adaptação marginal de 39 das 41 coroas, foi considerada excelente e as duas restantes foram classificadas como aceitáveis. Duas coroas foram cimentadas a nível subgingival, porém ao final de 2 anos, todas as coroas estavam supra-gingivais. Todos os dentes estavam assintomáticos, sem cáries secundárias, nenhuma inflamação gengival foi detectada e em todos os casos, estão sendo bem aceitas pelos pacientes. Conclui-se que as coroas em Artglass® ou cerâmica, podem ser utilizadas para o tratamento de primeiros molares permanentes com deficiência no desenvolvimento de esmalte em crianças.

**Duyck ET AL (2000)** - O propósito deste estudo, foi avaliar a influência do material protético em relação à distribuição e à magnitude de carga que as próteses parciais fixas transmitem aos implantes. Realizou-se também a qualificação e quantificação destas cargas in vivo. Foram estudados 8 pacientes com 9 próteses fixas de 3 elementos sobre 3 implantes. Mais 3 pacientes com um total de 4 próteses de 2 elementos sobre 2 implantes. As próteses foram feitas em metaloplásticas e abutments foram usados para medir a carga em várias posições oclusais. Testes adicionais foram realizados em pacientes com próteses fixas de 3 elementos sobre 2 implantes, incluídos no decorrer do estudo. Foi observada uma melhor distribuição de forças em próteses de metal em comparação com próteses de resina acrílica nos casos de próteses de 3 elementos sobre 2 implantes, porém não houve diferença de distribuição de cargas com estes diferentes materiais das próteses de 3 elementos sobre 3 implantes. Nos outros casos, somente coroas em que se tem próteses de longa extensão e extremidade livre que deve se atentar ao risco de sobrecarga dos implantes quando são utilizadas próteses de resina acrílica.

**Rammelsberg ET AL (2000)** realizaram um estudo para avaliar a resistência à fratura de restaurações livres de metal em dentes extraídos. Foi um estudo realizado in vitro utilizando-se 72 terceiros molares extraídos que foram reabilitados com coroas de Artglass®, onde o preparo dental foi estandarizado. Utilizaram 3 diferentes combinações de cimentação fosfato de zinco, cimento de ionômero e cimento resinoso com adesivo dental. Estes espécimes foram submetidos a 10.000 ciclos térmicos e depois foram levadas à cargas compressivas até a fratura. Os resultados descreveram que há uma mínima resistência. As fraturas ocorreram a partir de 500 N de força em todas as combinações. A cimentação adesiva levou a um significativo aumento de resistência à fratura em comparação com os dois outros grupos. No grupo com fosfato de zinco, 9 das 24 coroas soltaram durante o termociclo.

O aumento da espessura oclusal de 0,5 para 1,3 mm resultou em aumento da estabilidade das próteses.

**Ciftci ET AL (2000)** - Neste estudo analisou-se o efeito de vários materiais usados na fabricação de supra estruturas para próteses parciais fixas implanto suportadas, onde foram investigados a distribuição de stress ao redor dos tecidos periimplantares. Os cinco tipos de materiais estudados foram: porcelana, ouro, resina composta, resina composta reforçada e resina acrílica. Foram confeccionados modelos para análise de elemento finito tri-dimensional determinando pontos de referência no osso cortical para a avaliação das cargas aplicadas perpendiculares, oblíquas e horizontais às próteses fixas. Os valores de estresse produzidos pelas forças oblíquas e horizontais foram mais altos que os produzidos pela força vertical. Houve maior concentração de estresse no osso cortical ao redor da região cervical dos implantes. O ouro e a porcelana produziram os valores de estresse mais altos na região cervical. A resina acrílica e a resina composta reforçada produziram 25% e 15% menos estresse do que a porcelana e o ouro respectivamente em todas as regiões. A porcelana e o ouro produziram máximos valores de força encontradas no osso cortical na região lingual dos implantes.

**Scherrer (2000)** - Realizou uma análise in vitro de 3 tipos de compositos indiretos (Artglass®, Columbus®, Targis®) avaliados em relação à resistência à fratura aplicando 2 modos de carga. As intensidades do modo I variaram de 0,48 a 0,64 Mpa e as do modo II variaram 0,93 a 1,2 Mpa. Foram analisados 106 espécimes preparados seguindo as indicações dos fabricantes. Estes espécimes foram avaliados após 5 intervalos de tempo 24 horas, 1, 3, 6, 12 meses tendo ficado submersos em um fluido 10% de etanol a 37°. Através da análise dos resultados deste estudo os autores contraindicam a utilização destes compositos em áreas sujeitas a alta intensidade de forças mastigatórias.

**Tanoue (2000)** - Este estudo foi realizado in vitro para avaliar o desempenho quanto à solubilidade a água e a dureza de dois compositos indiretos (Artglass®, Dentacolor®). Estes dois compositos foram submetidos a 3 tipos de métodos de cura:

1- Exposição de 120 Seg. de luz estroboscópica de xenônio (Dentacolor®XS)

2- Exposição de 120 Seg. de luz xenônio mais 15 min. a 100° C.

3- Exposição a duas lâmpadas de vapor de metal por 120 Seg.

Após a análise, o Artglass® mostrou resultados superiores ao Dentacolor® em relação à dureza e a solubilidade em água apenas com a polimerização feita com o Dentacolor XS® por 120 seg (procedimento 1).

**Duane Douglas (2000)** - Este estudo foi realizado in vitro para avaliar a estabilidade de cor de quatro tipos de compositos indiretos (Artglass®, Zeta®, Targis®, Belle Glass®). Os corpos de prova foram comparados com um grupo controle confeccionado com 2 materiais diferentes, a porcelana (Omega 900®) e uma resina direta (Herculite XRV®). Estes corpos de prova foram tratados quimicamente e após 150 e 300 horas de imersão foram analisados para a coleta dos dados e avaliação dos resultados. Através da análise dos resultados a pesquisa mostrou que os 4 tipos de compositos permaneceram com estabilidade de cor. Porém o Artglass® e o Zeta® não tiveram diferenças estatísticas em relação à porcelana, que foi utilizada como grupo controle.

**Behr ET AL (2001)** - O objetivo deste estudo foi analisar um composto de fibra reforçada (Vectris®/Targis®) aplicados a supraestruturas de próteses fixas sobre implantes tanto parafusadas como cimentadas avaliando as forças de fratura e a adaptação marginal. Estes protótipos foram analisados durante 5 anos de simulação de ciclos térmicos e cargas mecânicas (TCML) e todos os espécimes foram levados a fratura. Nas próteses cimentadas a

força de fratura foi de 1553N e nas próteses parafusadas uma média de 1457N. Quanto a análise da adaptação marginal, tanto as próteses cimentadas quanto as parafusadas mostraram-se similares. A união entre a faceta de Targis® e o composto para cimentação foi significativamente deteriorada após os ciclos mecânicos e térmicos. Conclui-se que as supraestruturas de glass-fibre-reinforced mostrou ser uma alternativa para reabilitação com supraestruturas em metal tanto parafusadas quanto cimentadas.

**Ciftci ET AL (2001)** - Este estudo apresentou uma avaliação em análise tri-dimensional de elemento finito sobre o estresse gerado na estrutura metálica de próteses fixas sobre implantes recoberta com 4 materiais distintos: resina quimicamente polimerizada, resina composta de micro-partículas, resina composta modificada e porcelana. Os resultados mostraram que os materiais de recobrimento das próteses têm influência sobre o nível de estresse e a distribuição do stress sobre a estrutura de metal, concentrando-se em maior parte na area marginal das próteses. Neste caso, a resina acrílica apresentou mais desgaste do que a porcelana, provavelmente por causa do menor modulo de elasticidade. Concluiu-se que em carga estática, a resina acrílica gera mais estresse do que a porcelana sobre a estrutura de metal da prótese.

**Cesar (2001)** - Este estudo foi realizado in vitro para avaliar a força de união de diferentes materiais utilizados para fazer reparos no Artglass®. Foram utilizados 6 tratamentos químicos e 3 mecânicos combinados entre si, e após os tratamentos, o Artglass® foi reparado com a resina direta fotopolimerizável tipo Charisma® aplicada em 3 camadas incrementais e submetidas a 40 Seg. de polimerização. Os espécimes foram armazenados por 24 horas em água destilada a 37°. Após a análise dos resultados, concluiu-se que a melhor combinação para se reparar a superfície do Artglass®, foi a aplicação do Microetch®, com Silano® mais o Prime-Bond 2.1® atingindo um resistência de união 29,2 Mpa.

**Nakamura (2001)** - Este estudo foi realizado para analisar a distribuição de estresse em coroas livres de metal através de análise tridimensional de elemento finito. Dois tipos de compositos de aplicação indireta foram utilizados, Arglass® e Estenia®. As coroas foram submetidas à aplicação da máxima força de oclusão estabelecida em 600 N. Também foram aplicadas tensões de 225 N em 3 diferentes direções a 0°, 45°, 90° em relação à cúspide vestibular das coroas. A análise dos resultados desta pesquisa nos chama a atenção no sentido de que a força aplicada horizontalmente às coroas é um fator crítico para o fracasso destes materiais.

