Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

Diogo Rodrigues Cruvinel

Análise de tensões e resistência flexural de implantes de
Zircônia após ciclagem mecânica.

Ribeirão Preto

2013

DIOGO RODRIGUES CRUVINEL

Análise de tensões e resistência flexural de implantes de Zircônia após ciclagem mecânica.

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo Para a obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Heitor Panzeri.

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2013

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada à fonte.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP- Ribeirão Preto.

Cruvinel, Diogo Rodrigues

Análise de tensões e resistência flexural de implantes de Zircônia após ciclagem mecânica. Ribeirão Preto, 2013.

161 p. : il. ; 30cm.

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Biblioteca da Unidade que aloja o programa e na Biblioteca de Teses e Dissertações da USP (BDTD)

Orientador: Prof. Dr. Heitor Panzeri.

1. Implante. 2. Zircônia dopada com Ítrio. 3. Fadiga Termomecânica. 4. Titânio. 5. Fotoelasticidade

Cruvinel, D.R. **Análise de tensões e resistência flexural de implantes de Zircônia após ciclagem mecânica.** Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Doutor em Odontologia. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

“A gratidão é o único tesouro dos humildes.”

William Shakespeare

Dedico esta obra:

A toda minha família pelo amor incondicional demonstrado, antes e durante a elaboração desta tese.

A Família **PANZERI, Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires-de-Sousa e Prof. Dr. Heitor Panzeri**. Este trabalho não é uma obra isolada de conhecimento científico, mas sim a resposta a anos de trabalho e confiança mútua. Dedico não só esta obra a família Panzeri mas toda a minha caminhada na vida acadêmica.

A **FAPESP** pelo apoio financeiro concedido durante todas as etapas de elaboração desta tese sem o qual se tornaria impossível a conclusão da mesma.

Agradecimentos

Este trabalho não representa um esforço pessoal, a palavra amiga de inúmeras pessoas tornaram possível sua realização, e com todos, quero dividir o alcance da obra. A alguns, todavia, que dela participaram mais efetivamente, sinto-me no dever de nomear e agradecer.

Agradecimentos Especiais.

Muitos acreditam em destino outros em sorte, eu acredito em um
GRANDE ARQUITETO DO UNIVERSO.

Agradeço aos meus familiares:

Ao meu pai, amigo, colega de profissão, protético e irmão **Dr. Sebastião Vieira Cruvinel**, não há palavras para expressar o que o senhor me ensinou sem ministrar nenhuma aula, ainda me sinto pequeno e um eterno aprendiz ao seu lado, a simples presença do senhor já é um ensinamento. Imagino que o meu avô, o Sr. **Geraldo Cruvinel** (*in memorian*), e a Sra. **Maria Vieira Cruvinel** (*in memorian*), devem estar orgulhosos do que conseguimos conquistar pai. “O senhor não está formando um filho e sim um discípulo!”

A minha mãe, amiga, colega de profissão e protetora **Dra. Telma de Fatima Rodrigues Cruvinel**, amor de mãe é algo capaz de transformar vidas. Obrigado mãe por me acalmar nos momentos de frustrações e desespero. Deus não podia estar em todas as partes ao mesmo tempo e, por isso, criou as mães. Em todos os momentos de dificuldade fecho os olhos e me vem sua imagem e a frase “ Calma meu filho mamãe te ajuda!”. Gostaria de pedir desculpas aos meus avós **Anazir Rodrigues da Silva** e **Candida Parreira da Silva** pela ausencia do seu neto ao longo destes ultimos dez anos.

A minha mãe academica:

Como agradecer a **Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza**, que me conduziu durante 10 anos na faculdade, me orientando inicialmente em 2 projetos de iniciação científica, ambos com bolsa FAPESP; no mestrado não pode me orientar oficialmente mas sempre esteve presente em trabalhos paralelos, já no doutorado novamente não pode me orientar oficialmente, mas foi graças a esta minha orientadora que hoje completo mais uma etapa da minha vida academica. Ela não representou somente o começo desta jornada mas esteve presente em toda esta caminhada. Retomo nossa frase lema do 40º GBMD “ Sonho que se sonha só, é só um sonho que se sonha só, mas um sonho que se sonha junto é realidade”. Nós acreditamos professora, sempre acreditamos e sonhamos juntos. Este foi o pilar de nossa relação. Teus olhos sensíveis se endureceram quando necessitei de uma lição, tua força e teu amor me dirigiram pela vida e me deram as asas que precisava para voar. Obrigado Professora.

Agradecimentos.

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto** (FORP-USP) pelas oportunidades oferecidas e por se tornar minha casa em Ribeirão Preto, nas pessoas do ex-diretor **Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon** e do atual diretor **Prof. Dr. Valdemar Mallet da Rocha Barros**.

Ao curso de pós-graduação em Reabilitação Oral, fundado pelo **Prof. Dr. Heitor Panzeri** e atualmente tendo como coordenadora a **Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires-de-Souza**.

Aos professores do curso de pós-graduação em Reabilitação Oral da FORP-USP, por seus ensinamentos e exemplos de dedicação: **Profa. Dra. Alma Blásida Concepción Elizaur Benitez Catirse** - **Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis**, - **Profa. Dra. Camila Tirapelli**, - **Profa. Dra. Cláudia Helena Lovato da Silva**, - **Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza**, - **Profa. Dra. Helena de Freitas Oliveira Paranhos**, - **Profa. Dra. Iara Augusta Orsi**, - **Profa. Dra. Maria da Gloria Chiarello de Mattos**, - **Profa. Dra. Maria de Fátima Jurca da Motta**, - **Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon**, - **Prof. Dr. Osvaldo Zaniquelli**, - **Prof. Dr. Raphael Freitas de Souza**, - **Profa. Dra. Regina Maura Fernandes**, - **Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, - **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, - **Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes**, - **Profa. Dra. Takami Hirono Hotta**, - **Prof. Dr. Valdir Antonio Muglia**, e **Profa. Dra. Valéria Oliveira Pagnano de Souza**.

Aos técnicos do Laboratório do Departamento de Materiais Dentários e Prótese: **José de Godoi Filho**, **Lício Firmino Júnior**, **Marcelo Aparecido Vieira**, **Odair Rosa Silva**, **Paulo César Teodoro**, **Paulo Sérgio Ferreira**, **Fernando Schivetto** e **Eduardo Destinto**, fica aqui registrado minha eterna gratidão por todo o conhecimento teórico e prático que me foi proporcionado durante estes anos de amizade.

Às Secretarias do Departamento de Materiais Dentários e Prótese: **Regiane de C. Tirado Damasceno**, **Ana Paula Xavier** e **Fernanda Thalita de Freitas**, sem a organização e dedicação destas pessoas não seria possível o depósito desta obra.

Às secretarias da Pós-Graduação **Regiane Cristina Moi Sacilotto** e **Isabel Cristina Galino Sola**, por todo o apoio regimental que me foi oferecido durante o curso de doutorado.

À Assistente Social: **Renata Cristina Rosa**, por estar sempre pronta a ajudar, esta se tornou uma grande amiga em Ribeirão Preto.

Aos meus colegas de Doutorado, **Rander Moreira Macedo**, **Ana Paula Terossi de Godoi**, **Daniela Felipucci**, **Vitor Correia**, **Ana Carolina Maito Vilela** e **Fabio Júnior Afranio Aguiar**.

À equipe do LaAbio, **Lorenço de Moraes Rego Roselino**, **Ana Beatriz Silva Sousa**, **Francisca Daniele Jardimino Silame**, **Gustavo da Col dos Santos Pinto**, **Brahim Drubi Filho**, **Renata Espíndola**, **Michelle Chinelatti**, **Paola Moraes**, **Renata Moraes**.

A minha pseudo orientada, **Carla Cecília Alandia Roman**, me sinto muito orgulhoso de observar o seu crescimento pessoal e profissional ao longo destes anos na FORP. Hoje vejo que já está superando os mestres, e sei que é só o início de uma bela jornada. Pequena, já te disse e repito “Você não sabe a força que tem”. Obrigado por fazer parte da minha vida e me ajudar em momentos difíceis desta caminhada.

À técnica **Rafaella Tonani** do Laboratório de Materiais Dentários Prof. Dr. Heitor Panzeri, que, apesar de jovem, apresentou sempre atitudes maduras e dedicação impecável a função.

Aos funcionários do LIPEM (Laboratório Integrado de Pesquisa de Biocompatibilidade - FORP-USP) **Edson Volta** e **Ricardo de Souza Antunes**, sem a ajuda física e intelectual destes funcionários seria impossível o desenvolvimento do ensaio de fadiga termomecânica.

Aos funcionários da manutenção de equipamentos da FORP-USP que foram mais que solícitos pois esclareceram todas as dúvidas referentes a logística de ar comprimido da faculdade e executaram a instalação do compressor e do sistema de ar comprimindo, possibilitando assim que o equipamento possa executasse o desgaste nos implantes 24 horas por dia. **Dejair Paulinelli** e **Francisco Carlos Nunes** vocês tornaram um sonho louco em realidade sem falhas. Amigos, muito obrigado de coração.

Às minhas irmãs, **Ana Emilia Rodrigues Cruvinel** e **Roberta Rodrigues Cruvinel Baptistella**, as quais, mesmo distantes, souberam me amparar nos momentos mais difíceis.

Agradeço também a **Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** pelo auxílio financeiro desse projeto (Processo número 2010/12072-8).

**No início não haviam recursos
havia uma meta, um prazo
e muita confiança mútua.**

Cruvinel, D.R.

Cruvinel, D.R. **Análise de tensões e resistência flexural de implantes de Zircônia após ciclagem mecânica**. 2013. 162f. Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi confeccionar uma nova macroestrutura de implantes de Zircônia (Y-TZP) e Titânio (Grau 4) e posteriormente avaliar comparativamente a transmissão de força e a resistência flexural, submetidos à fadiga mecânica e termomecânica. Foram obtidos 33 implantes de Zircônia e de titânio Grau 4. As tensões geradas em torno dos implantes foram observadas em 3 espécimes inicialmente por meio de análise fotoelástica, com força de 200N aplicada no longo eixo dos implantes. Em seguida, os implantes foram incluídos em resina de poliuretano (F-16, AXSON Technologies) com inclinação de 30° e aleatoriamente separados em grupos (n=10), segundo o tipo de tratamento a que foram submetidos: Controle (sem tratamento) (Zr e Ti), fadiga mecânica (ZrM e TiM) e fadiga termomecânica (ZrTM e TiTM). A máquina de fadiga mecânica foi programada para aplicar carga de 133 N, com frequência de 120 ciclos por minuto (2 Hz), totalizando 2.000.000 ciclos em cada espécime. A ciclagem térmica foi configurada com a temperatura mínima entre 2° a 5°C e temperatura máxima entre 50° a 55° C com exposição de 30 segundos para cada faixa e 5 segundos para troca dos líquidos. Após o ensaio de fadiga mastigatória, todos os grupos foram submetidos ao ensaio de tensão flexural. Os resultados foram submetidos à análise estatística (2-way ANOVA, teste de Bonferroni, $p < 0,05$) e verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa na quantificação da transmissão de força entre os implantes de Zircônia e Titânio. Os implantes de Titânio apresentaram maior resistência flexural, com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em relação aos implantes de Zircônia. Concluiu-se que foi possível obter um design de implante de zircônia compatível com as condições de forças aplicadas em ambiente bucal. A fadiga mecânica e termomecânica não influenciaram a resistência flexural dos implantes de Titânio nem dos implantes de Zircônia.

Palavras Chaves: 1. Implante. 2. Zircônia dopada com Ítrio. 3. Fadiga Termomecânica. 4. Titânio. 5. Fotoelasticidade

Cruvinel, D.R. **Stress transmission analysis and flexural strength of zirconia implants after mechanical cycling**. 2013. 162f. Thesis (Doctorate). Ribeirão Preto School of Dentistry, University of São Paulo. Post-Graduation Program: Oral Rehabilitation.

ABSTRACT

The aim of this study was to develop a new Zirconia (Y-TZP) and Titanium (Grade 4) implant macrostructure to make an accurate comparative evaluation of the stress transmission and flexural strength after both materials were subjected to mechanical and thermomechanical fatigue. Thirty three Zirconia and Titanium Grade 4 implants were obtained. A force of 200N was applied to the long axis of the implants and the distribution of the generated stress around implants was initially observed in three specimens by photoelastic analysis. Then, the implants were embedded in polyurethane resin (F-16, AXSON Technologies) with an inclination of 30° and randomly divided into groups (n = 10), according to the type of treatment they were subjected to: Control (no treatment) (Zr and Ti), mechanical fatigue (ZRM and TiM) and thermomechanical fatigue (ZrTM and TiTM). The mechanical fatigue testing machine was programmed to apply a load of 133 N, with a frequency of 120 cycles per minute (2 Hz) and a total of 2,000,000 cycles in each specimen. The thermocycling was set with the minimum temperature between 2°-5°C and maximum temperature between 50°-55°C with 30 seconds exposure for each track and 5 seconds for the exchange of fluids. Following the fatigue test (chewing simulation), all groups were subjected to flexural strength test. The data were subjected to statistical analysis (2-way ANOVA, Bonferroni test, $p < 0.05$) and the results showed no statistically significant difference between Zirconia and Titanium implants's stress transmission values. Titanium implants showed higher flexural strength, which was statistically significant ($p < 0.05$) compared with Zirconia implants. It was concluded that it was possible to obtain a Zirconia implant design compatible with the forces applied in the oral environment. Moreover, the mechanical and thermomechanical fatigue had no influence on the flexural strength of both Titanium and Zirconia implants.

Key Words: 1. Implant. 2. Yttrium-doped zirconia. 3. Thermomechanical fatigue. 4. Titanium. 5. Photoelasticity.