**Koishi (2001)** - Este estudo foi realizado in vitro para avaliar a reprodução de cor em relação à escala de cores Vita®. O material analisado foi o Artglass® que é um compósito indireto para utilização protética variando as diferentes espessuras nos corpos de prova. Através da interpretação dos resultados deste estudo que analisou 8 tonalidades de cor, notou-se que obtem-se os melhores resultados com espessura de 2,5 mm. Neste caso, este material possui uma aceitável reprodução de cor. Os resultados mostraram que o opaco e os agentes de cimentação têm influência na reprodução de cor do material. Portanto a espessura do Artglass® é um fator crítico para a perfeita reprodução de cor.

**Tanoue (2001)** - Este estudo foi realizado in vitro para verificar a profundidade de cura em diferentes tonalidades de cores num compósito utilizado para fins protéticos. Este experimento selecionou o Artglass® como compósito indireto de uso protético, avaliou 8 tonalidades de cor. Os resultados deste estudo foram obtidos através da análise dos corpos de prova com um software específico para análise de colorimetria. Concluiu-se que quanto mais escura a tonalidade, maior deverá ser o tempo de exposição à luz, para obter uma melhor cura das camadas mais profundas deste material.

**Bassit ET AL (2002)** - Este estudo teve como objetivo avaliar a força

transferida aos implantes durante a mastigação, quando estas próteses são recobertas com porcelana ou resina acrílica. Utilizou-se pilares protéticos apropriados para medir a geração das forças transferidas aos implantes. Após terem sido aplicadas forças sobre as próteses tanto in vitro como in vivo em 5 pacientes, os dados foram coletados e analisados estatisticamente. Os diferentes materiais utilizados não transferiram diferentes forças sobre os implantes dos pacientes. Portanto a seleção do material para recobrimento das próteses não mostrou ter influência na geração de forças aos implantes, apesar da porcelana ser menos resiliente do que a resina acrílica. Esta diferença somente é mensurável in vitro quando temos condições específicas em relação à incidência de carga ser estática, o que não acontece durante a mastigação.

**Takahashi ET AL (2002)** - Este estudo comparou a probabilidade de fracasso de três tipos de materiais restauradores de resina muito utilizados, em comparação com as tradicionais restaurações com metalocerâmica em próteses implanto-suportadas. Também foi estudado o efeito da localização da aplicação de cargas na resistência à fratura. As resinas foram aplicadas a supra estruturas de ouro e foram utilizadas estruturas de metalocerâmica como controle. Cargas compressivas foram aplicadas verticalmente na mesa oclusal 1 e 2 mm para a periferia até que ocorresse a fratura. Não foi encontrada diferença significativa na probabilidade de fratura entre as restaurações dos 3 tipos de resina e a metalocerâmica, porém as resinas fraturaram mais quando as cargas foram aplicadas a 2 mm para periferia em comparação às cargas aplicadas a 1 mm, o que não ocorreu na metalocerâmica. A probabilidade de fracasso entre as resinas não tiveram diferenças estatísticas significativas que possam ser levadas em consideração. Porém, as restaurações de resina, quando são aplicadas cargas excêntricas, mostrou-se haver uma maior probabilidade de fracasso. Este é um fator muito relevante para a seleção de material na confecção de próteses sobre implantes.

**Akisli (2002)** - Este estudo analisou a resistência de torção de diferentes compositos sobre pinos de titânio que receberam tratamentos com diferentes agentes condicionadores de metal. Foram confeccionados 720 corpos de prova para serem analisados in vitro. Após serem submetidos a 5000 termociclos sofreram a análise de torção através de um torquímetro manual, para verificar a força necessária para deslocar as resinas dos pilares de titânio. Estes resultados foram analisados em relação a um grupo controle, em que o titânio não recebeu nenhum condicionamento de superfície. Mostrou que todos os tipos de combinação influenciam na força de torção dos corpos de prova, tanto em relação ao tipo de agente condicionador como em relação ao tipo de opaco utilizado e ao tipo de compósito.

**Nakamura (2002)** - Este estudo realizou uma análise in vitro para avaliar a estabilidade de cor e translucência de 8 tipos diferentes de compositos (Artglass®, Belleglass®, Estenia®, Gradia®, Targis®, Herculite XRV®, Solidex®, Empress®). Confeccionaram corpos de prova em forma de disco, que foram submetidos a imersão em água a 60°C por 8 semanas. As partículas foram avaliadas antes e depois das 8 semanas. Os resultados mostraram que no Targis® e o Solidex® houve aumento de contraste e diminuição da translucência. Esses materiais tiveram índices atribuídos de distorção de cor e até o índice 3 eram aceitos clinicamente. Os materiais que tiveram nota 3 foram Targis®, Gradia®, Solidex®. Porém conclui-se que todos os materiais analisados mantêm a estabilidade de cor e de translucência em níveis aceitáveis.

**Gow (2002)** realizou um estudo longitudinal in vivo onde analisou o desempenho clínico em relação à ocorrência de fraturas em facetas indiretas de Artglass® aplicadas na face palatina dos dentes anteriores após os pacientes terem a dimensão vertical aumentada. Após 9 meses de reestabilidade da oclusão, os 12 pacientes nos quais foram confeccionadas 75 facetas, foram reavaliados após 1 ano e após 2 anos. Estas próteses foram

analisadas através de um índice que variou de A a C, em que: A - as restaurações estavam aceitáveis em todos os aspectos; B - quando haviam defeitos na superfície que podiam ser reparados, executando-se um novo polimento com resina direta fotoativada (Charisma®); C - Quando havia necessidade das próteses serem trocadas. Os resultados mostraram que nenhum caso recebeu índice C, houve apenas 13,3% de fracassos parciais (B), o restante obteve (A). Portanto em um curto tempo de avaliação, este material mostrou-se aceitável nos casos em que foi utilizado.

**Ku (2002)** - Este estudo foi realizado in vitro para analisar a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas comparados a coroas com 3 tipos de diferentes ceromeros (Artglass®, Sculpture®, Targis®). Após a confecção de 10 corpos de prova de cada material, estes foram levados a análise de resistência de fratura em uma máquina universal. Os resultados mostraram que a resistência da coroa metalocerâmica é o dobro que a resistência das coroas com ceromero (1317 N para 602 N). Não houve diferença estatística entre os três tipos de ceromero quanto à resistência a fratura.

**Ellakwa (2002)** - Este estudo foi realizado in vitro para avaliar a influência do acréscimo de fibras de alto peso molecular na composição do Artglass® e de mais dois materiais experimentais em relação às alterações ocorridas nas propriedades flexurais. Foram analisados 3 grupos de estudo com 10 corpos de prova cada. Os corpos de prova foram armazenados em água destilada a 37° sendo avaliados após 24 horas e após 6 meses de imersão. Os resultados relataram que houve um aumento na resistência flexural do Artglass® em até 364% com o acréscimo de fibras sendo um fato que deve ser considerado.

**Yanagida (2002)** - Realizou um estudo in vitro analisando a resistência da união do Artglass® aplicado sobre pinos de titânio. Foram analisados 8 tipos diferentes de condicionadores de metal aliados a um sistema adesivo

que seguiam 4 passos de aplicação. No total 144 corpos de prova em forma de discos com 10 mm de diâmetro e 2,5 de espessura foram levados a ciclos térmicos. Através da análise dos resultados concluiu-se que com relação à resistência de adesão somente 2 dos 8 tipos de agentes condicionadores de metal atingem uma força de adesão aceita clinicamente. Os melhores condicionadores são Cesead II® 20 Mpa e o Siloc® 19 Mpa. Portanto, este é um fator muito importante a ser considerado para a confecção de próteses fixas para se ter um bom prognóstico clínico nas reabilitações.

### **3- PROPOSIÇÃO**

### **3- PROPOSIÇÃO**

Avaliar o desempenho clínico do Artglass® aplicado a próteses fixas sobre implantes osseointegrados em relação à ocorrência de fraturas e estabilidade de cor.

## **4- CASUÍSTICA, MATERIAIS E MÉTODOS**

## **4- CASUÍSTICA, MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1 - Casuística**

Para a realização deste estudo, foram selecionados 40 pacientes sendo 25 mulheres e 15 homens com idades entre 23 e 72 anos com uma média de 47 anos. Nestes pacientes confeccionaram-se 45 próteses, entre elas: 2 protocolos totais bimaxilares, 9 protocolos totais unimaxilares e 34 reabilitações parciais.

A seleção dos pacientes foi realizada na Clínica de Pós-Graduação da Universidade de Santo Amaro - São Paulo - Capital, no período compreendido entre os anos de 1998 e 2002.

Todos os pacientes concordaram prontamente em participar da pesquisa e plenamente esclarecidos sobre o conteúdo da pesquisa através de uma Carta de Esclarecimento (Anexo I), todos os pacientes assinaram o Termo de Consentimento após todos os esclarecimentos necessários (Anexo II). O projeto de pesquisa, foi analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro (Anexo III). Os procedimentos clínicos foram realizados por operadores devidamente orientados e gabaritados de modo a garantir a uniformidade da análise da amostragem.

Os dois avaliadores que participaram (PLC; FG) para a análise e interpretação das amostras deste estudo, foram selecionados na Disciplina de Periodontia-Implantodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro.

## 4.2 - Materiais

### 4.2.1 - Moldagem de estudo

- moldeiras de estoque
- alginato Jeltrate® - Dentsply
- sugador descartável
- gral de borracha
- espátula para manipulação
- medidor de água
- cera utilidade
- espátula tipo lecron
- algodão

### 4.2.2 - Confecção dos modelos de estudo

- gral de borracha
- espátula para gesso
- gesso pedra Herodent® - Vigodent
- dosador de água
- vibrador de gesso

### 4.2.3 - Confecção das moldeiras individuais para desdentados totais

- modelos de estudo
- recortador de gesso
- isolante para resina acrílica ativada quimicamente
- pincel nº 12
- pote com tampa para manipulação de resina acrílica
- pote Dappen
- resina acrílica ativada quimicamente (pó e líquido)
- motor de baixa rotação
- peça de mão
- brocas para desgaste e acabamento de resina

#### 4.2.4 - Confeção de moldeiras individuais para pacientes desdentados parciais

- moldeiras pré-fabricadas de plástico Morelli®
- motor de baixa rotação
- peça de mão
- mandril para disco de carborundum
- brocas montadas para desgaste e acabamento de resina

#### 4.2.5 - Moldagem de trabalho para pacientes desdentados totais ou parciais

- moldeiras individuais
- cera utilidade
- espátula Lecron
- algodão
- silicona de adição Aquasil® - Dentsply
- pistola dispensadora
- fio dental
- resina Duralay® (pó e líquido)
- isolante
- chave hexagonal
- chave de fenda
- transferente de moldagem para moldeira aberta
- sugador descartável

#### 4.2.6 - Confeção do modelo de trabalho

- gesso Herostone® tipo IV - Vigodent
- medidor de água
- vibrador
- gengiva artificial - Gingifast® - Zhermack
- isolante

- gral de borracha
- Espátula para gesso

#### 4.2.7 - Confeção do registro de mordida para desdentados parciais

- pistola dispensadora
- material tipo silicona para registro de mordida tipo Oclufast®

#### 4.2.8 - Confeção da união da estrutura metálica

- chave hexagonal
- chave de fenda
- espelho nº 5
- pinça clínica
- explorador nº 5
- resina tipo Duralay® pó e líquido
- potes Dappen
- pincéis
- roletes de algodão
- sugador descartável
- fio ortodôntico
- alicate de corte para fio ortodôntico

#### 4.2.9 - Seleção da cor

- escala Vita®

#### 4.2.10 - Ajuste do material de recobrimento da prótese

- chave hexagonal
- chave de fenda
- carbono para registro de mordida tipo Accufilm II®
- turbina de alta rotação
- brocas para desgaste de resina

- brocas para acabamento de resina

#### 4.2.11 - Instalação definitiva da prótese

- chave de fenda ou hexagonal
- parafuso de fenda de ouro ou titânio
- parafuso hexagonal de ouro ou titânio
- torquímetro manual
- agente de vedação a base de silicone
- tubo rígido de silicone
- resina para restauração fotoativada
- aparelho fotopolimerizador
- carbono para registro de mordida tipo Accufilm II®
- turbina de alta rotação
- brocas para desgaste de resina
- brocas para acabamento de resina
- motor de baixa rotação
- contra-ângulo
- brocas de baixa rotação para polimento final de resina

#### 4.2.12 - Orientação

- consulta clínica
- orientação dos cuidados gerais
- orientação de higienização
- orientação para os controles anuais
- alta do paciente

### 4.3 - Métodos

A metodologia aplicada para a elaboração das próteses fixas sobre implantes recobertas com o Artglass®, tanto para os planejamentos cirúrgicos como para os planejamentos protéticos, em suas fases clínicas e laboratoriais, foram adotadas conforme as normas e regras aplicadas na Clínica de Pós-

Graduação de Implantodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro que está sob a orientação e coordenação geral do Professor Doutor Wilson Roberto Sendyk.

Será descrito a seguir de uma forma resumida, a seqüência metodológica para confecção das próteses fixas sobre implantes recobertas com o Artglass®.

#### 4.3.1 - Moldagem de estudo

Após a seleção da moldeira de estoque para a moldagem com alginato, o paciente foi posicionado na cadeira, de forma a estar com o plano oclusal paralelo ao solo.

A mistura do alginato, foi realizada no gral com espátula seguindo exatamente as orientações do fabricante "Dentsply" com relação à proporção água - pó, tempo de manipulação do material e tempo de espera para a retirada dos moldes.

Procedeu-se a moldagem da maxilla e da mandíbula sequencialmente, e após a introdução da moldeira na boca foram executados os movimentos musculares para melhor impressão da área desdentada em análise.

Para a retirada do molde, faz-se o deslocamento da musculatura jugal e introdução de um jato de ar para facilitar a retirada do molde sem danificá-lo.

O molde foi lavado em seguida, seco e mantido em umidificador até a dispensa do paciente para em seguida realizar a desinfecção dos moldes (SANTOS, 2001) e confeccionar os modelos.

#### 4.3.2 - Confecção dos modelos de estudo

Os moldes foram preenchidos com gesso pedra tipo Herodent® respeitando o tempo de manipulação, proporção água - pó, fornecidos pelo fabricante.

O gesso foi manipulado em gral de borracha com espátula para gesso, sendo levado ao molde em pequenas porções. Com o auxílio de um vibrador foi feito o escovamento do gesso para evitar a formação de bolhas.

Após a espera da presa final do gesso, o modelo de estudo era removido e recortado para ser melhor avaliado.

4.3.3 - Confeção das moldeiras individuais para pacientes desdentados totais e desdentados parciais.

As moldeiras individuais foram confeccionadas de duas formas:

- Pacientes desdentados parciais: foram utilizadas moldeiras plásticas pré-fabricadas da Morelli, feitos os recortes necessários e os alívios conforme a adaptação nos modelos de estudo.

Os recortes foram feitos com mandril e disco de carborundum, e os desgastes mais leves e o acabamento foram feitos com brocas para desgaste de resina.

- Pacientes desdentados totais: nos modelos de estudo, foram confeccionadas muralhas de cera número 7 de 10 mm de altura unindo os implantes sem interferir na moldagem dos limites da prótese com relação ao assoalho bucal e à mucosa jugal.

Após esta etapa, isolou-se os modelos com isolante tipo Sellac®. As moldeiras individuais foram confeccionadas, depositando-se diretamente sobre os modelos, resina acrílica ativada quimicamente incolor, e após a polimerização procedeu-se os devidos acabamentos e polimentos com brocas para desgaste e polimento de resina.

#### **4.3.4 - Moldagem funcional**

Na presença dos pacientes foram executados os ajustes finais das moldeiras diretamente na boca do paciente.

Os transferentes de moldagem, foram instalados sobre os pilares protéticos que já haviam sido selecionados e instalados sobre os implantes conforme a necessidade clínica de cada prótese e a utilização clínica de cada pilar protético conforme o tipo de prótese a ser realizada e a altura gengival de cada região deixando-os sempre nivelados.

Devido à realização da moldagem sempre com moldeira aberta, os transferentes de moldagem foram ferulizados entre si, utilizando um amarrilho com o fio dental sendo entrelaçado entre os pilares. Desta maneira, realizou-se a deposição de resina acrílica ativada quimicamente tipo Duralay® através da técnica de Nealon unindo todos os transferentes de moldagem.

Optou-se pela utilização de uma silicona de adição para estas moldagens respeitando todos os critérios relacionados à manipulação; tempo de espera para a retirada do molde da boca e tempo de espera para a obtenção dos modelos de trabalho seguindo a risca todas as recomendações fornecidas pelo fabricante.

Com o auxílio da pistola dispensadora, o material leve foi levado à boca do paciente por um operador para realizar o recobrimento de todas as transferentes de moldagem. O outro operador realizou a mistura do material pesado introduzindo-o na moldeira individual e fornecendo ao primeiro operador fazendo desta maneira a moldagem em um único passo.

Após a presa definitiva do material os transferentes foram desparafusados para que cuidadosamente o molde fosse removido e analisado pelos operadores.

#### 4.3.5 - Obtenção do registro de mordida

O registro de mordida para os pacientes parcialmente dentados foram realizados através de um correto posicionamento do paciente na cadeira, colocação da silicona para registro de mordida e manipulação da oclusão do paciente registrando assim, a relação central de mordida.

Aguardou-se a polimerização do Occlufast® e realizou-se a retirada do registro dos dentes do paciente.