Lista de Ilustrações

Figura 01: Matriz metálica para prensagem uniaxial, montada.....	70
Figura 02: Matriz metálica para prensagem uniaxial, dividida em três partes.....	70
Figura 03: Forno utilizado para a pré-sinterização da Zircônia.....	71
Figura 04: Comprimento obtido com o protótipo Z-01 de 23,74mm.....	72
Figura 05: Diâmetro obtido com o protótipo Z-01 de 5,05mm.....	73
Figura 06: Implante de Zircônia Z-01 comparado com implantes de titânio comerciais.....	73
Figura 07: Detalhe da rosca do protótipo Z-01, falhas de continuidade presença de rosca dupla.....	73
Figura 08: Comprimento total do protótipo Z-02, 15mm, semelhante ao projetado inicialmente.....	74
Figura 09: Diâmetro do protótipo Z-02, 3,57 mm.....	74
Figura 10: Comprimento de rosca ativa no protótipo Z-02 = 10mm.....	75
Figura 11: Comprimento da região sem rosca no protótipo Z-02 = 5mm.....	75
Figura 12: Comparação de macroestrutura entre os protótipos Z-01 (Direita) e Z-02 (Esquerda).....	76
Figura 13: Falhas de usinagem observadas em 90% dos implantes Z-02.....	76
Figura 14: Esquema de desenho computadorizado do protótipo Z-03.....	77
Figura 15: Protótipo Z-03, apresentando a macroestrutura com perfil superior e ápice arredondado.....	78
Figura 16: Implante de Titânio T-03, apresentando a macroestrutura com perfil superior e ápice arredondado igual ao implante Z-03.....	78
Figura 17: Torno CNC Veker -Modelo: FEL-1860 ENC.....	79
Figura 18 (esquerda) - Pressão de trabalho normal do torno CNC 12 Kgf/cm ²	80
Figura 19 (direita): Pressão mínima configurada para usinagem das peças de Zircônia.....	80
Figura 20: Bucha de fixação metálica, com a finalidade de promover melhor distribuição das tensões.....	80
Figura 21: Castanha do torno CNC, peça responsável pela fixação dos cilindros.....	81
Figura 22 e 23: Ferramentas utilizadas para desbaste (esquerda) e usinagem (direita) dos espécimes de Zircônia pré-sinterizados.....	81
Figura 24 (esquerda) - Configuração da ferramenta para desbaste inicial. Figura 25 (direita): Vista aproximada do início do processo.....	82
Figura 26: Pino de Zircônia pré-sinterizado após o desbaste inicial.....	82
Figura 27: Usinagem do Pino de Zircônia, execução das roscas.....	82
Figura 28: Processo de desbaste inicial sobre o cilindro de Titânio Grau 4.....	83
Figura 29: Processo de usinagem das roscas no cilindro de Titânio Grau 4.....	83
Figura 30: Posicionamento do cilindro de Zircônia perpendicular em relação ao bloco de policarbonato com o auxílio do paralelometro.....	84
Figura 31: Moldagem do modelo mestre.....	85
Figura 32: Câmara a vácuo para eliminação de bolhas da resina.....	86
Figura 33 - Polariscópio para análise qualitativa. 1-Fonte de luz; 2-Primeiro filtro polarizador; 3-Aplicador de carga; 4-Segundo filtro polarizador e analisador; 5-Máquina fotografica; 6-Leitor de carga.....	87
Figura 34: Ordem de franjas.....	88
Figura 35: Modelo fotoelástico com pino de Titânio sem tensões residual pronto para iniciar o teste de Fotoelasticidade.....	88
Figura 36: Modelos fotoelásticos obtidos para projeto piloto, bloco esquerdo implante Titamax II Plus® de 3,75 x 11mm com cicatrizador e o bloco da direita apresenta o implante de Zircônio modelo Z-02.....	89
Figuras 37 e 38: (B) - Aplicação de 200 N sobre o implante comercial de Titânio Titamax II Plus® de 3,75 x 11mm com cicatrizador de 5mm. (C) - Aplicação de 200 N sobre o implante de Zircônia modelo Z-02.....	89
Figura 39: Aplicação de 200N de força sobre um cilindro de Zircônia com 4,7mm de diâmetro e 15mm de comprimento.....	90
Figura 40: Aplicação de 200N de força sobre um cilindro de Titânio Grau 4 com 4,7mm de diâmetro e 15mm de comprimento.....	90
Figura 41: Polariscópio para análise quantitativa. 1 – Lupa com filtro monocromático.....	91
Figura 42: Distribuição dos 5 pontos para leituras quantitativas de fotoelasticidade. (A) Implante de zircônia forma Z-03 (B) Implante de Titânio forma T-03.....	92
Figura 43: Analisador do polariscópio.....	93
Figura 44: Ensaio de compressão diametral, necessário para determinação da constante óptica do material.....	94
Figura 45: Máquina de ensaio de fadiga mecânica e térmica ER 37000 (ERIOS Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda. São Paulo – SP – Brasil).....	95

Figura 46: Modulo de ciclagem de Fadiga Mecânico aberto, evidenciando os 10 pistões atuadores verticais. (Norgren Ltda Av. Eng. Alberto de Zagottis, 696 - São Paulo -SP. Pistões RA/192025/JMX/100).....	96
Figura 47: Esquema da entrada e saída de ar dos pistões Norgren RA/192025/JMX/100.....	96
Figura 48: Esquema dos pistões pneumáticos verticais Norgren RA/192025/JMX/100. Onde ZJ = 45mm, ZM = 51mm e # = 100mm.....	96
Figura 49: Identificação do pistão vertical Norgren RA/192025/JMX/100.....	97
Figura 50: Pannel para acionamento controlado do compressor, contendo um Soft Starter.....	99
Figura 51: Tabela de força dos cilindros, relacionando a pressão regulada e o diâmetro da parte interna do cilindro.....	99
Figura 52: Barômetro com regulagem de 43psi que corresponde a 3bar de pressão para o modulo de fadiga mecânica resultando em uma força aplicada pelos pistões de 133 N.....	100
Figura 53: Conjunto de filtros de ar Norgren, responsáveis pela retenção de óleo, impurezas e agua, garantindo assim um correto funcionamento dos pistões pneumáticos de aplicação de carga.....	101
Figura 54: Micro Controlador Programável CLIC-02 (Weg Equipamentos Elétricos S/A Av. Pref. Waldemar Grubba 3000 Jaraguá do Sul - SC).....	102
Figura 55: Aspecto da F16 POLYOL, momento de pesagem 4 gramas (Reagente A).....	103
Figura 56: Aspecto da F16 Isocyanate, momento de pesagem 4 gramas (Reagente B).....	103
Figura 57: Aspecto do poliuretano F16 após a manipulação do reagente A e B.....	104
Figura 58: Esquema de aplicação de força removido da ISO 14081 (Dentistry Implants, Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Second edition 2007-11-15). 1- Dispositivo de carregamento, 2- Nível ósseo nominal, 3- Peça de ligação, 4- Região para aplicação de carga hemisférico, 5- Corpo de implante dentário 6- Suporte da amostra.....	104
Figura 59: Anteparo elaborado pelo nossa equipe e produzido na oficina de precisão do compus a USP em Ribeirão Preto.....	105
Figura 60: Anteparo incorporado ao delineador que assegura a inclinação de 30° dos implantes.....	106
Figura 61: Porta espécimes do modulo de fadiga mecânica do equipamento ER 37000 (ERIOS Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda. São Paulo – SP – Brasil).....	106
Figura 62: Planejamento da matriz para uma perfeita adaptação do conjunto ao sistema ER 37000.....	108
Figura 63: Matriz Bi-Partida de Poliacetato confeccionada.....	109
Figura 64: Matriz e implantes angulados em 30°, a resina de poliuretano conformou-se de acordo com o formato da região interna da matriz.....	109
Figura 65: Resina de Poliuretano F16 na região interna da matriz de poliacetato, fixando o implante com angulação de 30°.....	110
Figura 66: Vista interna do modulo de Fadiga mecânica evidenciando os 10 pistões atuadores de força.....	111
Figura 67: Espécime do grupo ZrM em posição no modulo de fadiga mecânico com a atuação da ponta de força ovoide.....	112
Figura 68: Espécime do grupo ZrTM em posição no modulo de fadiga mecânico com a atuação da ponta de força ovoide, juntamente com a ciclagem térmica.....	112
Figura 69: Ensaio de resistência flexural sendo executada em um implante de zircônia do grupo ZrM.....	113
Figura 70: Comparação entre as fotoelasticidades observadas em cilindros de Titânio (esquerda) e nos cilindros de Zircônia (lado Direito), todos com a mesma ponta aplicadora e com a mesma carga de 200N.....	117
Figura 71: Comparação entre as fotoelasticidades observadas entre implantes de Titânio (esquerda) e de Zircônia (lado Direito), todos com a mesma ponta aplicadora e com a mesma carga de 200N.....	118
Figura 72: Região do implante onde ocorreram as fraturas.....	126

Lista de Tabelas.

Tabela 01: Dados referentes ao compressor Schulz CSL-40 BR/250.....	98
Tabela 02: Distribuição e nomenclatura dos espécimes frente aos tratamentos.....	110
Tabela 03: Ordens de franja dos pontos observados nos modelos contendo cilindros de Titânio com aplicação de carga de 200N.....	119
Tabela 04: Ordens de franja dos pontos observados nos modelos contendo cilindros de Zircônia com aplicação de carga de 200N.....	119
Tabela 05: Valores de tensões em MPa observadas em cada ponto da análise quantitativa, sobre modelos fotoelásticos com cilindros de Titânio (Grau 4) com aplicação de carga de 200N.....	119
Tabela 06: Valores de tensões em MPa observadas em cada ponto da análise quantitativa, sobre modelos fotoelásticos com cilindros de Zircônia, com aplicação de carga de 200N.....	120
Tabela 07: Comparação das médias (desvio-padrão) de tensões (MPa) para cilindros de Titânio e Zircônia (2-way ANOVA, Bonferroni, $p < 0,05$).....	120
Tabela 08: Ordens de franja dos pontos observados nos modelos contendo implantes de Titânio com aplicação de carga de 200N.....	122
Tabela 09: Ordens de franja dos pontos observados nos modelos contendo Implantes de Zircônia com aplicação de carga de 200N.....	122
Tabela 10: Valores de tensões em MPa observadas em cada ponto da análise quantitativa, sobre modelos fotoelásticos com implantes de Titânio com aplicação de carga de 200N.....	123
Tabela 11: Valores de tensões em MPa observadas em cada ponto da análise quantitativa, sobre modelos fotoelásticos com implantes de Zircônia, com aplicação de carga de 200N.....	123
Tabela 12: Comparação das médias (desvio-padrão) de tensões (MPa) para implantes de Titânio e Zircônia, (2-way ANOVA, Bonferroni, $p < 0,05$).....	123
Tabela 13 – Valores de força máxima apresentados em Kgf (quilograma-força) e resistência flexural (MPa) de implantes de zircônia.....	126
Tabela 14 – Valores de força máxima apresentados em Kgf (quilograma-força) e resistência flexural (MPa) de implantes de titânio.....	127
Tabela 15 – Médias ($\pm$ desvio-padrão) de tensão (MPa) de resistência flexural de implantes de Zircônia e Titânio.....	128

SUMÁRIO

1- Introdução.....	29
2- Revisão da literatura.....	35
2.1- Origem e obtenção da Zircônia	47
2.2- Características e aplicações da Zircônia	49
2.3- Propriedades químicas e físicas da Zircônia	53
2.4- Estudos In Vitro	57
2.5- Mercado ativo para implantes cerâmicos.....	60
3- Proposição.....	63
4- Materiais e Métodos.....	67
4.1- Obtenção e manipulação da Zircônia.....	69
4.2- Pré-sinterização.....	71
4.3- Macroestrutura do implante.....	72
4.4- Processo de Usinagem.....	79
4.5- Sinterização Final.....	83
4.6- Fotoelasticidade.....	84
4.6.1- Obtenção do modelo mestre.....	84
4.6.2- Obtenção dos modelos fotoelásticos.....	85
4.6.3- Análise qualitativa Fotoelástica.....	86
4.6.4- Análise quantitativa Fotoelástica.....	91
4.7- Ensaio de Fadiga Termo-Mecânico.....	95
4.7.1- Preparo dos espécimes para ensaio de Fadiga Mecânica.....	103
4.7.2- Ensaio de fadiga mecânica sem alteração da temperatura.....	111
4.7.3- Ensaio de fadiga mecânica com alteração da temperatura.....	112
4.8- Ensaio de resistência Flexural.....	113
5- Resultados	115
5.1- Fotoelasticidade.....	117
5.1.1- Resultados fotoelásticos qualitativos.....	117

5.1.1.1- Resultados qualitativos da fotoelasticidade dos cilindros de Zircônia e Titânio.....	117
5.1.1.2- Resultados qualitativos da fotoelasticidade Implantes de Zircônia e Titânio.....	118
5.1.2- Resultados Fotoelasticidade quantitativa.....	119
5.1.2.1- Resultados quantitativos da fotoelasticidade cilindros de Zircônia e Titânio.....	119
5.1.2.2- Resultados quantitativos da fotoelasticidade Implantes de Zircônia e Titânio.....	122
5.2- Resultados da Resistencia Flexural.....	125
6.0- Diccussão.....	129
7.0- Conclusão.....	143
8.0- Referências Bibliográficas.....	147

1.0 - Introdução

1.0- Introdução.

A utilização das biocerâmicas como material substituto dos dentes naturais apresenta cerca de 4000 anos de história, sendo observada desde a civilização Maia, em crânios onde foi encontrada substituição de dentes perdidos por fragmentos esculpidos em madrepérola. Entretanto, na clínica odontológica, reporta-se a partir do século XVIII o uso de porcelanas em coroas protéticas e no século XIX pela Ortopedia Médica com o uso de gesso Paris como material de preenchimento ósseo (CHEVALIER; GREMILLARD, 2009).

O conceito de osseointegração abriu uma nova era no tratamento clínico, com técnicas predictíveis, seguras e limitadas somente pela imaginação dos clínicos que as utilizam. A Implantodontia como ciência, tem evoluído notadamente nas últimas cinco décadas, tanto na clínica, como em laboratórios, graças à participação de equipes multidisciplinares (BRANEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1987).