#### 4.3.6 - Confeção do modelo de trabalho.

Primeiramente os análogos foram parafusados aos transferentes de moldagem.

Os moldes de trabalho foram isolados para a colocação de gengiva artificial tipo Gingifast® a fim de poder analisar a perfeita adaptação das próteses.

O gesso especial tipo IV foi preparado respeitando a proporção água - pó, tempo de espatulação e tempo de presa conforme as especificações do fabricante.

O gesso foi levado ao molde em pequenas porções escoando com o auxílio de um vibrador para evitar a formação de bolhas.

Após o tempo de presa total do gesso, as transferentes foram desparafusadas dos análogos e os modelos foram removidos cuidadosamente e analisados pelos operadores.

#### 4.3.7 - Montagem dos modelos nos articuladores.

Nas próteses fixas para desdentados parciais os modelos foram montados em articuladores não ajustáveis através da utilização dos registros de mordida que se interrelacionavam com os modelos.

Nas próteses fixas para desdentados totais unimaxilares ou bimaxilares fez-se a montagem dos modelos em articuladores semi-ajustáveis, fazendo a fixação dos modelos superior e inferior. Realizou-se a partir deste momento, a individualização do articulador e os registros e estudos dos movimentos mandibulares.

#### 4.3.8 - Confeção e prova do enceramento de diagnóstico.

Os modelos juntamente com os articuladores foram enviados para um laboratório (previamente selecionado pela disciplina de implatodontia), onde realizou-se a confecção de um enceramento de diagnóstico.

Este enceramento foi instalado sobre os implantes nos pacientes para uma análise da oclusão, contorno da prótese, tamanho dos dentes, linha de sorriso em relação ao comprometimento estético da prótese, relação interoclusal em relação aos dentes naturais quando presentes e em desdentados

totais a definição exata da dimensão vertical previamente analisada através das próteses provisórias.

Neste momento, os pacientes foram avaliados e divididos conforme três níveis de probabilidade de insucesso da prótese - Anexo V (foi considerado como pântico, o elemento que esta fora do longo eixo do implante).

- Nível Baixo: pacientes que não apresentavam hábitos parafuncionais evidentes, tonus muscular baixo, qualquer área a ser reabilitada.

- Nível Médio: pacientes sem hábitos parafuncionais evidentes, sem histórico de fraturas de dentes ou próteses, tonus muscular moderado.

- Nível Alto: pacientes com hábitos parafuncionais evidentes, histórico de fraturas de dentes ou próteses, tonus muscular elevado.

Os pacientes que se enquadravam no nível médio em que as áreas reabilitadas eram guias de desocclusão tendo como antagonista dentes naturais e pacientes do nível alto, optou-se pelo recobrimento das áreas oclusais de contatos com recobrimento de metal

#### 4.3.9 - Confeccção da estrutura metálica da prótese.

A armação metálica da prótese foi confeccionada a partir das determinações anteriormente analisadas.

As armações foram fundidas em titânio ou prata - paládio conforme a extensão da prótese. Armações com mais de 6 elementos foram fundidos em titânio.

As normas de fundição, como temperatura da fôrma, técnicas de fundição são rigorosamente seguidas pelo laboratório.

Após fundidas, as armações foram testadas e seccionadas, para a realização da solda diretamente na boca dos pacientes.

#### 4.3.10 - Realização dos pontos de solda

As próteses foram instaladas para a análise da adaptação aos pilares protéticos.

Para a união das coroas, utilizou-se resina acrílica ativada quimicamente tipo Duralay®, que através da técnica de Nealon foi depositada sobre as coroas unindo-as duas a duas.

Sempre que possível, juntamente com a resina, utilizou-se fio ortodôntico rígido pela vestibular ou lingual das próteses para maior rigidez da união.

Estas próteses eram desparafusadas e levadas ao laboratório de prótese em recipientes úmidos para evitar desidratação das resinas, e no laboratório as soldas foram feitas sempre a laser.

#### 4.3.11 - Prova da armação ferulizada e seleção da cor.

A armação da prótese foi instalada e sua adaptação foi avaliada clinicamente sempre que possível, e em locais de difícil visualização, fazia-se a tomada radiográfica pela técnica do paralelismo.

A seleção da cor foi sempre realizada à luz do dia com a análise de no mínimo dois operadores.

#### 4.3.12 - Aplicação do Artglass® no laboratório.

A aplicação do Artglass® no laboratório segue rigorosamente as especificações Heraes Kulzer.

O Artglass® foi depositado em camadas de 0,5 a 1 mm de forma incremental para diminuir a contração de polimerização. O aparelho de fotopolimerização utilizado foi o Unixs® da Kulzer que possui luz estroboscópica de xenônio.

#### 4.3.13 - Prova do Artglass®

As próteses foram instaladas e parafusadas verificando-se o contorno, forma e a aparência estética dos dentes.

Realizou-se os refinamentos dos ajustes oclusais dos pacientes em relação central, guias de lateralidade sempre em grupo e guias anteriores.

#### 4.3.14 - Instalação definitiva da prótese.

A instalação definitiva da prótese foi feita somente após os pacientes passarem por orientações com relação aos cuidados de higienização; receberam as próteses por um período de adaptação que variou de 2 a 3 semanas.

Após este período, os pacientes retornaram e avaliou-se os relatos em relação ao índice de satisfação e o desempenho quanto à higiene das próteses.

A partir deste momento, com o esclarecimento de todas as dúvidas dos pacientes, as próteses foram removidas para limpeza.

Fez-se então o isolamento relativo da boca e as próteses foram levadas aos implantes com um silicone de vedação para prevenir infiltração e mau cheiro.

Os parafusos da prótese foram apertados manualmente para posterior checagem com um torquímetro manual de 10N para parafusos de ouro e 20N para parafusos de titânio conforme especificações do fabricante.

Sobre os parafusos, foi colocado um tubo rígido de silicone e posterior restauração dos acessos dos parafusos feitos com resina fotopolimerizável.

Realizou-se os ajustes oclusais finais e polimentos da resina com brocas de baixa rotação adequadas.

#### 4.3.15 - Orientação

Os pacientes foram orientados para retornar à Clínica de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro sempre que necessário ou impreterivelmente após completarem 1 ano da instalação definitiva da prótese e assim sucessivamente de ano em ano.

#### 4.3.16 - Avaliação anual das próteses

Dois avaliadores (PLC; FG) da disciplina de Periodontia - Implantodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro checaram as 45 próteses fixas sobre implantes recobertas com o Artglass® em dois aspectos: com relação à fratura e à alteração de cor.

Para cada um dos aspectos, padronizou-se três níveis de resultados, sendo que de 1 a 3 para fraturas e de A a C para variação de cor.

Os avaliadores (PLC; FG) foram os mesmos até o final do estudo que compreendeu os anos de 1998 a 2002.

## **5- RESULTADOS**

## 5- RESULTADOS

Após a análise das 45 próteses fixas com 232 elementos instalados sob 167 implantes osseointegrados em 40 pacientes, foi formulada uma tabela (Anexo IV) em relação à ocorrência de fratura e as alterações de cor. Às próteses, foram atribuídas numerações (P1, P2, P3, ...) que foram mantidas durante os 4 anos do estudo. Estas próteses foram analisadas em relação a três padrões de alterações:

### - FRATURA:

- 1- Superfície oclusal íntegra
- 2- Superfície oclusal com alguma alteração incipiente, sem comprometer a longevidade da prótese
- 3- Superfície oclusal com fratura total ou parcial de uma ou mais faces, necessitando da reaplicação do material estético.

### - COR:

- A- Nenhuma alteração de cor
- B- Alteração de um grau conforme a escala Vita®, sem comprometer o desempenho estético da prótese.
- C- Alteração de dois ou mais graus conforme a escala Vita®, sendo necessária a substituição do material estético.

Com o objetivo de comparar os resultados observados no momento da instalação da prótese com os dos anos subseqüentes, apresentamos os dados assolados nas tabelas I e II; onde consideramos como "sucesso" a ausência de fratura e alteração de cor, e "fracasso" a situação contrária, considerando

os índices 2 e 3 e B e C neste item.

Tabela I e II - Resultados do exame clínico em relação à ocorrência de fratura e alterações de cor em próteses fixas recobertas com Artglass® instaladas sobre implantes osseointegrados observadas do momento da instalação até o ano de 2002.

**TABELA I - ANÁLISE DA OCORRÊNCIA DE FRATURAS:**

**Ano 1998**

1998	2002		TOTAL
	sucesso	fracasso	
sucesso	3	1	4
fracasso	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>3</b>	<b>1</b>	<b>4</b>

Proporção de sucesso:

$$1998 = 4/4 = 1,00 \text{ ou } 100\%$$

$$2002 = 3/4 = 0,75 \text{ ou } 75\%$$

Os resultados dispensam análise.