Paralelamente às pesquisas com o titânio, alguns investigadores (PICONI; MACCAURO, 1999; GREENSPAN, 1999) pensavam num material alternativo ao metal, que fosse mais estético, e biocompatível. O Prof. Samy Sandhaus (Lausanne, Suíça) foi um dos pioneiros nesta área que descreveu um sistema de implantes dentários de óxido de cerâmica, um parafuso de osso cristalino, com uma taxa de sucesso de apenas 25 % após 5 anos, mas que contribui muito para as pesquisas que se seguiram com os implantes cerâmicos (WENZ et al., 2008; KOHAL et al., 2008).

A necessidade de obtenção de novos materiais para substituição de partes do corpo humano, que foram destruídas ou danificadas, conduziu os cientistas a desenvolver as biocerâmicas desde os anos 70 (WENZ et al., 2008) em virtude dos materiais metálicos em uso até então, apresentarem problemas. A vantagem de utilizar biocerâmicas se dá pelo fato de serem os materiais que mais se assemelham com o tecido ósseo, apresentam estabilidade

química, elevada dureza e resistência ao desgaste, apesar das baixas propriedades mecânicas quando comparadas aos metais (MORAES, 2004; AZEVEDO et al., 2007).

No ano de 1980, foi utilizado um implante dentário imediato chamado Tübinger (Friadent, Mannheim, Alemanha), feito de óxido de alumínio (Al_2O_3), mas logo foi retirado do mercado devido à sua baixa resistência à fratura e fraca interface implante-osso, quando comparada aos tradicionais implantes de titânio, o que deixava uma sobrevida muito reduzida (KOHAL et al., 2004; WENZ et al., 2008).

Com o atual conhecimento científico, o tratamento exclusivamente com os implantes dentários em titânio deve ser visto de forma crítica, uma vez que existem grupos populacionais que apresentam inúmeras doenças relacionadas com uso de metais (ARLOM, 2008).

Baseando-se em argumentos de reconstruções estéticas, nas propriedades dos biomateriais e exigências de tratamentos metal free para os pacientes sensíveis ou alérgicos às partículas de titânio ou aos seus subprodutos liberados no organismo, muitos estudos têm sido propostos, particularmente os que dizem respeito à cerâmica de zircônia (ANDREIOTELLI; WENZ; KOHAL, 2009).

Nos últimos anos, a pesquisa tem concentrado esforços na busca de novas formas e superfícies dos implantes, a fim de estabelecer um melhor e mais íntimo contato com o osso, favorecendo, desta forma, a osseointegração dos materiais cerâmicos (OZKURT, KAZAZOGLU, 2010). Tais pesquisas pretendem essencialmente avaliar a viabilidade do uso destes materiais em alternativa ao titânio e a capacidade de responder às exigências mecânicas e às expectativas dos pacientes mais exigentes na Implantodontia (OZKURT, KAZAZOGLU, 2010).

Há muitos anos a zircônia é amplamente utilizada, em virtude das suas propriedades físicas e químicas, estabilidade dimensional, alta resistência mecânica, dureza e baixo módulo de elasticidade, semelhante ao da liga de aço inoxidável (OZKURT, ISERI, KAZAZOGLU, 2010). Essas propriedades são as mais elevadas já relatadas em qualquer cerâmica dental.

Graças à sua cor branca, semelhante à cor dos dentes naturais e à sua capacidade de transmitir luz, a zircônia torna-se importante nas reabilitações de áreas esteticamente relevantes da cavidade bucal. A zircônia tem sido utilizada para pinos intraradiculares desde 1989; para braquetes ortodônticos, desde 1994; como pilares ou abutments de implantes, desde 1995 e para todas as cerâmicas de próteses parciais fixas, desde 1998 (OZKURT, ISERI, KAZAZOGLU, 2010).

A zircônia deve ser encarada como um biomaterial que poderá ser capaz de substituir o implante de Titânio, quando bem indicada. Entretanto, ainda há poucos estudos na literatura sobre esse material. Na maioria das vezes, os estudos limitam-se à avaliação de peças de Zircônia comparativamente ao titânio, ambos já disponíveis no mercado. Porém, alguns problemas podem estar associados aos designs dos pinos de implante disponíveis e são passíveis de serem resolvidos a partir da adaptação das peças às necessidades clínicas. Dessa forma, o intuito deste trabalho é analisar as limitações de macroestrutura impostas pela Zircônia e comparar as peças obtidas com cópias fieis em Titânio (Grau 4), quanto a transmissão de força e a resistência flexural após a fadiga mecânica e/ou térmica.

2.0 - Revisão de Literatura.

2.0- Revisão de literatura.

A primeira referência da literatura para a substituição de peças dentárias de forma permanente reporta a 1809 por Maggiolo, que descreveu implantes dentários em forma de raízes em ouro 18 quilates. Nesta mesma época muitos outros seguiram tentando abordar novas formas de obter uma ancoragem óssea, como os casos de Rogers em 1845, Younger no ano de 1885 e no ano seguinte Edmunds e Harrir, Bonwill em 1895, Edwards em 1889, Payne em 1898 e as tentativas de Schonol no ano de 1905. As razões para os fracassos foram atribuídas em parte aos materiais utilizados até então, tais como: ferro, ouro, chumbo e porcelana, quer para substituir as raízes dos dentes ou como um revestimento do dente transplantado ou replantado. Tais materiais, pelas baixas propriedades biológicas, não se integraram aos tecidos da área receptora, causando uma rápida ou precoce reabsorção óssea e a subsequente perda do implante (RUDY et al., 2008).

Em 1913, Greenfield detalhou as limitações dos transplantes dentários pelas reabsorções radiculares a curto e a longo prazo. Foi considerado um inovador no seu tempo pela descrição cirúrgica para instalação de implantes, utilizando um método que começava com um retalho de tecidos moles, a introdução de uma broca-guia, seguido de uma broca piloto e outra final. O autor afirmava que a osteotomia deveria ser do tamanho preciso do implante para que não houvesse um micro-movimento e que possibilitasse a estabilidade do mesmo. Este conceito foi denominado mais tarde de “estabilidade primária”, considerado fundamental para a osseointegração até os dias de hoje. Além disso, o autor já sugeria o uso de radiografias pós-operatórias para confirmação da posição do implante (RUDY et al., 2008).

Na década de 1920, Althur Zierold publicou estudos com cães comparando as reações teciduais no decurso da implantação de diversos metais, objetivando descobrir reações de corpo estranho. Seguindo nessa mesma linha de pesquisa, Venable e Stuck em 1936 e 1938 apuraram

a corrosão dos metais e a correlação com a falta de biocompatibilidade. Nas descobertas realizadas, esses autores evidenciaram uma liga metálica de cobalto, cromo e molibdênio, denominada Vitallium, que apresentava uma baixa corrosão e era eletricamente neutra. Essa liga foi aplicada no ano seguinte por A. Strock, na Universidade de Harvard com um novo “design de parafuso”, a um implante de Vitallium, acreditando que esta nova forma seria responsável pela estabilidade do mesmo. Foi a primeira vez na história da Implantodontia que não se desenvolveu uma reação adversa no local da implantação. Pelo contrário, o insucesso desta feita, foi devido às propriedades mecânicas, pela sobrecarga recebida nos implantes e não pela falta de biocompatibilidade dos mesmos, fato este que deixou muitas dúvidas na previsibilidade dos tratamentos (RUDY et al., 2008).

Bothe, Beaton e Davenport, em Chicago 1940, expandiram os conhecimentos sobre o papel eletrostático que os materiais implantados provocavam, como por exemplo, uma reação adversa nos tecidos periimplantares adjacentes. De acordo com Rudy et al. (2008),

[...] a resposta óssea ao titânio era boa, senão melhor que a das ligas não corrosivas, na qual houve mais tendências do osso a fundir-se com o mesmo [...] Se a evolução metalúrgica do futuro tornar possível trabalhá-lo em formas adequadas, este metal teria a força e dureza necessárias para uma sustentação adequada.

Esta citação foi muito relevante para a inclusão do titânio na Implantodontia alguns anos depois. Em 1951, Leventhal sugeriu o titânio como metal ideal para as fixações ósseas pelas características de resistência à corrosão, capacidade de ser soldado e usinado como o aço inoxidável. Este autor descreveu o que, anos mais tarde, Branemark definiu como “osseointegração”. Leventhal afirmou que

[...] ao final de seis semanas os parafusos ficaram ligeiramente mais apertados do que quando originalmente colocados, em 12 semanas os parafusos foram mais difíceis de serem removidos e no final de 16 semanas, uma amostra de fêmur fraturou na tentativa de

remoção. Ao exame microscópico não revelou nenhuma reação nos implantes e a trabeculação óssea aparentava ser normal.

A Implantodontia, como hoje a conhecemos, iniciou-se em 1952 quando Per-Ingvar Branemark e sua equipe procederam a investigações microscópicas sobre a microvascularização óssea *in situ* e *in vivo* nas tíbias de coelhos e em mandíbulas de cães. Utilizando uma câmera oca de titânio puro que continha um sistema óptico para transiluminação, sua equipe pôde observar a circulação sanguínea na medula através de uma finíssima camada de 10µm de espessura. Após realizarem diversas experiências, perceberam que as câmeras ópticas não podiam ser removidas do osso após a cicatrização. A estrutura de titânio estava incorporada completamente no osso e o tecido mineralizado era totalmente congruente com as microirregularidades da superfície do metal. Foi através desta casualidade que Branemark introduziu o termo osseointegração como “uma conexão direta estrutural e funcional entre o osso vivo, ordenado e a superfície de um implante submetido à carga funcional” (BRANEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1987).

O titânio comercialmente puro (CP-Ti) é amplamente usado como material para implante devido as suas propriedades mecânicas favoráveis e a excelente biocompatibilidade. No entanto o CP-Ti tem baixa resistência à fadiga quando comparado a uma liga de titânio. O titânio e sua liga (Ti6Al4V) têm sido aceito pela comunidade mundial como o material mais utilizados pela classe odontológica. O óxido da superfície titânio parece ser fundamental para a capacidade deste material osseointegrar. Estas áreas de investigação são particularmente importantes na definição das diferenças entre os implantes CP-Ti e aqueles feitos de titânio e suas ligas. Muitos materiais apresentam problemas de biocompatibilidade, como o caso do aço inoxidável ou das ligas de cromo-cobalto, assim como relativos à sua resistência mecânica, como é o caso das cerâmicas, dos polímeros ou dos carbonos. Ao longo dos anos, estes

materiais levaram a enormes insucessos clínicos, com a formação de uma encapsulação fibrosa entre o osso e o implante ou à fratura do mesmo (WATAHA, 1996).

Greenspan (1999) pesquisou na literatura no período de 1997 a 1998 os materiais cerâmicos bioativos utilizados em implantes para aplicações ortopédicas e dentárias. Afirmou que, o campo para os implantes de cerâmicas bioativas é ainda relativamente novo e, em questão de longevidade, alguns implantes de quadril já apresentam mais de 10 anos de sucesso. Para esse autor, o uso odontológico e ortopédico já se tornou rotina, existindo uma significativa quantidade de pesquisas sobre estes revestimentos que possibilitam o seu uso como um promissor material de enxerto ósseo na prática odontológica.

No início da década de 80 foi concebido o conceito Branemark Novum que possibilitou, em apenas 6 a 8 horas, a reconstrução completa de uma terceira dentição em mandíbulas humanas edêntulas. Os implantes de titânio puro em forma de parafusos eram colocados na parte anterior da mandíbula e submetidos à carga, assim que a prótese fosse instalada. A ideia emergiu das análises de Richard Skalak, sobre os princípios de bioengenharia relacionados com a osseointegração previsível, ou seja, a de não permitir nenhum movimento relativo na região da interface tecidual ósseo-titânio (BRANEMARK, 2001).

O desenvolvimento de tecnologias para a produção de novos materiais tem sido motivado pela demanda de materiais que executem novas funções ou desempenhem antigas funções de forma mais adequada. O processamento dos materiais cerâmicos teve um desenvolvimento acelerado na década de 70 e têm alcançado resultados promissores (OZKURT, KAZAZOGLU, 2010) verificando-se inclusive, uma contínua evolução e uso destes materiais voltados para aplicações estruturais (CHEVALIER et al., 2007).

A tendência odontológica tem sido a substituição da subestrutura metálica das restaurações, inclusive das restaurações sobre implantes, visando uma melhor estética e

utilizando para isso, técnicas com cerâmicas de maior tenacidade à fratura, minimizando sua fragilidade (MORAES, 2004).

Apesar das propriedades benéficas do Titânio, uma revisão completa da literatura médica e odontológica revela que o titânio também pode causar interações químico-biológicas. Têm sido relatadas descolorações de tecidos e reações alérgicas nos pacientes que entram em contato com o titânio (TSCHERNITSCHKEK, BORCHERSL, GEURTSSEN, 2005). Também a bioestabilidade do titânio está se tornando cada vez mais questionada (AZEVEDO, 2007).

Estão surgindo novas tecnologias e materiais, como cerâmicas de alto desempenho que poderão substituir o titânio na Odontologia num futuro não muito distante (TSCHERNITSCHKEK, BORCHERSL, GEURTSSEN, 2005).

Segundo Repenning (2005), os implantes metálicos desencadeiam nos pacientes reações de corpo estranho a curto e longo prazos, pelo desprendimento de partículas metálicas e íons no sistema linfático, em órgãos distantes e nos nociceptores, principalmente na região do sulco gengival; a bioquímica microbiana anaeróbica manteriam pH baixo, ou seja, os ácidos desencadeariam um efeito sobre as camadas de óxido de titânio ou subóxidos eletricamente condutivos, com as estruturas das próteses sobre-implantes.

Os efeitos prejudiciais dos materiais metálicos no organismo humano têm sido demonstrados, tanto no nível periimplantar, como no sistêmico, principalmente pelos seguidores da Medicina holística (WATAHA, 1996; VOLZ, 2003; KOLLMAR, 2005; REPENNING, 2005; LANGE, 2006; ARLOM, 2008; STOLL, 2008; HISBERGUES, VENDEVILLE, VENDEVILLE, 2008; ANDREIOTELLI, WENZ, KOHAL, 2009; SARKIS, 2009; OLIVA; OLIVA; OLIVA, 2007, 2008, 2010).

As possíveis interferências dos íons de titânio nos vasos linfáticos foram relatadas, desde a pesquisa de Wataha (1996), numa ampla revisão dos materiais utilizados como implantes endósseos, porém, com mecanismos até então desconhecidos pela comunidade científica.

Nessa mesma linha, Andreiotelli, Wenz, Kohal (2009) citaram alguns problemas com o Titânio, que poderiam induzir a uma resposta inespecífica na imunomodulação e na auto-imunidade do organismo. No entanto, as repercussões clínicas e os processos que conduzem a estes fenômenos, não estão ainda esclarecidos.

Arslan et al. (2008) analisaram o comportamento de corrosão dos materiais odontológicos relacionados ao titânio, tais como: ouro (Au), ligas de cromo-níquel (CrNi) e cobalto-cromo (CoCr). Os parâmetros de corrosão do Ti /CoCr e o conjunto Ti / CrNi ficaram com índices semelhantes. Segundo esses autores, o titânio sofre uma transformação alotrópica a partir de uma estrutura de fase. A corrosão dos materiais metálicos utilizados nos implantes in vivo pode ser uma fonte nociva ao organismo. A resistência à corrosão e deterioração dos biomateriais deve-se a camada passiva formada sobre as superfícies, principalmente pelo dióxido de titânio amorfo.

Para os pacientes com hipersensibilidade aos metais, um diagnóstico de alergia, como o LTT (teste de transformação de linfócitos) deveria ser considerado. Segundo Oliva (2010) esse teste, além do Melissa® (Teste de reação alérgica), têm provado ser o melhor caminho para um amplo diagnóstico de alergias sistêmicas ao titânio. Através de exames complementares e da análise dos materiais dentários utilizados, estes autores sinalizaram sérias intolerâncias a metais, destacando alguns sinais e sintomas como queimação ou sensação de formigamento, acompanhadas ou não de secura oral ou perda do paladar, ou de sintomas mais gerais como cefaléia, dispepsia, astenia, artralgia e mialgia. Os sinais de alergia oral incluem eritema, edema

labial ou placas purpúricas no palato, úlceras orais, gengivite, língua geográfica, queilite angular, erupção eczematosa perioral ou reações liquenóides localizadas na mucosa oral. Por outro lado alguns autores preconizam, para todos os pacientes, exames de sangue, de urina, mas principalmente, o teste EAV e, para alguns casos de ensaio, a cinesiologia ou LTT. Recentes testes de ensaios os quais têm mostrado uma excelente aceitação da cerâmica de zircônia pelo corpo humano. (ANDYS, 2009; OLIVA; OLIVA; OLIVA, 2010).

Na área endosteal, há evidências de intolerância à carga de partículas no transporte hematogênico dos linfonodos regionais (AZEVEDO, 2007). Seguindo a Medicina holística, o autor sugere uma alternativa ao titânio, orientada para implantes dentários mistos, feitos de zircônia e titânio de uma peça, tal como o Biocer®, onde as camadas nano-estruturadas são densas, não porosas e conectadas metalurgicamente com adesivante, para maior resistência à corrosão microbiana. Devido à dureza e espessura estáveis do material cerâmico, esses implantes apresentam-se com um comportamento eletricamente neutro para os tecidos moles e duros, com uma taxa de corrosão 2 a 3 vezes menor que o titânio, em condições inflamatórias. O Biocer® já é utilizado na substituição da articulação do quadril, em cirurgias vasculares e espinhais, na substituição da articulação temporomandibular nos pacientes com câncer, bem como para os implantes dentários, nos quais não causam nenhuma reação tecidual detectável.

A necessidade estética e o desejo de não incorporar estruturas metálicas no organismo, são fatores que justificam e realçam a importância dos sistemas cerâmicos. Componentes cerâmicos têm sido introduzidos por muitos fabricantes, proporcionando pilares mais estéticos que os sistemas metálicos. Os principais tipos disponíveis são: alumina, alumina-zircônia e zircônia. Esses pilares podem ser classificados em: pré-fabricados e personalizados (AZEVEDO, 2007).

Numa revisão da literatura sobre zircônia, analisando as propriedades básicas e aplicação clínica, Manicone, Iommetti, Raffaell (2007) afirmaram que o óxido de zircônia (ZrO_2) é um material cerâmico com propriedades mecânicas satisfatórias para a fabricação de dispositivos médicos. A zircônia estabilizada com óxido do ítrio (Y_2O_3) tem as melhores propriedades para essas aplicações ortopédicas, na fabricação de próteses de quadril e na Odontologia, na confecção de núcleos, para próteses parciais fixas, assim como para os implantes dentários. Para os autores, as propriedades mecânicas das próteses de ZrO_2 mostraram-se superiores às outras restaurações metal free, com avaliações clínicas de mais de 3 anos, que indicam uma boa taxa de sucesso. Esses autores indicaram os implantes de zircônia como uma proposta alternativa ao titânio, pelas boas propriedades biológicas e mecânicas, sugerindo a necessidade de mais estudos clínicos para validar a sua eficácia.

Arslan et al. (2008) analisaram o comportamento corrosivo dos materiais odontológicos relacionados com o titânio, tais como: ouro (Au), ligas de cromo-níquel (CrNi) e cobalto-cromo (CoCr) em soluções de Ringer, com o uso de marcação de Tafel, diagramas de Evans e esquemas EIS Nyquist (potencial misto). Foram determinados os potenciais de galvanização e correntes obtidos por vários pares metálicos associados ao implante de titânio. O conjunto Ti/Au mostrou ser o mais adequado contra a corrosão galvânica, tanto com o método de Tafel, como na teoria do potencial misto. Os parâmetros de corrosão Ti/CoCr e o conjunto Ti/CrNi ficaram com índices semelhantes. Segundo esses autores, o titânio sofre uma transformação alotrópica a partir de uma estrutura de fase. A corrosão dos implantes metálicos in vivo pode ser fonte de material nocivo para o organismo. A resistência à corrosão dos biomateriais se deve à camada passiva formada sobre a sua superfície. Para os autores, os ânions Cl^- e F^- presentes no meio aumentam a taxa de corrosão de forma significativa pela dissolução da camada passiva. Isso é especialmente importante para materiais dentários devido ao flúor presente na composição dos dentifrícios e enxaguatórios bucais.

Segundo Hisbergues, Vendeville e Vendeville (2008), o óxido de zircônia, com suas interessantes propriedades microestruturais, foi confirmado como um material de escolha para a nova geração de implantes, graças à sua biocompatibilidade, osteocondutividade, a tendência para reduzir o acúmulo de placa e a interação com os tecidos moles, o que leva a uma melhor periointegração. Entretanto, mais estudos científicos são necessários para atender prontamente as lacunas documentais, com avaliações clínicas de longo prazo. Os autores também propuseram o uso alternativo de sistemas híbridos, ou seja, parafuso de titânio com colar de zircônia para aumentar a resistência mecânica dos implantes de zircônia.

Para Kohal et al. (2008), o uso de implantes dentários na zona estética é um desafio, especialmente em pacientes com um sorriso gengival ou uma linha estética alta, numa comparação visual direta com o dente natural adjacente. Os implantes dentários e pilares normalmente são fabricados com Ti cp, em virtude de sua histórica biocompatibilidade e propriedades mecânicas. No entanto, a presença de uma gengiva com coloração cinza pode ser atribuída a um fenótipo gengival fino que não é capaz de bloquear a luz reflexiva a partir da superfície do pilar metálico. A mudança do biótipo de comutação exige um procedimento cirúrgico adicional, o que é desagradável para a maioria dos pacientes. Para alcançar melhor estética mucogengival, os autores sugeriram pilares cerâmicos à base de alumina de alta pureza (Al_2O_3) e a zircônia tetragonal estabilizada com ítrio (Y-TZP). Contudo, os autores afirmaram que algumas cerâmicas de zircônia são sensíveis à presença de umidade e temperatura, podendo levar a um lento processo de degradação do biomaterial.

Bonfante (2009) destacou que estão disponíveis no mercado mais de 1300 tipos de implantes dentários osseointegráveis, em diferentes materiais, formatos, diâmetros, comprimentos, plataformas ou geometria da interface protética e tratamentos de superfície. O autor reforçou a necessidade de pesquisas reportando a sobrevida da restauração suportada pelo

implante, seja do tipo unitário, parcial ou total, indicando um acompanhamento de 10 anos ou mais para que o clínico possa indicá-las com maior precisão.

Os novos implantes feitos de cerâmica de zircônia Y-TZP são extremamente indestrutíveis e biologicamente bem tolerados. Eles têm a vantagem da cor natural mais próxima do dente, branco em vez do tom cinza do titânio; podem ser benéficos para as restaurações estéticas, especialmente se a gengiva sobrejacente for extremamente fina. Esses implantes estão indicados para pacientes com alergia a metais. Contudo, também existem muitas desvantagens, como: custos mais elevados e uma documentação científica mais limitada, pelas poucas e curtas experiências clínicas, em termos de longevidade. Além disso, a condição da superfície ideal para o implante de zircônia não foi ainda bem esclarecida (WILTFANG et al., 2009).

Para Ozkurt, Iseri e Kazazoglu (2010), a utilização da zircônia dopada por ítrio em aplicações dentárias está crescendo rapidamente, especialmente para próteses fixas múltiplas e unitárias. O uso deste material como pilares intermediários e em implantes estéticos tem poucos anos de pesquisa científica em laboratório e de observação clínica. Para os autores, até o momento, os resultados das pesquisas são promissores, sugerindo um acompanhamento contínuo de, pelo menos cinco anos, que forneceria mais dados sobre a eficácia da zircônia nas futuras aplicações. Com os resultados até agora publicados, a zircônia tem boa fiabilidade, é bem tolerada no organismo e indicada para uso odontológico, especialmente nas próteses dentárias.

2.1- Origem e obtenção da Zircônia.

A zircônia ou zircônio não é encontrado na natureza como metal livre, mas formando numerosos minerais. Suas principais fontes são o Zirconita (ZrSiO_4) e Baddeleyita (ZrO_2). O nome Zircão é derivado do persa sarkum e significa a cor dourada, ou da palavra árabe zarqun, vermelho. Este silicato de zircônia foi originalmente descoberto pelo alemão Martin Heinrich Klaproth, em 1789, como produto da reação de aquecimento da gema e foi isolado em 1824 pelo químico sueco Jons Berzelius. É um metal muito duro e resistente à corrosão, com estrutura cristalina tetragonal e colorações naturais variando desde incolor, amarelo, até o vermelho, marrom ou verde. Os principais usos do zircão são para refratários em fundição de areias, cadinhos de laboratório, revestimentos de fornos metalúrgicos. (Zircônio-<http://pt.wikipedia.org/w/index.php>).

Na natureza são encontrados 4 isótopos estáveis e um radioisótopo de grande vida média, o zircônio-96, e muito útil em geocronologia. O zircão se tornou mais importante desde a descoberta da datação radiométrica. Atualmente, é tido como o recurso mineral mais antigo da Terra, pois seu mais antigo pedaço de cristal tem aproximadamente 4,38 bilhões de anos. O zircônio é abundante nas estrelas do tipo S, tendo-se detectado sua presença no Sol e em meteoritos. Além disso, foram encontradas altas quantidades de óxido de zircônio em amostras lunares, comparadas com as existentes na crosta terrestre. O tamanho médio do granito é cerca de 100-300 μm , sendo possível encontra-lo em rochas minerais com vários centímetros. (Zircão - [wikipedia.org](http://pt.wikipedia.org)).

A zircônia e o háfnio são encontrados no zircão na proporção de 50:1. Ao contrário do que se pensava, a zircônia é um metal, obtido principalmente de uma cloração redutiva, através do processo denominado Kroll: primeiro se prepara o cloreto, para depois reduzi-lo com magnésio. Num processo semi-industrial, pode-se realizar a eletrólise de sais fundidos,

obtendo-se a zircônia em pó. Para a obtenção do metal com maior pureza, usa-se um processo com dissociação do iodeto de zircônio, obtendo-se uma esponja de zircônio metálica, denominada crystal-bar. Tanto neste caso, como no processo anterior, a esponja obtida é fundida com a finalidade de se obter o lingote.

A zircônia pode ser produzida a partir da zirconita e classificada pela técnica utilizada na decomposição do minério, isto é, por processamento químico ou térmico. A zircônia obtida através da rota térmica tende a ser mais pura que a baddeleita, contudo possui maiores níveis de impurezas quando comparadas com os produtos derivados da rota química. A decomposição química da zirconita requer elevadas temperaturas e o uso de agentes agressivos, sendo que as rotas mais comuns empregadas são a carbo-cloração e fusão alcalina. Todas as rotas químicas passam por uma etapa onde os espécimes de zircônia estão em solução. Através do controle criterioso dos processos de cristalização e precipitação, os produtos intermediários e, conseqüentemente, a zircônia pode ser produzida com tamanho e forma das partículas controladas. O processamento químico permitiu aos produtores de zircônia agrupar produtos, não só por suas aplicações, mas também para atingir necessidades específicas do consumidor. (MORAES, 2004).

A decomposição química é utilizada nos processos comerciais adotados pela Tosoh Corporation (Japão), para a produção de Zr pura e parcialmente estabilizada com ítrio (Y-TZP) (MORAES, 2004).