**Ano 1999**

1999	2002		TOTAL
	sucesso	fracasso	
sucesso	7	1	8
fracasso	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>7</b>	<b>1</b>	<b>8</b>

Proporção de sucesso:

$$1999 = 8/8 = 1,00 \text{ ou } 100\%$$

$$2002 = 7/8 = 0,875 \text{ ou } 87,5\%$$

Os resultados dispensam análise.

### Ano 2000

2000	2002		TOTAL
	sucesso	fracasso	
sucesso	24	1	25
fracasso	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>24</b>	<b>1</b>	<b>25</b>

Proporção de sucesso:

$$2000 = 25/25 = 1,00 \text{ ou } 100\%$$

$$2002 = 24/25 = 0,96 \text{ ou } 96\%$$

Os resultados dispensam análise.

### Ano 2001

2001	2002		TOTAL
	sucesso	fracasso	
sucesso	8	0	8
fracasso	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>8</b>	<b>0</b>	<b>8</b>

Proporção de sucesso:

$$2001 = 8/8 = 1,00 \text{ ou } 100\%$$

$$2002 = 8/8 = 1,00 \text{ ou } 100\%$$

Os resultados dispensam análise.

**TABELA II - ANÁLISE DAS ALTERAÇÕES DE COR:**

**Ano 1998**

1998	2002		TOTAL
	sucesso	fracasso	
sucesso	3	1	4
fracasso	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>3</b>	<b>1</b>	<b>4</b>

Proporção de sucesso:

1998 =  $4/4 = 1,00$  ou 100%

2002 =  $3/4 = 0,75$  ou 75%

Os resultados dispensam análise.

**Ano 1999**

1999	2002		TOTAL
	sucesso	fracasso	
sucesso	7	1	8
fracasso	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>7</b>	<b>1</b>	<b>8</b>

Proporção de sucesso:

1999 =  $8/8 = 1,00$  ou 100%

2002 =  $7/8 = 0,875$  ou 87,5%

Os resultados dispensam análise.

**Ano 2000**

2000	2002		TOTAL
	sucesso	fracasso	
sucesso	25	0	25
fracasso	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>25</b>	<b>0</b>	<b>25</b>

Proporção de sucesso:

$$2000 = 25/25 = 1,00 \text{ ou } 100\%$$

$$2002 = 25/25 = 1,00 \text{ ou } 100\%$$

Os resultados dispensam análise.

**Ano 2001**

2001	2002		TOTAL
	sucesso	fracasso	
sucesso	8	0	8
fracasso	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>8</b>	<b>0</b>	<b>8</b>

Proporção de sucesso:

$$2001 = 8/8 = 1,00 \text{ ou } 100\%$$

$$2002 = 8/8 = 1,00 \text{ ou } 100\%$$

Os resultados dispensam análise.

**TABELA III - RESULTADOS CONCORDANTES (CONC.) OU DISCORDANTES (DISC.) ENTRE AS AVALIAÇÕES DOS DOIS AVALIADORES REALIZADAS NOS ANOS DE 1999 A 2002.**

**Ano 1999 a 2002**

FRATURA				
Ano	Conc.	Disc.	Total	% Conc.
1999	4	0	4	100,00
2000	12	0	12	100,00
2001	36	1	37	97,29
2002	40	5	45	88,88
	92	6	98	93,87%

**Ano 1999 a 2002**

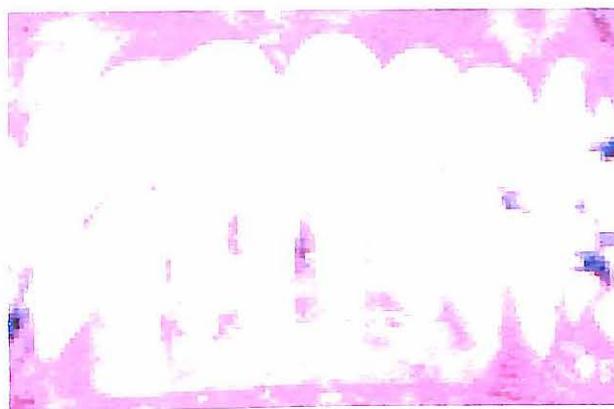
COR				
Ano	Conc.	Disc.	Total	% Conc.
1999	4	0	4	100,00
2000	12	0	12	100,00
2001	37	0	37	100,00
2002	43	2	45	95,55
	96	2	98	97,95%

Os resultados dispensam análise estatística.

## FIGURAS DAS PRÓTESES ANALISADAS.



5.1A- Vista oclusal da prótese fixa de 5 elementos após 4 anos.



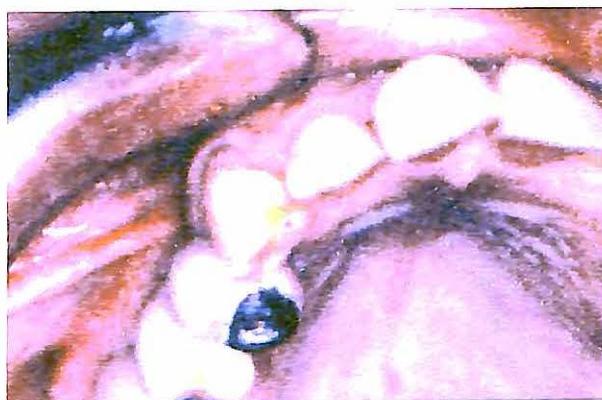
5.1B- Vista frontal da prótese fixa de 5 elementos após 4 anos.



5.2- Prótese fixa bilateral inferior após 3 anos.



5.3A- Vista vestibular do elemento fixo 14, após 4 anos.



5.3B- Vista oclusal do elemento 14, após 4 anos.

## **6- DISCUSSÃO**

## 6- DISCUSSÃO

A importância da realização deste estudo foi avaliar o desempenho clínico do Artglass®, quando utilizado para aplicação em próteses fixas sobre implantes, sejam elas parafusadas ou cimentadas.

Em relação à comparação entre os resultados observados no momento da instalação, e os observado após 1, 2, 3 ou 4 anos (Tabelas I e II), verificamos diferenças de pequena monta. O tamanho da amostra por sua vez não permitiu a aplicação de testes estatísticos de discordância entre os dois momentos (teste de McNemar).

A partir dos resultados apresentados na Tabela do Anexo IV, elaboramos a Tabela III, onde são apresentados os resultados das avaliações feitas pelos dois avaliadores. Como observados, os dois avaliadores (PLC; FG) apresentaram alta porcentagem de resultados concordantes não sendo possível a aplicação de testes estatísticos.

Portanto o que veremos a seguir através da interpretação dos resultados obtidos por outras pesquisas fornecem dados para o nosso melhor conhecimento.

Várias pesquisas foram realizadas com o objetivo de comprovar o papel de proteção que as resinas teriam com relação ao sistema implante/prótese, pelo fato de transmitirem menos força aos tecidos periimplantares, entretanto, os resultados obtidos por Cibirka 1992, Hobikirk 1992, Stegaroiu 1998, Soumeire 1999 e Ciftci 2001 demonstraram que as resinas transmitem o mesmo nível de força quando comparadas a outros materiais, não apresentando diferenças estatísticas significativas.

Outro estudo realizado em 2000 por Duyck, desaconselhou a uti-

lização de resina acrílica em próteses extensas ou próteses com sobre extensão fixas a implantes, pelo fato de promover uma sobrecarga aos implantes osseointegrados .

Bassit em 2002 demonstrou uma análise em sua pesquisa, dos resultados apresentados por Gracis 1991 que são semelhantes aos de Ciftci 2000 em que a resina possui um elevado nível de absorção de força se comparadas a outros materiais, porém estes resultados somente são válidos em testes realizados in vitro.

Os testes realizados in vitro não reproduzem as cargas originadas durante a mastigação, portanto isso gera uma diferença de interpretação dos resultados das pesquisas quando realizadas in vivo ou in vitro .

Existe diferença também quando são analisadas a resistência a fratura de diferentes materiais, segundo o local da aplicação da carga. Quanto mais excêntrica a carga aplicada, maior o índice de fratura das resinas, comprovado por Takahashi 2002 . Em 2000 Rannelsberg apresentou resultados que mostraram que o Artglass® possui uma baixa resistência às fraturas. A análise dos resultados das pesquisas apresentadas por Freiberg 1998 e Inan 1999 demonstraram que o Artglass® apresentou propriedades melhores se comparadas a outros materiais em relação ao nível de absorção de força, porém também foi demonstrado que o Artglass® apresenta pouca resistência ao desgaste .

Koch em 2000 demonstrou in vivo que o Artglass® teve um bom desempenho clínico durante o período de avaliação de 2 a 5 anos, portanto recomendando a utilização clínica deste material para reabilitação de dentes.

Sabemos que existem estudos de outros materiais que possuem resistência ao desgaste e a fratura, superiores ao do Artglass® (BEHR, 2001). Contudo, estas características em alguns casos, podem se tornar indesejáveis.