Segundo Catrina (2009), a zircônia é muito comum na crosta terrestre, ocorrendo como elemento químico Zr e, a partir do óxido de zircônio, como material cerâmico sinterizado, é utilizado para várias técnicas de aplicações. Graças às suas características como, alta resistência à flexão e intervalos de dureza, uma gama de aplicações em instrumentos de precisão tem sido sugerida, inclusive para escudo térmico do ônibus espacial. Frequentemente, o material é

utilizado na Ortopedia, especialmente para as cabeças de fêmur e próteses de quadril. Na Odontologia, com a adição do ítrio e o óxido de magnésio, a zircônia estabilizada é um importante material utilizado para confecção de coroas e próteses fixas, com a ajuda de moldes em tecnologia CAD/CAM.

A crescente demanda por restaurações esteticamente mais atraentes e biocompatíveis levou ao desenvolvimento de dentes coloridos, translúcidos, metal free e sistemas de núcleos cerâmicos. Notavelmente, os sistemas pré-fabricados de cerâmica de zircônia foram introduzidos para satisfazer esta tendência a uma maior conscientização da estética, onde a translucidez das coroas e próteses fixas de cerâmica pode ser mantida, com sucesso clínico. Devido ao grande interesse e utilização generalizada de sistemas para núcleos cerâmicos de zircônia, muitos estudos in vitro sobre as cerâmicas de zircônia têm sido publicados nos últimos 15 anos. (ÖZKURT, İSERİ, KAZAZOĞLU, 2010).

2.2- Características e aplicações da Zircônia

O Zircônio é um elemento químico de símbolo Zr, número atômico 40 e massa atômica 91, situado no grupo 4B da tabela periódica de elementos. À temperatura ambiente encontra-se no estado sólido, como um metal duro, branco-acinzentado brilhante e muito resistente à corrosão. É mais leve que o aço, mas com uma dureza similar ao cobre. Quase 90% do consumo da zircônia se deve aos revestimentos de reatores nucleares, como aditivos em aços e ligas com o níquel na indústria química. Devido à resistência a corrosão, é também utilizado na substituição do cromo hexavalente nos tratamentos de superfície. Por ser um metal bastante tolerado pelos tecidos humanos, pode ser usado em articulações artificiais. É resistente frente a ácidos, porém pode-se dissolver com ácido fluorídrico (HF), formando complexos com os fluoretos (Zircônio- <http://pt.wikipedia.org>).

De acordo com Piconi e Maccauro (1999), a pesquisa sobre a utilização de biomateriais cerâmicos, como a zircônia, começou há cerca de vinte anos e agora, a cerâmica Y-TZP está em pleno uso clínico com muitos empreendimentos sendo aplicados como dispositivos médicos. Os desenvolvimentos mais recentes têm se concentrado na química dos precursores, em sua composição, processos de sinterização e nas superfícies dos componentes.

A produção das Y-TZP pode ser via usinagem, a partir de um bloco totalmente ou parcialmente sinterizado, deixando a sinterização final para a pós-usinagem, prevendo a contração do material. Portanto, este processo tem a vantagem de prevenir a transformação da fase tetragonal para a monoclinica ($t \rightarrow m$), induzida pelos estresses gerados durante a usinagem. Os blocos usinados a partir de Y-TZP sinterizados, demonstraram um conteúdo significativo de zircônia na fase monoclinica, predispondo à maior degradação em baixa temperatura e menor confiabilidade do material (GUAZZATO et al., 2004).

No campo biomédico, uma ênfase especial é dada à questão da degradação da zircônia (Y-TZP) em baixa temperatura, efetivamente observada em próteses de quadril. Nas últimas décadas, foram implantados mais de 600.000 cabeças de fêmur com cerâmica Y-TZP na articulação do quadril. Recentes análises de Microscopia eletrônica de transmissão de implantes que falharam in vivo, após um determinado tempo, mostraram o efeito da degradação em baixa temperatura na sobrevida dos mesmos. O envelhecimento do material inicia-se na superfície, onde a transformação das fases de ($t \rightarrow m$), é controlada pela água. A degradação resultante gera uma superfície áspera, com microtrincas que podem levar ao desgaste e liberação de debris no organismo. Para os pesquisadores, a interação das partículas com o sistema imune também pode estimular a reabsorção óssea osteoclástica, com resposta inflamatória e afrouxamento asséptico da prótese. Contudo, novos conceitos na moagem de grãos e agentes estabilizadores para a zircônia estão agora disponíveis e, a associação de alumina reforçada com zircônia,

oferece melhores propriedades mecânicas e estabilidade, principalmente em ambientes úmidos (CHEVALIER et al., 2007).

Rieger; Köbel; Weber (2007) descreveram as propriedades dos materiais confeccionados com a Zircônia Tetragonal Parcialmente estabilizada (TZP) no que diz respeito à sua adequação para técnicas de aplicações médicas e odontológicas. O sucesso das TZP alcançado em Odontologia é ilustrado pelo fato que em 2006 mais de 100 toneladas foram utilizadas para aplicações dentárias, devido à facilidade de usinagem e menor tempo de processamento deste material em novos desenvolvimentos, como a produção de máquinas e instrumentais e brocas. Para os autores, a introdução do processo HIP (Processo Isostático pós-compactação de solo) se tornou procedimento padrão para melhorar as propriedades dos materiais para implantes médicos, tais como: resistência, confiabilidade e longa expectativa de vida. As propriedades das TZP foram aumentadas pela adição de Al_2O_3 , com melhoria na resistência hidrotermal (TZP-A® HIP-BIO). Os autores apresentaram o Ziraldent®, um material óxido sólido com Al_2O_3 a 25%, considerado um material altamente resistente e estável.

Dependendo da temperatura, a zircônia pode se transformar em três estruturas alotrópicas, ou seja, com diferentes formas físicas. Na temperatura ambiente e sob pressão, o estado puro da zircônia se encontra na fase monoclinica. Aquecendo-se a 1170°C , o material se transforma na fase tetragonal e, em torno de 2370°C , estará na fase cúbica, próximo da temperatura de fusão (2716°C). As mudanças volumétricas que ocorrem com as mudanças de fases são de 4,5% da $t \rightarrow m$, expansão com valor suficiente para torná-la inadequada para o uso na condição pura. Na mudança da fase $t \rightarrow c$, ocorre um aumento volumétrico de 2,31%. Contudo, na fase tetragonal a zircônia permanece meta-estável, significando que existe energia detida no material capaz de retorná-la ao estado monoclinico, se a estrutura for submetida a estresse. Neste evento de transformação de fases, o aumento volumétrico de 4,5% na região da

trinca se torna benéfico, comprimindo e dificultando a sua capacidade de propagação pela cerâmica, fenômeno conhecido como aumento da tenacidade por transformação de fases (BONFANTE, 2009).

A aplicação de materiais cerâmicos para a fabricação de restaurações dentárias é um foco de interesse na Odontologia estética. Os materiais cerâmicos de escolha são vitrocerâmica, espinélio, alumina e ultimamente, a zircônia. Esta foi introduzida na Odontologia em 1990 e vem sendo usada como material para confecção de núcleos intra-radiculares, para coroas e pontes, braquetes ortodônticos e para os intermediários ou abutments sobre implantes. Graças às suas propriedades químicas, estabilidade dimensional, alta resistência mecânica, dureza e um baixo módulo de elasticidade (210 GPa), semelhante ao da liga de aço inoxidável (193 GPa), as propriedades mecânicas da zircônia são consideradas as mais altas já relatadas em qualquer cerâmica dental. A alta resistência inicial e a resistência à fratura são resultantes das transformações de fase que ocorrem na Y-TZP. Os estudos in vitro de amostras de dióxido de zircônio demonstram uma resistência à flexão de 900 a 1200 MPa e uma tenacidade à fratura de 9 a 10MPa/m². Por outro lado, a cor branca, semelhante à dos dentes naturais, torna-se útil em áreas esteticamente importantes da cavidade bucal e, sua capacidade de transmitir luz, a torna um material adequado para as restaurações (OZKURT, KAZAZOGLU, 2010).

A zircônia é sensível aos processos de fabricação e ainda não há consenso sobre qual método de processamento é menos nocivo até a obtenção do produto final. Atualmente, as restaurações de zircônia são fabricadas por diversos processos de moagem a soft ou hard, cada qual reivindicando vantagens sobre o outro. A fratura da porcelana é relatada como um problema comum e tem sido rotulada como o principal revés clínico. Numa revisão sistemática sobre o sucesso clínico das restaurações de zircônia, com base nos processos de fabricação e moagem das porcelanas de zircônia, em relevantes periódicos odontológicos, a frequência de trincas na porcelana foi uma ocorrência comum e um quadro fratura foi observado somente em

zircônia branqueada. Apesar do número limitado de estudos *in vivo*, a zircônia parece ser adequada para a fabricação de coroas e próteses parciais fixas e pilares de implantes, exigindo protocolos rigorosos durante o processo de produção e entrega do material. Para os autores, estudos prospectivos a longo prazo são necessários para melhorar o processo de produção para as restaurações com a cerâmica de zircônia (AMLEH, LYONS, SWAIN, 2010).

2.3 Propriedades químicas e físicas da Zircônia

Lawson (1995) fez uma análise crítica das publicações experimentais sobre o mecanismo de envelhecimento das cerâmicas PSZ e, em particular, das cerâmicas de TZP. Essas cerâmicas apresentam excelentes propriedades mecânicas, tais como resistência à flexão e tenacidade à fratura, por estarem associadas com a transformação de fase $t \rightarrow m$ e na propagação de trincas. Porém, à baixa temperatura de envelhecimento, onde ocorrem transformações de fase na superfície, as propriedades mecânicas do material se deterioram rapidamente. Este fenômeno é amplamente documentado na literatura (Lawson, 1995; Papanagiotou et al. 2006; Chevalier, Gremillard, Deville 2007), embora existam opiniões divergentes quanto ao provável mecanismo de envelhecimento. As cerâmicas de zircônia estabilizadas com ítrio, cério, cálcio ou magnésio são suscetíveis a diversos ambientes como, ao ar úmido, vapor de água e outros fluidos aquosos, em uma faixa de temperatura de 65° a 500°C, mas em soluções aquosas e a baixas temperaturas, o efeito é mais catastrófico e em tempos mais curtos. Durante o envelhecimento, a degradação das propriedades é associada com a transformação de cristais da estrutura meta-estável tetragonal para a estrutura monoclínica estável. A transformação $t \rightarrow m$ durante o envelhecimento pode beneficiar certos tipos de cerâmicas Y-TZP devido à criação de uma camada superficial à compressão da fase monoclínica na cerâmica. Essa camada pode, portanto, melhorar as propriedades mecânicas, embora exista uma estreita faixa entre a melhoria e a piora das propriedades mecânicas. A degradação é causada pela transformação $t \rightarrow m$, acompanhada por micro e macro-trincas.

Segundo o autor, a transformação de fase avança a partir da superfície para o interior da amostra e está relacionada ao vapor d'água ou água líquida. A diminuição no tamanho dos grãos e um aumento no conteúdo estabilizador retardam a transformação.

Papanagiotou et al. (2006), estudando a zircônia Y-TZP, relataram possuir elevada resistência à flexão, porém alertaram que a resistência da cerâmica Y-TZP pode ser afetada pelo manuseio realizado por técnicos de laboratório e pelas condições intra-bucais. Investigaram a influência da baixa temperatura de degradação (LTD), ao tratamento com jato de partículas, abrasão e polimento na resistência à flexão e estabilidade estrutural em blocos de cerâmica Y-TZP. As superfícies das amostras foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura, às diversas ampliações de raios X por difração com a finalidade de identificar possíveis transformações de fase $t \rightarrow m$. Espectroscopia de energia dispersiva (EDS) foi utilizada para obter informações sobre a composição química. O envelhecimento ou o acabamento por usinagem no material não tiveram significativos efeitos negativos sobre as forças de flexão. A média de flexão de forças variou entre 796,7 a 950,2 MPa. A transformação de fase $t \rightarrow m$ foi detectada por uma amostra cozida por 24 horas, mas a maior transformação foi detectada para as amostras cozidas por 7 dias e armazenadas em ar umidificado a 250°C. As análises de MEV nas superfícies revelaram defeitos de sinterização e a análise de EDS mostraram menor concentração de ítrio em amostras Y-TZP que foram cozidas por 7 dias. Dentro das limitações deste estudo, os resultados sugerem que os procedimentos LTD e o tratamento com polimentos utilizados, não reduziram as forças de flexão das barras de zircônia e o jateamento de partículas aumentou a resistência à flexão dos espécimes.

Chevalier, Gremillard, Deville (2007) numa ampla revisão sobre a zircônia e suas aplicações como biomaterial, descreveram os mecanismos responsáveis pela baixa temperatura degradação (LTD) das cerâmicas de zircônia e suas consequências para os implantes biomédicos. Ênfase especial foi dada à questão da degradação da zircônia, efetivamente

observada nas próteses de quadril, consideradas muito promissoras na década de 1990, mas que apresentaram o problema crítico do envelhecimento *in vivo* e seu impacto negativo na durabilidade como implantes ortopédicos. Para a maioria dos casos, a cabeça de zircônia ainda apresenta envelhecimento e um desgaste, com liberação de partículas no corpo, o que desencadeia uma resposta inflamatória e afrouxamento asséptico. Contudo, afirmaram que mais de 600.000 pacientes já receberam esses implantes em zircônia e, esse fato sugere uma análise mais criteriosa sobre a LTD e suas relações com a microestrutura.

Distintos métodos para avaliar a sensibilidade do envelhecimento das cerâmicas de zircônia têm sido desenvolvidos que devem levar a implantes mais seguros (Chevalier, Gremillard, Deville, 2007). Devido à termoquímica de ambientes específicos, os resultados obtidos com a zircônia grau biomédico, não podem ser totalmente entendidos e uma análise mais aprofundada é necessária. Os autores (Chevalier, Gremillard, Deville, 2007) resumiram alguns pontos importantes após mais de 20 anos de pesquisa: a) o envelhecimento continua a ser uma questão fundamental para componentes de zircônia; b) ocorre por água-assistida, na transformação de fase martensítica, se propaga na superfície por um mecanismo de nucleação e crescimento e em seguida invade a granel; c) o envelhecimento resulta em rugosidade e microfissuras e, na maioria dos casos, leva à falha do componente; d) a análise da cabeça implantada e o acompanhamento clínico demonstram claramente o dano acometido, como efeito do envelhecimento do implante; e) muitas técnicas têm sido desenvolvidas para monitorar e prever o envelhecimento; f) novos materiais à base de zircônia, para substituir o padrão 3Y-TZP, estão agora disponíveis.

Analisando as perspectivas dos biomateriais em Implantodontia, Hisbergues, Vendeville e Vendeville, (2008) citaram que atualmente a cerâmica de zircônia é amplamente utilizada na área biomédica como um material para dispositivos protéticos em virtude das suas boas propriedades mecânicas e químicas. É largamente empregada na clínica Médica, para a

substituição parcial do quadril, já sendo um biomaterial prevalente na Odontologia e, ultimamente, na Implantodontia. Embora o titânio seja muito usado para os implantes dentários, há uma tendência ao desenvolvimento de novos implantes com base nessa cerâmica, como alternativa ao titânio monolítico. Em revisão de literatura para analisar a evolução e desenvolvimento dos dados publicados sobre a zircônia, entre 1963 e janeiro de 2008, os autores concluíram que, com suas interessantes propriedades microestruturais, a zircônia foi confirmada para ser um material de escolha para a nova geração de implantes, graças à sua biocompatibilidade, osteocondutividade, à tendência para reduzir o acúmulo de placa, além da melhor interação com os tecidos moles, o que designaram de periointegração. Entretanto, os autores lembraram que mais estudos científicos são necessários para atender prontamente às lacunas, como a avaliação clínica de longo prazo de todos os casos, com informações consistentes sobre a topografia e a química da zircônia, com a finalidade de facilitar as comparações entre os demais produtos usados na clínica. Também citaram como alternativa, o uso de sistemas híbridos, ou seja, parafusos de titânio com colar de zircônia.

Para Kim et al. (2010), as restaurações com zircônia são amplamente utilizadas em próteses odontológicas, no entanto, a susceptibilidade à degradação hidrotérmica de algumas composições, permanece indefinida. Os autores propuseram o uso de um equipamento com sistema CAD/CAM para usinagem e o subsequente tratamento de superfície, ou seja, moagem e/ou desgastes para obter efeitos relevantes sobre a temperatura de degradação e o comportamento da cerâmica Y-TZP. Utilizaram placas de zircônia com 0,5 mm de espessura, com e sem posterior moagem, com grãos de diversos tamanhos e jateamento com partículas de alumina, submetendo-os a testes de envelhecimento acelerado em um vapor de autoclave. Os resultados mostraram que, no sistema CAD/CAM, as superfícies expostas inicialmente apresentaram resistência superior à degradação, mas agravou-se em um ritmo mais rápido com o tratamento em autoclave prolongada, em comparação com as superfícies apenas jateadas. Os

autores sugeriram uso de tensões de compressão para suprimir a degradação por baixa temperatura da cerâmica Y-TZP na trituração ou usinagem do material e, conseqüentemente, melhorando a sua resistência a longo prazo, principalmente em ambientes úmidos. A aceleração da degradação de superfícies hidrotermais do sistema CAD/CAM foi atribuída ao dano de usinagem do equipamento e à ausência de superfície com tensões compressivas no material plenamente sinterizado.

2.4- Estudos In Vitro.

Bachle et al. (2007) afirmaram que, devido à sua resistência inerente, biocompatibilidade, bem como à sua cor, a cerâmica de zircônia tem o potencial para se tornar um material alternativo para o titânio como implante dentário. Num estudo procurando investigar o comportamento de osteoblastos (células CAL72) cultivados em diferentes topografias de superfícies de cerâmicas Y-TZP, os autores examinaram por MEV e perfilometrias de superfícies, 12 morfologias distintas de células. Os autores concluíram que a morfologia das células osteoblásticas e a superfície coberta não foram afetadas pelo tipo de substrato. Os resultados sugerem que aspereza ou rugosidade da cerâmica Y-TZP possibilitaram um substrato adequado para a proliferação e disseminação de células osteoblásticas.

Silva et al. (2008) testaram a influência da mastigação na fadiga e nos movimentos entre os modos de carga recebidos no preparo para coroa total em implantes cerâmicos de ZrO_2 de uma única peça. Quarenta e oito implantes de cerâmica Y-TZP (Nobel Biocare, Suécia) foram utilizados. Todos os espécimes foram incluídos em resina acrílica, expondo as duas primeiras roscas, em angulação 30° com relação ao eixo vertical. As preparações nos pilares dos implantes seguiram os passos para uma coroa total protética, na metade dos espécimes, os quais foram desgastados até a falha ou sobrevivência. A partir dos dados obtidos, num esforço

calculado em 50.000 ciclos e carga de 600 N foi gerada uma curva de Weibull. Não houve diferença de confiabilidade entre os grupos observados. Para os autores, a preparação da coroa não influenciou a confiabilidade no implante cerâmico de única peça e a fadiga não influenciou no tempo de vida dos implantes de cerâmica com cargas de até 600 N.

Kohal, Finke e Klaus (2009) fizeram um estudo piloto in vitro sobre a estabilidade de um protótipo de duas peças de zircônia e dos implantes de titânio após envelhecimento artificial, justificado pelos poucos dados disponíveis sobre o comportamento biomecânico deste tipo de conexão. Usaram três diferentes grupos de tratamento, cada grupo constou de 16 amostras. No grupo 1, dois implantes de Zr foram restaurados com coroas e abutments de ZrO₂ (zircônia revestida com Triceram®; Esprident, Alemanha) e no grupo 2 implantes de Zr receberam coroas Empress® (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein). Os implantes, incluindo os pilares dos dois grupos de zircônia eram idênticos. No grupo 3, os implantes de titânio semelhantes foram reconstruídos com porcelana fundida ao metal. Oito amostras de cada grupo foram submetidas ao envelhecimento artificial com um teste de longa duração de carga em boca artificial (simulador de mastigação). Todas as amostras que sobreviveram ao carregamento foram submetidas a um teste de resistência à fratura em uma máquina universal para ensaios de carregamento artificial com 1,2 milhões de ciclos. O teste de fratura no grupo dos implantes de zircônia foi maior na cabeça do mesmo e, no grupo do Ti, prevaleceu uma fratura de flexão no parafuso do pilar. Dentro dos limites do presente estudo, a estabilidade biomecânica do protótipo, em comparação com as forças possivelmente exercidas pela oclusão, ficou no limite para uso clínico. Um elevado número de falhas ocorreu durante o carregamento artificial no grupo do titânio, no nível do parafuso do pilar. Entretanto, o grupo da zircônia apresentou ser irreparável pelas fraturas da cabeça do implante, em cargas relativamente baixas. Portanto, os autores afirmaram que o uso clínico, nas condições deste estudo protótipo apresentado, tem que ser questionado.

Buscando avaliar a resistência à fratura dos implantes de ZrO_2 com envelhecimento e exposição em boca artificial, Andreiotelli e Kohal (2009), utilizaram 120 peças, contendo implantes de Ti como controle, divididos em dois grupos (A e B). Foram utilizados os implantes fabricados a partir de Y-TZP no grupo C, de zircônia com alumina (Y-TZP- A) no grupo D, e de Y-TZP-A com a superfície modificada em grupos E, F. No grupo F, os implantes foram preparados para coroas totais e, no grupo G, foram restaurados com coroas de ZrO_2 , sem preparo para coroa. Cada grupo incluiu 16 amostras com exceção do grupo D, que incluiu 24 amostras. Um subgrupo de cada tipo de implante (oito implantes) foi submetido à ciclagem termomecânica, em um simulador de mastigação, antes do teste de fratura. As amostras foram então carregadas até que a fratura ocorreu. Sete das 120 amostras falharam no simulador de mastigação. Os implantes ZrO_2 fraturaram com 725-850 N, quando os implantes não estavam preparados e com cargas entre 539-607 N quando receberam o preparo. As amostras do grupo A (Ti) fraturaram ao nível do parafuso do pilar. Todos os implantes ZrO_2 fraturaram ao nível da resina de cimentação. Nenhuma fratura das coroas de ZrO_2 no grupo G foi observada. A média dos valores de resistência à fratura obtidos estava dentro dos limites de aceitação clínica. No entanto, os implantes que tiveram preparação, resultaram em influência significativamente negativa, pois fraturaram sob cargas relativamente baixas durante o carregamento cíclico. Os autores reconhecem que os implantes de cerâmica não mostram uma distribuição mediana, como os implantes de metal, o que representa um risco na aplicação clínica. No entanto, não estão disponíveis suficientes dados sobre a resistência à fratura desses implantes de única peça. Embora estes dados experimentais sejam animadores, mais dados clínicos, de longo prazo, são necessários antes de se recomendar os implantes ZrO_2 de uma peça para a prática diária. Desta forma, esses autores concluíram que a zircônia pode ser um material alternativo ao titânio para a fabricação de implantes dentários.

Existem poucas informações disponíveis sobre a análise de estresse da Y-TZP em implantes dentais e no osso circundante. Neste sentido, foi dirigido um estudo para a avaliação da compressão e tração em três sistemas diferentes de implantes dentários de zircônia (Z-Systems, Ziterion e White-Sky) com 10 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro na anterior da maxila, utilizando uma análise tridimensional de elementos finitos com o osso circundante. O carregamento foi aplicado nos eixos horizontal e oblíquos, com ângulos de 90 e 30 graus em relação aos longos eixos dos implantes. As maiores tensões compressivas foram observadas na superfície vestibular do implante, região do pescoço e interface osso cortical do implante Z-Systems sob carga oblíqua e horizontal. Para ambas as condições de carga, os valores mais altos do estresse de tração foram observados na região palatal e na interface osso cortical do implante ZSystems. Portanto, a compressão e tensão de tração que ocorreram no osso cortical, foram superiores aos observados no osso trabecular. As diferenças entre os valores de tensão que ocorreram nos implantes de zircônia podem ser relacionadas para o corpo dos diferentes projetos dos implantes (CAGLAR et al., 2010).

2.5 Mercado ativo para implantes cerâmicos.

Kollmar (2005) relata que, há mais de cinco anos, um novo material cerâmico de óxido de zircônio, fornecido por vários fabricantes, começava a conquistar e a ganhar uma posição na Implantodontia, deixando de lado a exclusiva opção pelo titânio. A escolha da zircônia começou com as próteses, depois os pilares ou abutments por serem mais estéticos, translúcidos e com a mesma estabilidade mecânica. Em seguida vieram para o mercado as fresagens com brocas em zircônia para a osteotomia cirúrgica. Relatando as vantagens do material, citou a sua extraordinária dureza, alta resistência ao desgaste e à corrosão, além da estabilidade dimensional e comprovada biocompatibilidade. Para este autor, os implantes de zircônia são particularmente indicados para pacientes sensíveis e alérgicos aos metais. No círculo marcado pelos dentistas homeopatas, a cerâmica de Zr é a alternativa preferida, porque é livre de

eletrodos, com ingredientes inertes ao organismo humano. Contudo, afirmou que uma avaliação conclusiva ou definitiva do ZrO_2 em implantes dentários ainda não pode ser feita, precisando de amplos estudos científicos, com estudos de longo prazo e práticas que ainda não estão disponíveis.

Kohal et al. (2008) afirmaram que as cerâmicas de zircônia a cada dia são intensamente investigadas e estão ganhando popularidade. Tentativas estão sendo feitas para adicionar óxidos de coloração à cerâmica TZP, antes do processo de sinterização, para alterar a sua cor esbranquiçada, melhorando a estética e a biocompatibilidade. Segundo os autores, futuros empreendimentos possibilitarão a produzir pilares mais resistentes e restaurações com maior qualidade, com menor tempo e custos de fabricação. Sistemas computadorizados, com tecnologia de produção de ponta, como o CAD/CAN, melhorarão o design nos processos de fabricação de pilares cerâmicos e próteses implanto-suportada. Concluindo, os autores afirmaram que, todas as restaurações e pilares cerâmicos serão mais rápidos, simplificados e eficientes nos seus processos de confecção.

Wiltfang et al. (2009) afirmaram que os novos implantes cerâmicos, feitos de cerâmica Y-TZP, são clinicamente indestrutíveis e biologicamente bem tolerados, tendo a vantagem da cor mais natural, são benéficos em restaurações estéticas, especialmente se a gengiva sobrejacente for extremamente fina. Os implantes de zircônia são considerados metal free, portanto indicados para os pacientes com alergia a metais. Esses autores resumiram as vantagens dos implantes de ZrO_2 citando: a compatibilidade da mucosa periimplantar melhorada, maior estética, menor formação de placa e consequente redução nas doenças da gengiva, necessidade de cura sem carga. No entanto, existem também muitas desvantagens, tais como: custos mais elevados e uma documentação científica mais limitada em termos de longevidade. Além disso, a condição de superfície ideal para este tipo de implante não foi esclarecida. Não há experiência de longo prazo dos processos de envelhecimento; a

estabilidade a longo prazo para os implantes de duas peças é completamente imprevisível. A velocidade de osseointegração é classificada como muito mais lenta (cerca de 20-24 semanas), quando comparada às modernas superfícies de titânio. Com isso, cria-se a necessidade do uso de artifícios para proteger os implantes da carga, tarefa essa nem sempre resolvida com sucesso. Para esses autores, somente quando a superfície dessa cerâmica for otimizada, tornar-se-á um material seguro, então a zircônia será universalmente aplicável, com uma documentação clínica indiscutível.