Outros estudos deverão ser realizados para avaliar se o fato do Artglass® apresentar uma baixa resistência ao desgaste poderá ser uma van-

tagem em casos de reabilitações de pequenas extensões sem afetar a oclusão. Em implantes muito curtos em regiões de osso de baixa qualidade, este material poderá produzir um sistema de proteção.

Podemos ainda sugerir a utilização de próteses parafusadas, para que nos casos de desgaste excessivo ou fraturas, o Artglass® possa ser reaplicado com maior facilidade e menor custo, como foram mostrados por Yanagida, 2002 e Ellakwa, 2002. Os agentes condicionadores de titânio tem grande influência na força de adesão do Artglass® à superfície do metal: Ainda que, como foi demonstrado por Cesar em 2001, o Artglass® é um material que pode ser reparado com grande sucesso, atingindo uma adesão muito satisfatória não comprometendo o desempenho clínico do material.

O estudo de Gow em 2002 utilizou o Artglass® como material restaurador de dentes em pacientes que tiveram a dimensão vertical reestabelecida por nove meses, e após este período, as facetas indiretas instaladas na face palatina dos dentes anteriores foram avaliadas após um e dois anos segundo uma metodologia muito semelhante à realizada no nosso estudo, seguindo três índices de alterações. Observamos também que o estudo de Gow obteve um resultado muito semelhante ao demonstrado nesta pesquisa, em que praticamente não ocorreu nenhuma alteração significativa do Artglass® nos dois primeiros anos de pesquisa. Portanto é de grande importância salientarmos que a partir do terceiro ano aumentou a incidência de algum tipo de alteração da superfície do Artglass®. Desta forma verificamos a necessidade de levarmos uma análise de toda a amostra das próteses até quatro anos de observações, para que em um próximo estudo possamos concluir se estas pequenas alterações serão ou não significativas à estrutura do material.

Outros autores nos chamam a atenção em relação à polimerização do Artglass®, que tem grande influência na profundidade de polimerização do material podendo comprometer todas as propriedades físicas do Artglass®. Isto nos leva a observar as condições de execução laboratorial das próteses

que devem seguir todas as especificações do fabricante, portanto devemos sempre utilizar laboratórios previamente analisados (TANOUE 2000; TANOUE 2001; MATSUMURA 1999).

Com relação à fratura e distribuição de força do material, autores como Nakamura, 2001; Scherrer, 2000; Ku, 2002 desaconselham a utilização do Artglass® em áreas de intensas forças oclusais, o que foi contrário aos resultados por nós encontrados. A estes resultados antagônicos creditamos o fato da importância de sempre realizarmos um planejamento prévio detalhado. Nestes planejamentos foram analisados o nível de risco em que os pacientes se enquadravam, para desta forma selecionarmos as próteses instaladas em áreas de guias de desocclusão antagonistas a dentes naturais, optando nestes casos pelo recobrimento das superfícies oclusais com metal.

Ellakwa, 2002 no seu estudo, mostrou que há um significativo aumento na resistência flexural do Artglass® com o acréscimo de fibras, e o estudo de Touati, 1996 indicou a utilização deste material em próteses sobre implantes.

Estudos desenvolvidos por Douglas, 2000; Nakamura, 2002; e Koishi, 2001 indicaram a excelente estabilidade e reprodução de cor realizada pelo Artglass®, o que foi exatamente de encontro aos resultados encontrados no nosso estudo.

Apesar de haver a necessidade da realização de novas pesquisas nesta área, podemos afirmar que o Artglass® pode ser utilizado em próteses fixas sobre implantes, pois através da nossa metodologia de utilização, este material obteve excelentes resultados.

Com o grande aumento no número de pacientes que vêm a nossa procura para serem reabilitados com implantes ossointegrados é nosso dever continuarmos sempre no desenvolvimento de novas pesquisas em busca de resultados cada vez melhores para oferecermos aos nossos pacientes.

## **7- CONCLUSÃO**

## **7- CONCLUSÃO**

Através da análise dos resultados descritos por esta pesquisa, podemos concluir que, o Artglass® é um material que pode ser indicado para o recobrimento de próteses fixas sobre implantes, no que diz respeito à ocorrência de fraturas e a estabilidade de cor, obtendo um excelente desempenho clínico no período de avaliação deste estudo.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AHMAD, I. The Versatility and Enhanced Aesthetics of Laboratory - Fabricated Composite Resin Restorations. **Pract Periodont Aesthet Dent.** V. 12, n. 3, p. 285 - 292, apr. 2000.

AKISLI, I.; ÖZCAN, M.; NERGIZ, I. Resistance of Core Materials Against Torsional Forces on Differently Conditioned Titanium Posts. **The Journal Prosthetic Dentistry.** V. 88, n. 4, p. 367 - 374, oct. 2002.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips Materiais Dentários** 10ª edição Rio de Janeiro. Guanabara Koogan, 1998, p. 18 - 66.

BASSIT, R.; LINDSTRÖN, H.; RANGERT, B. In Vivo Registration of Force Development with Ceramic and Acrylic Resin Occlusal Materials on Implant-Supported Protheses. **The Int. Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** V. 17, n. 1, p. 17 - 23, jan. 2002.

BEHR, M.; ROSENTRITT, M.; LANG, R.; CHAZOT, C.; HANDEL, G. Glass - Fibre - Reinforced - Composite Fixed Partial Dentures on Dental Implants. **Journal of Oral Rehabilitation** V. 28, n. 10, p. 895 - 902, 2001.

BROWN, D. The Status of Restorative Dental Materials. **Dental Update.** V. 24, p. 402 - 406, dec. 1997.

CESAR, P.; FAARA, P.; CALDART, R.; JAEGER, R.; RIBEIRO, F. Tensile Bond Strength of Composite Repairs on Artglass Using Different Surface Treatments. **Am. J. Dentistry**. V. 14, n. 6, p. 373 - 377, dec. 2001.

CHRISTENSEN, R.; SMITH, S.; HEIN, D. Clinical Performance of 3 Filled Polymer Crowns With and Without Substructures. **J. Dent. Res.** V. 78, n. 3, p. 1631 - 1635, 1999.

CIBIRKA, R.; RAZZOOG, M.; LANG, B.; STOHLER, C. Determining the Force Absorption Quotient for Restorative Materials Used in Implant Occlusal Surfaces. **J. Prost. Dent.** V. 67, n. 3, p. 361 - 364, 1992.

CIFTCI, Y.; CANAY, S. The Effect Veneering Materials on Stress Distribution in Implant-Supported Fixed Prosthetic Restorations. **Int. J. Oral Maxillof. Implants**. V. 15, n. 4, p. 571 - 582, 2000.

CIFTCI, Y.; CANAY, S. Stress Distribution on the Metal Framework of the Implant-Supported Fixed Prosthesis Using Different Veneering Materials. **Int. J. Prosthodont**. V. 14, n. 5, p. 406 - 411, sep. 2001.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M.; WATAHA, J. C. **Materiais Dentários - Propriedades e Manipulação**. 7ª edição Editora Santos 2002, p. 12 - 32.

DELIPERI, S.; BARDWELL, D. An Alternative Method to Reduce Polymerization Shrinkage in Direct Posterior Composite Restorations. **Jada** V. 133, n. 10, p. 1387 - 1398, oct. 2002.

DOUGLAS, R. Color Stability of New-Generation Indirect Resins for Prosthodontic Application. **J. Prosthetic Dentistry** V. 83, n. 2, p. 166 - 170, feb. 2000.

DUYCK, J.; OSTERWYCK, H.; SLOTEN, J.; COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Influence of Prosthesis Material on the Loading of Implants that Support a Fixed Partial Prosthesis. In Vivo Study. **Clin. Implant Dent.** V. 2, n. 2, p. 100 - 109, 2000.

ELLAKWA, A.; MARQUIS, P.; SHORTALL, A. Influence of Fiber Type and Wetting Agent on the Flexural Properties of an Indirect Fiber Reinforced Composite. **J. Prosthetic Dentistry** V. 88, n. 5, p. 485 - 490, nov. 2002.

FREIBERG, R.; FERRACANE, J. Evaluation of Cure, Properties and Wear Resistance of Artglass Dental Composite. **Am. J. Dent.** V. 11, n. 5, p. 214 - 218, oct. 1998.

GODOY, F. Resin- Based Composites and Compomers in Primary Molars. **Pediatric Dentistry** V. 44, n. 3, p. 541 - 569, jul. 2000.

GOW, A.; HEMMINGS, K. The Treatment of Localised Anterior Tooth Wear With Indirect Artglass® Restorations at an Increased Occlusal Vertical Dimension. Results After Two Years. **Eur. J. Prosthodont. Res. Dent.** V. 10, n. 3, p. 101 - 105, 2002.

GRACIS, S.; NICHOLLS, J.; CHALUPNIK, J.; YVODELIS, R. Shock-Absorbing Behavior of Five Restorative Materials Used on Implants. **Int. J. Prosthodontics.** V. 4, n. 3, p. 282 - 291, may 1991.