Catrina (2009) afirma que a cerâmica de zircônia tem suas propriedades comparáveis ao dente, sendo extremamente biocompatíveis, já comprovado clinicamente, com uma boa integração nos ossos e tecidos moles da boca. A experiência prática do autor com a Zr mostra outra importante vantagem: a formação da placa, em sua superfície, é inferior à do Ti. Segundo o autor, trata-se de um mercado altamente competitivo, devido a concorrência suíça, mas lucrativo, citando como exemplo os cerca de 100.000 implantes já instalados. O envelhecimento da população pode aumentar as vendas, além da pressão crescente dos pacientes que não desejam mais metal na boca. Concluiu afirmando que, as exigências e a maturidade dos pacientes na escolha do material para implantes dentários, falarão mais alto.

3.0 - Proposição

3.0 - Proposição.

O objetivo deste estudo foi projetar um novo design de implante dentário e avaliar comparativamente a transmissão de força e a resistência flexural deste design em implantes de Zircônia (Y- TZP) e Titânio (Grau 4) submetidos à fadiga mecânica e termomecânica.

4.0 - Materiais e Métodos

4- Materiais e Métodos.

Na execução deste trabalho foram projetados e confeccionados implantes de Zircônia e Titânio (Grau 4) a partir de parceria entre a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP) e a empresa Inovamat Ltda (São Carlos-SP).

4.1- Obtenção e manipulação da Zircônia.

Há várias técnicas de conformação de materiais cerâmicos, e o método utilizado para determinação de forma da Zircônia nesta pesquisa foi a prensagem de pós (CALLISTER. 2002). Esta metodologia, em essência, é uma massa pulverizada, contendo geralmente uma pequena quantidade de água ou outro elemento aglutinante (ligante), a qual é compactada na forma desejada, mediante pressão.

É denominado de corpo verde o espécime que sofreu a compressão uniaxial, mas ainda não passou pela pré-sinterização. A função dos agentes ligantes e plastificantes é a de fornecer resistência mecânica ao corpo verde para que ele possa ser manuseado antes da sua pre-sinterização. Esses elementos também reduzem o atrito entre as partículas, evitando o surgimento de defeitos, tais como trincas e delaminações, além de contribuir para uma distribuição mais homogênea na densidade do corpo verde (CALLISTER. 2002). Uma melhor conformação à fase verde foi obtida com a utilização de partículas desaglomeradas de grãos ultra-finos e com uma distribuição homogênea de poros, segundo BETZ et al. em 2000.

A quantidade de ligante orgânico indicado na literatura (RICHERSON, 2006) varia entre 0.5 a 5% em peso, visando uma prensagem uniaxial adequada do material. Uma das funções do elemento aglutinante é a lubrificação das partículas pulverizadas, à medida que elas se movem umas contra as outras durante o processo de compactação (CALLISTER. 2002). Não ocorreu nenhum tipo de deformação do tipo plástica das partículas durante o processo de compactação, fato este observado para a compactação de metais por exemplo.

Existem três procedimentos básicos de prensagem de pós: Uniaxial, Isostático (ou Hidrodinâmico) e prensagem a quente (CALLISTER. 2002). No presente trabalho foi executada a prensagem Uniaxial sobre o pó de Zircônia juntamente com o agente aglutinante.

Na prensagem uniaxial, o pó foi compactado em um molde metálico especialmente desenvolvido para suportar as condições do ensaio (Figura 01 e 02), através de uma pressão de aproximadamente de 170 Kgf aplicada ao longo de uma única direção.

Figura 01: Matriz metálica para prensagem uniaxial, montada.

Figura 02: Matriz metálica para prensagem uniaxial, dividida em três partes.

A peça conformada assumiu a configuração da parte interna da matriz metálica (molde cilíndrico) e do cursor da prensa através do qual a pressão foi aplicada (ponta do embolo). Esse método utilizado está restrito a formas relativamente simples, contudo as taxas de produção são altas e o processo de implantação é de baixo custo (CALLISTER. 2002).

4.2- Pré-sinterização.

Após o procedimento de prensagem uniaxial, foi executada a pré-sinterização (Fornos Jung Modelo 0916 Ltda. - Blumenau - SC – Brasil, Figura 03). Durante esta fase a peça moldada apresentou uma contração em volume e redução de sua porosidade, juntamente com uma melhoria da sua integridade mecânica. Estas alterações ocorreram mediante a coalescência das partículas de pó para formar uma massa mais densa, a este processo damos o nome de sinterização ou pré-sinterização dependendo da programação executada pelo forno (CALLISTER. 2002). Somente com a pré-sinterização a 850°C pudemos iniciar o processo de tentativa de usinagem dos pinos, pois, após vários testes pilotos, constatou-se que temperaturas inferiores a 850°C proporcionavam peças muito frágeis que não resistiam ao processo de usinagem. Não foi utilizado o vácuo durante a queima da Zircônia.

Figura 03: Forno utilizado para a pré-sinterização da Zircônia.

Para executar a pré-sinterização dos espécimes de forma homogênea foi realizado um mapeamento da parte interna do forno, pois espécimes em regiões distintas do forno apresentavam contrações volumétricas diferentes. Assim, para garantir uma padronização de contração durante esta etapa e para que ela seja homogênea, vários ensaios preliminares foram realizados.

4.3- Macroestrutura do implante.

Para a determinação da macroestrutura final dos implantes alguns ensaios preliminares foram executados, os protótipos advindos destes ensaios com a Zircônia foram nomeados conforme a evolução de sua forma, somente após a determinação da forma final que os implantes de Titânio (Grau 4) foram usinados.

O primeiro protótipo de implante de Zircônia desenvolvido (Z-01) foi executado buscando observar a viabilidade da metodologia proposta, por este motivo as dimensões finais da peça ficaram bem acima das clinicamente aceitáveis para um implante intraoral. As dimensões encontradas após a sinterização final foram: 23,74mm de comprimento por 5,05 mm de diâmetro. (Figuras 04, 05 e 06).

Figura 04: Comprimento obtido com o protótipo Z-01 de 23,74mm

Figura 05: Diâmetro obtido com o protótipo Z-01 de 5,05mm.

Figura 06: Implante de Zircônia Z-01 comparado com implantes de titânio comerciais.

Outro fator de relevância observado no protótipo Z-01 foi a rosca do implante, que não foi obtida com precisão e continuidade das espiras; observou-se também a presença de uma rosca dupla nas espiras do implante as quais não estavam planejadas.(Figura 07).

Figura 07: Detalhe da rosca do protótipo Z-01, falhas de continuidade presença de rosca dupla.

O segundo protótipo de implante de Zircônia desenvolvido foi o Z-02, que se diferenciava do anterior pela forma e pelas dimensões finais, ficando assim mais próximo da realidade clínica dos implantes, (15mm de comprimento x 3,57mm de diâmetro, Figuras 08 e 09). As alterações do processamento entre o Z-01 e Z-02 ocorreram basicamente na programação do forno para a pré-sinterização e sinterização final, obtendo assim maior controle sobre as contrações inerentes a cada queima.

Figura 08: Comprimento total do protótipo Z-02, 15mm, semelhante ao projetado inicialmente

Figura 09: Diâmetro do protótipo Z-02, 3,57 mm

A parte de rosca ativa do implante Z-02 tem 10mm de comprimento e a região superior sem rosca (“cabeça” do implante) mede 5mm (Figuras 10 e 11).

Figura 10: Comprimento de rosca ativa no protótipo Z-02 = 10mm

Figura 11: Comprimento da região sem rosca no protótipo Z-02 = 5mm.

Os padrões de falha de rosca ou mesmo a presença de uma rosca dupla não foram observados no protótipo Z-02. Houve um avanço significativo da macroestrutura comparativamente do Z-01 para Z-02 (Figura 12), mostrando assim que as alterações executadas estavam surtindo efeito positivamente para o desenvolvimento do presente trabalho.

Figura 12: Comparação de macroestrutura entre os protótipos Z-01 (Direita) e Z-02 (Esquerda).

Infelizmente pelo pequeno diâmetro das peças Z-02 (3,5mm) mais de 90% destas falhavam no momento de usinagem, impossibilitando assim a obtenção de todos os espécimes necessários. A fratura da Zircônia ocorria próxima a região de fixação ao torno, pois as forças aplicadas pela ferramentaria de usinagem eram de grande escala, ou as roscas não eram usinadas de forma satisfatória. Tais falhas eram observadas, pois o material ainda apresentava baixa resistência (antes da sinterização final), sendo assim novas modificações macroestruturais foram realizadas na tentativa de sanar este alto índice de fratura (Figura 13).

Figura 13: Falhas de usinagem observadas em 90% dos implantes Z-02.

Para sanar as imperfeições de usinagem amplamente observadas no protótipo Z-02 foi desenvolvido o desenho de implante de Zircônia Z-03, que apresenta maior diâmetro final após a usinagem comparativamente ao Z-02. O comprimento total do protótipo Z-03 é de 15mm e o seu diâmetro é de 4mm (Figura 14).

Figura 14: Esquema de desenho computadorizado do protótipo Z-03

Um perfil de entrada e saída do contato da ferramenta de usinagem foi adicionado ao desenho evitando assim as falhas de fratura pelo primeiro e ultimo contato da ferramenta, nas quais ocorriam as maiores falhas de fratura total dos cilindros de Zircônia. O passe de rosca também foi alterado, aumentando a distancia entre as espiras do implante, o resultado final da macroestrutura passível de reprodutibilidade fiel do Z-03 pode ser observada na figura 15.

Figura 15: Protótipo Z-03, apresentando a macroestrutura com perfil superior e ápice arredondado.

Uma vez determinada a forma de conveniência para a execução e reprodutibilidade dos implantes de Zircônia (Forma Z-03) barras de Titânio (Grau 4 - REALUM IND. COM METAIS PUROS E LIGAS LTDA - São Paulo, SP, Brasil. (Anexo A)) de 4,76 mm de diâmetro foram cortadas e usinadas nas mesmas características que os implantes de zircônia (implantes T-03, Figura 16).

Figura 16: Implante de Titânio T-03, apresentando a macroestrutura com perfil superior e ápice arredondado igual ao implante Z-03.

Foram obtidos 30 implantes do modelo Z-03 e 30 implantes do modelo T-03, o que supre todas as necessidades para os ensaios fotoelásticos e ensaios de fadiga mecânica e

térmica, ou seja, todos os espécimes para os ensaios propostos já foram confeccionados conforme a ISO 13356.

4.4- Processo de Usinagem.

Durante a confecção dos implantes de zircônia Z-01, foi utilizado um torno manual (Torno Mecânico Nardini 1440), o qual apresentava difícil calibração de precisão e reprodutibilidade que os pinos de implante exigem, e durante o início de seus trabalhos este aplicava uma alta carga rotacional sobre os espécimes, pois sua aceleração é rápida e imediata devido o sistema de engrenagens sólidas que fazem o torno rotacionar; tal fato gera um alto índice de fratura dos cilindros de Zircônia pré-sinterizados, ou seja este tipo de torno não está indicado para a usinagem de pinos de implante de Zircônia pré-sinterizados.

Dessa forma, os pinos Z-03 foram usinados em torno CNC Veker -Modelo: FEL-1860 ENC- Grupo Bener - Vinhedo - SP – Brasil, Figura 17).

Figura 17: Torno CNC Veker -Modelo: FEL-1860 ENC.

Uma das limitações encontradas para a utilização do torno CNC para usinagem das peças de Zircônia foi a força aplicada pelo torno no momento de fixação do cilindro de zircônia pré-sinterizado. Normalmente, a força aplicada por este torno é de aproximadamente 12 Kg/cm²

(Figura 18), com esta força temos a fratura de 100% dos cilindros de Zircônia pré-sinterizados. Dessa forma, executamos uma alteração de programação física do torno e o mínimo de força foi de aproximadamente 2 Kgf/cm² (Figura 19).

Figura 18 (esquerda) - Pressão de trabalho normal do torno CNC 12 Kgf/cm². **Figura 19 (direita)**: Pressão mínima configurada para usinagem das peças de Zircônia.

A redução da pressão de fixação não foi capaz de solucionar totalmente o problema de fraturas dos cilindros de Zircônia pré-sinterizados. Dessa forma, optou-se então pela confecção de um dispositivo que proporcionasse melhor distribuição de tensões sobre do espécime. Este dispositivo é denominado de bucha de fixação (Figura 20). A bucha de fixação foi confeccionada em metal, seguindo as dimensões necessárias para a fixação do cilindro na Castanha (Figura 21) do torno CNC.

Figura 20: Bucha de fixação metálica, com a finalidade de promover melhor distribuição das tensões.

Figura 21: Castanha do torno CNC, peça responsável pela fixação dos cilindros.

Para o desbaste inicial e usinagem das peças de Zircônia várias ferramentas de corte e desbaste foram testadas. As que obtiveram melhor resposta de usinagem foram: para desbaste inicial - VNMG 2.5-O-NF IC 3028 (Iscar Metals, Inc. Cambridge Beltway Drive Charlotte, NC 28273, Israel (Figura 22). Já para usinagem, a ferramenta utilizada foi a LW-G55P (Zhuzhou Cemented Carbide Cutting Tools Co. Ltd., Tianyuan, Hunan rovince, China, Figura 23).

Figura 22 e 23: Ferramentas utilizadas para desbaste (esquerda) e usinagem (direita) dos espécimes de Zircônia pré-sinterizados.

Durante o desbaste inicial o torno foi programado com 300 RPM e avanço de profundidade de 0,2mm (Figura 24, 25 e 26). Para a usinagem, foi utilizada uma velocidade de 600 RPM e um avanço de profundidade de 0,1mm (Figura 27).

Figura 24 (esquerda) - Configuração da ferramenta para desbaste inicial. **Figura 25 (direita)**: Vista aproximada do início do processo.

Figura 26: Pino de Zircônia pré-sinterizado após o desbaste inicial.

Após o desbaste inicial toca-se a ferramenta para a execução da usinagem das roscas no pino, este processo é totalmente automático, sendo que, uma vez iniciado, o processo só terá fim ao completar totalmente a usinagem da rosca, ou se o operador interromper o processo devido à falha (fratura) do espécime.

Figura 27: Usinagem do Pino de Zircônia, execução das roscas.