HOBKIRK, J.; PSARROS, K. The Influence of Occlusal Surface Material on Peak Mastigatory Forces Using Osseointegrated Implant-Suported Prostheses. **Int. J. Oral Maxillof. Implants.** V. 7, n. 3, p. 345 - 352, 1992.

INAM, O.; KESIM, B. Evaluation of the Effects of Restorative Materials for Occlusal Surfaces of Implant-Supported Prosthesis on Force Distribution. **Implant Dentistry**. V. 8, n. 3, p. 311 - 316, 1999.

KOCH, M.; GODOY, F. The Clinical Performance of Laboratory-Fabricated Crowns Placed on First Permanent Molars Developmental Defects. **Jada** V. 131, n. 9, p. 1285 - 1290, sep. 2000.

KOISHI, Y.; TANOUE, N.; MATSUMURA, A.; ATSUTA, M. Color Reproducibility of a Photo-Activated Prosthetic Composite With Different Thicknesses. **J. Oral Rehabil**. V. 28, n. 9, p. 799 - 804, sep. 2001.

KV, C.; PARK, S.; YANG, H. Comparison of The Fracture Strengths of Metal-Ceramic Crowns. **J. Prosthetic Dentistry** V. 88, n. 2, p. 170 - 175, aug. 2002.

LUTZ, F.; KREJCI, I. Amalgam Substitutes: A Critical Analysis. **J. Esthet. Dent**. V. 12, n. 3, p. 146 - 159, 2000.

MATSUMURA, H.; TANOUE, N.; ATSUTA, M. Depth of Cure of Prosthetic Composite Materials Polymerized With Laboratory and Prosthetic Composite Materials Polymerized With Laboratory and Handheld Photo-Curing Units. **J. Oral Rehabilitation** V. 26, n. 9, p. 698 - 703, sep. 1999.

MITCHEM, J. The Use and Abuse of Aesthetic Materials. In Posterior Teeth **Int. Dental Journal** V. 38, n. 2, p. 119 - 125, 1988.

NAKAMURA, T.; IMANISHI, A.; KASHIMA, H.; OHYAMA, T.; ISHIGAKI, S. Stress Analysis of Metal-Free Polymer Crowns Using the Three-Dimensional Finite Element Method. **Int. J. Prosthodontics** V. 15, n. 5, p. 401 - 405, 2001.

NAKAMURA T.; SAITO, O.; MIZUNO, M.; TANAKA, H. Changes in Translucency and Color of Particulate Filler Composite Resins. **Int. J. Prostodontics** V. 15, n. 5, p. 494 - 499, 2002.

RAMMELSBERG, P.; EICKEMEYER, G.; ERDELT, K.; POSPIECH, P. Fracture Resistance of Posterior Metal Free Polymer Crowns. **J. Prosthetic Dentistry** V. 84, n. 3, p. 303 - 308, 2000.

SANTOS, E. M.; JORGE, A. D. C. Desinfecção de moldes de hidrocoloide irreversível e modelos de gesso com hipoclorito de sódio: Eficiência e estabilidade dimensional. **Rev. Odontol. UNESP** V. 30, n. 1, p. 107 - 119, 2001.

SCHERRER, S.; BOTSIS, J.; STUDER, M.; PINI, M.; WISKOTT, A.; BELSER, V. Fracture Toughness of Aged Dental Composites in Combined Mode I and Mode II Loading. **J. Biom Mat.** V. 53, n. 4, p. 303 - 370, 2000.

SHELLARD, E.; DUKE, E. Indirect Composite Resin Materials for Posterior Applications. **Compendium** V. 20, n. 12, p. 1166 - 1171, 1999.

SMALL, B. - Direct Posterior Composite Restorations: State of the Art 1998. **General Dentistry** V. 46, n. 1, p. 26 - 32, jan. 1998.

SOUMEIRE, J.; DEJOU, J. Shock Absorbability of Various Restorative Materials Used on Implants. **J. Oral Rehabilitation** V. 26, n. 5, p. 394 - 401, may 1999.

STEGAROIU, R.; KUSAKARI, H.; NISHIYAMA, S.; MIYAKAWA, O. Influence of Prosthesis Material on Stress Distribution in Bone and Implant: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. **Int. J. Oral Maxillofacial Implants** V. 13, n. 6, p. 781 - 790, 1998.

TAKAHASHI, Y.; HISAMA, K.; SATO, H.; CHAI, J.; SHIMIZU, H.; KIDO, H.; UKON, S. Probability of Failure of Highly Filled Indirect Resin-Veneered Implant-Supported Restorations. An In Vitro Study. **Int. Journal Prosthodont.** V. 15, n. 2, p. 179 - 182, 2002.

TANOUE, N.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Comparative Evaluation of Secondary Heat Treatment and a High Intensity Light Source for the Improvement of Properties of Prosthetic Composites. **J. Oral Rehabilitation** V. 27, n. 4, p. 288 - 293, 2000.

TANOUE, N.; KOISHI, Y.; MATSUMURA, H.; ATSUTA, M. Curing Depth of Different Shades of a Photo-Activated Prosthetic Composite Material. **J. Oral Rehabilitation** V. 28, n. 7, p. 618 - 623, jul. 2001.

TOUATI, B. The Evolution of Aesthetic Restorative Materials for Inlays and Onlays: A Review. **Pract Period. Aest. Dent.** V. 8, n. 7, p. 657 - 666, sep. 1996.

TRUSHKOWSKY, R.; BURGESS, J. Complex Single-tooth Restorations. **Dent. Clin. N. Am.** V. 46, p. 341 - 365, 2002.

WOODS, A. Artglass: A New Restorative Option to Porcelain. **Miss. Dent. Assoc.** V. 54, n. 2, p. 36, 1998.

YANAGIDA, H.; MATSUMURA, H.; TAIRA, Y.; ATSUTA, M.; SHIMOE, S. Adhesive Bonding of Composite Material to Cast Titanium With Varying Surface Preparations. **J. Oral Rehabilitation.** V. 29, n. 2, p. 121 - 126, 2002.

**ANEXOS**

**ANEXO I -  
CARTA DE ESCLARECIMENTO AO PACIENTE**

## **ANEXO I**

### **CARTA DE ESCLARECIMENTO AO PACIENTE**

Estas informações estão sendo fornecidas para a sua participação voluntária neste estudo que visa estabelecer a análise clínica do Artglass aplicado a próteses sobre implantes em relação à ocorrência de fraturas ou alterações de cor.

Os procedimentos para tal serão compostos pela elaboração clínica da prótese e exames clínicos anuais.

Não há benefício direto para o participante da pesquisa.

Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimentos de eventuais dúvidas. O principal investigador é o C. D. Paulo Luis Cosimato, que poderá ser encontrado na Universidade de Santo Amaro (Rua Prof. Enéas Siqueira Neto, 340, telefone 5929-5477). Se você tiver algum comentário ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-UNISA), Rua Prof. Enéas Siqueira Neto, 340, telefone 5929-5477, fax 520-9160.

É garantida a liberdade de retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na instituição.

As informações obtidas serão analisadas em conjunto com outros pacientes, não sendo divulgada a identificação de nenhum paciente.

Não há despesas pessoais para o participante do estudo em qualquer fase deste estudo, incluindo exames e consultas relativas à pesquisa. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir

qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

Em caso de dano pessoal, diretamente causado pelos procedimentos propostos neste estudo (nexo causal comprovado), o participante tem direito a tratamento médico na instituição, bem como indenizações legalmente estabelecidas.

O pesquisador se compromete a utilizar os dados e o material coletado somente para esta pesquisa.

---

C. D. Paulo Luis Cosimato

**ANEXO II -  
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

## ANEXO II

**Título do estudo:** Análise Clínica do Artglass com relação à ocorrência de fratura e alterações de cor aplicado a próteses sobre implantes.

**Responsável:** C. D. Paulo Luis Cosimato

**Curriculum Vitae resumido:**

Mestrado no curso de Mestrado em Odontologia - UNISA

Especialista em Implantodontia - Universidade de Santo Amaro

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Acredito ter sido suficientemente informado(a) a respeito das informações que li ou foram lidas para mim, descrevendo o estudo Análise Clínica do Artglass com relação à ocorrência de fratura e alterações de cor aplicado a próteses sobre implante.

Eu discuti com o C. D. Paulo Luis Cosimato sobre a minha decisão em participar deste estudo. Ficaram claros para mim, quais são os propósitos deste estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e compensação financeira e que tenho garantia de tratamento nesta instituição se necessário de acordo com os problemas relacionados ao estudo.

Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem

penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou meu atendimento na instituição.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do paciente/representante legal

Data: \_\_/\_\_/\_\_

\_\_\_\_\_  
Assinatura da testemunha  
(somente para o responsável do projeto)

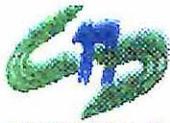
Data: \_\_/\_\_/\_\_

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para participação neste estudo.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do responsável pelo estudo

Data: \_\_/\_\_/\_\_

**ANEXO III -  
PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA**



MINISTÉRIO DA SAÚDE  
Conselho Nacional de Saúde  
Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP



UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO  
Comitê de Ética em Pesquisas  
Registro CONEP n.º 308  
Aprovado em 16/05/2000

## PARECER N.º 87/2003

REGISTRO CEP UNISA N.º 108/2003 – Apresentado em 26/03/2003

Projeto de Pesquisa: “Análise Clínica do Artglass Aplicado a Próteses Fixas sobre Implantes Osseointegrados, para avaliação da ocorrência de fraturas e alterações de cor.”

Pesquisadora Responsável: Prof. Paulo Luis Cosimato

Área Temática Especial: Implantodontia

Prezado Pesquisador

Ao se proceder à análise do processo em questão, cabe a seguinte consideração:

As informações apresentadas atendem aos aspectos fundamentais das Resoluções CNS 196/96, 251/97 e 292/99, sobre Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisas Envolvendo Seres Humanos.

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisas – CEP UNISA, de acordo com as atribuições da Resolução 196/96, manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa a ser conduzido no Curso de Mestrado em Implantodontia da Universidade de Santo Amaro – SP, sob orientação do Prof. Dr. Atlas Nakamae.

Situação: Aprovado em 14/04/2003

São Paulo, 16 de Abril de 2003

**PROF. DR. LIBERATO JOHN ALPHONSE DI DIO**  
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisas  
UNISA - Universidade de Santo Amaro

**ANEXO IV -  
TABELA DE ANÁLISE DAS 45 PRÓTESES  
REALIZADAS A CADA ANO**

## ANEXO IV

Análise das 45 próteses fixas Segundo o índice pré-determinado a cada ano.

Ano 1999:

	Avaliador 1		Avaliador 2		
	Fratura	Cor	Fratura	Cor	
P-1	1	A	1	A	] 1º ANO
P-2	1	A	1	A	
P-3	1	A	1	A	
P-4	1	A	1	A	

Ano 2000:

	Avaliador 1		Avaliador 2		
	Fratura	Cor	Fratura	Cor	
P-1	1	A	1	A	] 2º ANO
P-2	1	A	1	A	
P-3	1	A	1	A	
P-4	1	A	1	A	
P-5	1	A	1	A	] 1º ANO
P-6	1	A	1	A	
P-7	1	A	1	A	
P-8	1	A	1	A	
P-9	1	A	1	A	
P-10	1	A	1	A	
P-11	1	A	1	A	
P-12	1	A	1	A	

Ano 2001:

	Avaliador 1		Avaliador 2		
	Fratura	Cor	Fratura	Cor	
P-1	1	A	1	A	3º ANO
P-2	1	A	1	A	
P-3	1	A	1	A	
P-4	1	A	2	A	
P-5	1	A	1	A	2º ANO
P-6	1	A	1	A	
P-7	1	A	1	A	
P-8	1	A	1	A	
P-9	1	A	1	A	
P-10	1	A	1	A	
P-11	1	A	1	A	
P-12	1	A	1	A	
P-13	1	A	1	A	1º ANO
P-14	1	A	1	A	
P-15	1	A	1	A	
P-16	1	A	1	A	
P-17	1	A	1	A	
P-18	1	A	1	A	
P-19	1	A	1	A	
P-20	1	A	1	A	
P-21	1	A	1	A	
P-22	1	A	1	A	
P-23	1	A	1	A	
P-24	1	A	1	A	
P-25	1	A	1	A	
P-26	1	A	1	A	
P-27	1	A	1	A	
P-28	1	A	1	A	
P-29	1	A	1	A	
P-30	1	A	1	A	
P-31	1	A	1	A	
P-32	1	A	1	A	
P-33	1	A	1	A	
P-34	1	A	1	A	
P-35	1	A	1	A	
P-36	1	A	1	A	
P-37	1	A	1	A	

Ano 2002:				
Avaliador 1			Avaliador 2	
	Fratura	Cor	Fratura	Cor
P-1	1	A	1	A
P-2	1	B	1	A
P-3	2	A	1	A
P-4	1	A	2	A
} 4º ANO				
P-5	2	A	1	A
P-6	1	A	1	A
P-7	1	A	1	A
P-8	1	A	1	A
P-9	1	B	1	A
P-10	1	A	1	A
P-11	1	A	1	A
P-12	1	A	2	A
} 3º ANO				
P-13	1	A	1	A
P-14	1	A	1	A
P-15	1	A	1	A
P-16	1	A	1	A
P-17	1	A	1	A
P-18	1	A	1	A
P-19	1	A	1	A
P-20	1	A	1	A
P-21	1	A	1	A
P-22	1	A	1	A
P-23	1	A	1	A
P-24	1	A	1	A
P-25	1	A	1	A
P-26	1	A	1	A
P-27	1	A	1	A
P-28	1	A	1	A
P-29	2	A	1	A
P-30	1	A	1	A
P-31	1	A	1	A
P-32	1	A	1	A
P-33	1	A	1	A
P-34	1	A	1	A
P-35	1	A	1	A
P-36	1	A	1	A
P-37	1	A	1	A
} 2º ANO				

## Continuação Ano 2002:

	Avaliador 1		Avaliador 2		
	Fratura	Cor	Fratura	Cor	
P-38	1	A	1	A	] 1º ANO
P-39	1	A	1	A	
P-40	1	A	1	A	
P-41	1	A	1	A	
P-42	1	A	1	A	
P-43	1	A	1	A	
P-44	1	A	1	A	
P-45	1	A	1	A	

**ANEXO V -  
TABELA DE PLANEJAMENTOS**

## ANEXO V

**Tabela de avaliação de probabilidade de insucesso das próteses recobertas com Artglass®**

Paciente	Idade	Prótese	Nº de Implantes	Região	Pilares sobre Implantes	Pônticos	Antagonista	Sexo	Tipo	Probab. de Insuc.	Oclusal
1	52	P-1	6	Inf.	8	4	Prótese total	M	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>4</sup>
2	48	P-2	2	Inf. Post.	2		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>4</sup>
3	55	P-3	4	Inf. Post.	4		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>5</sup>
		P-4	4	Inf. Post.	4						
4	58	P-5	2	Inf. Post.	2		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>4</sup>
5	28	P-6	1	Sup. Ant.	1		Dentes	M	Cimentada	Médio	Artglass <sup>5</sup>
6	38	P-7	2	Ant. Sup.	2	1	Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>4</sup>
7	29	P-8	1	Inf. Post.	1		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>9</sup>
8	45	P-9	4	Sup. Post.	4		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>9</sup>
9	43	P-10	3	Ant. Sup.	3	2	Dentes	M	Parafusada	Médio	Metal
10	41	P-11	2	Ant. Sup.	2		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>6</sup>
11	29	P-12	5	Ant. Sup.	5	1	Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>9</sup>
12	44	P-13	4	Ant. Sup.	4	2	Dentes	M	Parafusada	Baixo	Arglass <sup>6</sup>
13	38	P-14	3	Ant. Sup.	3		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>5</sup>
14	38	P-15	2	Ant. Sup.	2	2	Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>5</sup>
15	38	P-16	2	Ant. Sup.	2		Dentes	M	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>9</sup>
16	37	P-17	2	Ant. Sup.	2		Dentes	M	Parafusada	Médio	Artglass <sup>9</sup>
17	36	P-18	2	Ant. Sup.	2	2	Dentes	M	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>5</sup>

Paciente	Idade	Prótese	Nº de Implantes	Região	Pilares sobre Implantes	Pônticos	Antagonista	Sexo	Tipo	Probab. de Insuc.	Oclusal
18	36	P-19	4	Ant. Sup.	4	2	Dentes	F	Parafusada	Médio	Metal
19	34	P-20	2	Inf. Post.	2		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
20	32	P-21	2	Sup. Post.	2		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
21	24	P-22	2	Ant. Sup.	2		Dentes	M	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
22	23	P-23	2	Post. Inf.	2		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
23	62	P-24	2	Post. Inf.	2		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
24	58	P-25	8	Inf.	6	4	F. T	M	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
25	57	P-26	6	Inf.	6	4	F. T	M	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
26	57	P-27	7	Inf.	8	2	F. T	M	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
27	53	P-28	2	Post. Inf.	2		Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
28	48	P-29	4	Ant. Sup.	4	2	Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
29	48	P-30	2	Post. Inf.	2		F. T	M	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
		P-31	2	Post. Inf.	2		F. T				
		P-32	1	Post. Inf.	1		F. T				
30	66	P-33	8	Sup.	8	4	F. T	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
31	65	P-34	6	Inf.	8	4	F. T	M	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
32	65	P-35	6	Ant. Sup.	6		ntes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
35	72	P-38	6	Inf.	8	4	F. T	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
30	66	P-39	6	Inf.	8	4	Protocolo	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>
36	42	P-40	7	Inf.	8	4	Dentes	F	Parafusada	Baixo	Artglass <sup>®</sup>