Os implantes de Titânio foram obtidos com uma redução de 20% nas dimensões, (Figura 28 e 29). Esta compensação é proporcional à contração do pino Z-03 após a sinterização total.

Figura 28: Processo de desbaste inicial sobre o cilindro de Titânio Grau 4

Figura 29: Processo de usinagem das roscas no cilindro de Titânio Grau 4

4.5- Sinterização Final.

Após a usinagem de todos os espécimes Z-03, estes foram sinterizados (JUNG-Modelo 0916 Rua Bahia, 3465 - Blumenau - SC - Brasil) (Figura 03), em temperatura final de 1450°C.

Durante a pré-sinterização, ocorre a formação de um “empescoçamento” ao longo das regiões de contato entre as partículas adjacentes, além disso, forma-se um contorno de grão dentro de cada pescoço, e cada interstício entre as partículas se torna um poro.

Finalizada a fase de obtenção dos implantes de Zircônia e de Titânio iniciaram-se os ensaios mecânicos de transmissão de força (Fotoelasticidade) e posteriormente de fadiga.

4.6- Fotoelasticidade.

4.6.1 Obtenção do modelo mestre.

Foram confeccionados dois modelos mestres em policarbonato, com formatos iguais, com o formato retangular (68 x 30 x 14,5 mm), os blocos de policarbonato receberam uma perfuração com diâmetro de 4,8mm e profundidade de 13 mm. A empresa responsável pela confecção e perfuração dos blocos de policarbonato foi a ACRILPRESS (Artefatos de Acrílico Ltda. Ribeirão Preto - SP)

Com auxílio de um paralelômetro (Bio Art 1000- Fresadora 200N), os materiais em formas cilíndricas e as usinadas na forma Z-03 (Zircônio) e T-03 (Titânio) foram posicionados com seus longos eixos perpendiculares ao plano da base do modelo de policarbonato (Figura 30), reproduzindo uma condição clínica de posicionamento ideal dos implantes.

Os cilindros e os implantes, foram fixados ao modelo de policarbonato utilizando Silicone (Silicone Multiuso Brascoved transparente -Super- Brascola, Joinville SC) de tal forma que 10 mm do cilindro e implantes fossem introduzidos dentro da perfuração do cubo de policarbonato e 5 mm expostos para posterior aplicação de carga. Para não ocorrer nenhuma movimentação dos cilindros e implantes dentro da perfuração do policarbonato, foi aguardado 24 horas de reação de presa do silicone de fixação.

Figura 30: Posicionamento do cilindro de Zircônia perpendicular em relação ao bloco de policarbonato com o auxílio do paralelômetro.

4.6.2 Obtenção dos modelos fotoelásticos

A verificação das tensões geradas em torno dos materiais estudados (Titânio e Zircônia) foram realizadas por meio de análise fotoelástica de transmissão, de forma qualitativa e quantitativa, em 5 pontos pré-determinados, sob aplicação de carga centrada estática de 200N.

Para obtenção dos modelos fotoelásticos, foram confeccionados moldes em silicone (Silicone Master, Talladium, Curitiba, Brasil) cujas câmaras de molde reproduziram a forma e as posições exatas dos cilindros e implantes referente aos materiais estudados (Titânio e Zircônia) do modelo mestre (Figura 31).

Figura 31: Moldagem do modelo mestre.

Os cilindros e os implantes foram diretamente incluídos na resina fotoelástica, sem qualquer material interposto, simulando a osseointegração. Resina fotoelástica do tipo Araldite GY279 e endurecedor Aradur 2963 (Huntsman, Everberg, Bélgica), na proporção de 40 ml para 19,20 ml, respectivamente, foram cuidadosamente manipulados evitando-se incorporação de bolhas; a mistura foi levada em seguida ao interior de uma câmara de vácuo durante 15 minutos para eliminação de pequenas bolhas resultantes da reação inicial entre os componentes da resina (Figura 32).

Figura 32: Câmara a vácuo para eliminação de bolhas da resina.

Procedeu-se, então, ao preenchimento da câmara do molde de silicone, incluindo, assim, os espécimes no material fotoelástico. Foi aguardada a completa polimerização da resina à temperatura ambiente, em local fechado, durante 72 horas. Foram obtidos 12 modelos fotoelásticos, sendo 3 com cilindros de Zircônia e 3 com cilindros de Titânio, 3 com implantes de Zircônia na forma Z-03 e 3 implantes de Titânio na forma T-03.

4.6.3 Análise qualitativa Fotoelástica

Os modelos fotoelásticos assim obtidos foram levados ao polariscópio (PS-100 Polarimeter Systems / Strainoptics, Inc., North Wales, EUA) para realização das análises qualitativas previamente a análise quantitativa (Figura 33).

Figura 33 – Polariscópio para análise qualitativa. 1 - Fonte de luz; 2 – Primeiro filtro polarizador; 3 – Aplicador de carga; 4 – Segundo filtro polarizador e analisador; 5 – Máquina fotografica; 6 – Leitor de carga.

Registros fotográficos de cada situação de interesse para análise qualitativa foram realizados com auxílio de uma câmara digital (EOS Rebel, Canon Tóquio, Japão) acoplada ao polariscópio. O dispositivo composto por uma célula de carga de 50 Kgf (Kratos, São Paulo, Brasil) e um leitor de carga (IKE-01, Kratos) e somente um tipo de ponta (ovoide) foi utilizada para aplicação de cargas, este conjunto foi acoplado ao polariscópio para viabilizar a padronização dos ensaios.

Para a análise qualitativa o polariscópio foi ajustado no modo de polarização circular. Foi observado o padrão de distribuição de franjas isocromáticas em torno dos cilindros sob a condição de aplicação de carga, onde quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão, e quanto mais próximas, maior a concentração (Figura 34).

Figura 34: Ordem de franjas

Os modelos fotoelásticos obtidos foram levados ao polariscópio para certificação da ausência de franjas prévias à aplicação das cargas experimentais. A presença de franjas nesta fase indica que há tensões residuais no modelo, o qual, neste caso, foi colocado em estufa a 50°C por 10 minutos, para eliminação destas tensões, evitando interferências nos resultados, que poderiam comprometer a confiabilidade do método (Figura 35).

Figura 35: Modelo fotoelástico com pino de Titânio sem tensões residual pronto para iniciar o teste de Fotoelasticidade.

Após a eliminação das tensões aguardou-se 10 minutos em temperatura de aproximadamente 22° C para o resfriamento do modelo antes da aplicação de carga.

No projeto inicial havia o planejamento de uma fotoelasticidade comparativa entre o implante de Zircônia em desenvolvimento e um implante de Titânio já comercializado (Titamax II Plus® de 3,75 x 11mm ,Neodent, Curitiba-PR, Brasil), mas após as dificuldade

encontradas para a usinagem da Zircônia e a complexidade do desenho apresentado pelo implante Titamax, não haveria a possibilidade de comparação de desempenho entre os implantes. Além disso, estaríamos comparando formas distintas de implantes confeccionados com materiais distintos. Entretanto, para demonstrar essas hipóteses, foi executado um projeto piloto conforme o proposto inicialmente e os resultados encontrados corroboram a teoria que não haveria a possibilidade de comparação (Figura 36, 37 e 38).

Figura 36: Modelos fotoelásticos obtidos para projeto piloto, bloco esquerdo implante Titamax II Plus® de 3,75 x 11mm com cicatrizador e o bloco da direita apresenta o implante de Zircônio modelo Z-02.

Figuras 37 e 38: (B) - Aplicação de 200 N sobre o implante comercial de Titânio Titamax II Plus® de 3,75 x 11mm com cicatrizador de 5mm. (C) - Aplicação de 200 N sobre o implante de Zircônia modelo Z-02.

Após os ensaios fotoelasticidade preliminares optou-se também por executar a mesma metodologia descrita, mas com cilindros de formas iguais, ou seja, cilindros com mesmo diâmetro (4,7mm) e comprimento (15mm) tanto de Zircônia como de Titânio Grau 4 sem espiras (Figura 39 e 40).

Figura 39: Aplicação de 200N de força sobre um cilindro de Zircônia com 4,7mm de diâmetro e 15mm de comprimento.

Figura 40. Aplicação de 200N de força sobre um cilindro de Titânio Grau 4 com 4,7mm de diâmetro e 15mm de comprimento.

As avaliações qualitativas dos ensaios de fotoelasticidade entre os cilindros de Zircônia e Titânio foram executadas e posteriormente foram repetidas com os implantes Z-03 e T-03 comparativamente, caracterizando assim que qualquer possível diferença de distribuição de força que ocorra entre os ensaios da Zircônia e do Titânio, serão única e exclusivamente propriedades do material em questão, e não de formas distintas.

4.6.4- Análise quantitativa Fotoelástica

Após cada aplicação de carga e análise qualitativa, o modelo fotoelástico foi novamente checado no polariscópio quanto à presença ou ausência total de franjas, e submetido ao relaxamento térmico das tensões como descrito anteriormente.

Aplicado o carregamento proposto (200N) foi feita a captura da imagem para posterior análise qualitativa e a seguir foi realizada a análise quantitativa.

Para a análise quantitativa, o polariscópio foi ajustado para o modo de polarização plana e foi acoplada ao conjunto uma lente de aumento de 10X (Nikon, Tóquio, Japão) (Figura 41).

Figura 41: Polariscópio para análise quantitativa. 1 – Lupa com filtro monocromático.

Foram analisados dois pontos na região cervical e três ponto na região apical de cada cilindro e implante totalizando assim 5 pontos de leitura quantitativa por espécime. Para a reprodução exata do local dos pontos em cada modelo, os mesmos foram marcados no modelo mestre e transferidos para uma folha de acetato. Após a marcação, foram realizadas perfurações nestes pontos para que pudessem ser transferidos para os modelos fotoelásticos. Com o intuito de colocar a folha de acetato com os pontos sempre na mesma posição, foram realizadas marcações de referência na região cervical dos implantes. A figura 42 ilustra a posição dos pontos de interesse que foram adotados neste estudo.

Figura 42: Distribuição dos 5 pontos para leituras quantitativas de fotoelasticidade. (A) Implante de zircônia forma Z-03 (B) Implante de Titânio forma T-03.

Os valores de ordem de franja (n) foram calculados em cada ponto por meio da leitura das ordens de franjas visualizadas no modelo fotoelástico, empregando o método de Senarmont (MONTAROU; GAYLORD, 2004).

Para aplicar o método de Senarmont, foi acoplada ao polariscópio uma lupa com aumento de 10X, a qual possui um filtro monocromático que permite visualizar apenas as cores preta e amarela. A cor preta representa as franjas isoclínicas, e a cor amarela a região intermediária entre as franjas Bernardes (2004). O modelo fotoelástico foi posicionado entre os filtros polarizadores. O filtro analisador foi alinhado ao segundo filtro polarizador. Identificou-se o ponto a ser lido e entre quais ordens de franja ele se encontrava. Girou-se o suporte com o modelo, no sentido horário, até que uma franja isoclínica ficasse posicionada sobre o ponto a ser analisado, tornando-o totalmente escuro. A partir desta posição, referida em graus na escala do suporte, o modelo foi girado em mais 45° no sentido horário, e nesta posição o ponto tornou-se totalmente claro. O disco do analisador, representativo das frações de ordens de franja (0,0 a 1,0 n), foi então girado no sentido horário até que uma franja isoclínica passasse

novamente pelo ponto, tornando-o novamente escuro. Ao girar o analisador observou-se qual franja foi aproximada ao ponto para escurecê-lo. Como o ponto está localizado entre duas ordens de franja, se a franja que se aproxima é a de maior ordem, o valor de fração medido na escala do analisador deve ser subtraído do valor desta franja. Ao contrário, se a que se aproxima é a de menor valor, o valor de fração medido na escala do analisador deve ser somado a esta menor franja. Este método permitiu localizar a exata ordem de franja para os pontos analisados (Figura 43)

Figura 43: Analisador do polariscópio.

A constante óptica do material foi determinada através do teste de compressão diametral (Figura 44) conforme descrito por Bernardes (2004). Este teste foi realizado para cada manipulação de resina fotoelástica, obtendo-se a média de 3,65 Brewster.

Figura 44: Ensaio de compressão diametral, necessário para determinação da constante óptica do material.

Conhecendo a espessura (b) dos modelos fotoelásticos em milímetros, a constante óptica (K) da resina fotoelástica empregada no estudo em Brewsters, os valores de ordem de franja dos pontos estudados (n) e comprimento de ondas (λ) para materiais plásticos (570 nm), foi aplicada a equação da Lei óptica das tensões, obtendo-se assim os valores das tensões principais (σ) em MPa para cada ponto.

Equação da Lei óptica das tensões:

$$\frac{n \cdot \lambda}{b \cdot K} = \sigma$$

Os valores de tensão foram submetidos à Análise Estatística (2-way ANOVA, teste de Bonferroni, $p < 0,05$), com auxílio do Software GraphPad Prism (Versão 5.04, GraphPad Software Inc, La Jolla, California, USA).

4.7- Ensaio de Fadiga Termo-Mecânico.

Para o ensaio de fadiga mecânica e térmica foi utilizado o equipamento termomecânico modelo ER 37000 (ERIOS Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda. São Paulo – SP – Brasil) o auxílio à Pesquisa Regular da FAPESP (Processo FAPESP número 2011/08395-9). (Figura 45).

Figura 45: Máquina de ensaio de fadiga mecânica e térmica ER 37000.

O ER 37000 consiste em um equipamento eletro pneumático, com módulos mecânico e térmico, projetado para avaliação de resistência de materiais. O módulo de fadiga mecânica contém acionadores e reguladores de pressão (1 a 6 bar, resultando em forças de 44,2 N a 265 N) para os 10 pistões pneumáticos verticais (Figura 46) (Norgren Ltda. tipo RA/192025/JMX/100) e 1 pistão horizontal o qual não foi utilizado nesta pesquisa (Norgren Ltda- São Paulo -SP.)

Figura 46: Módulo de ciclagem de Fadiga Mecânica aberto, evidenciando os 10 pistões atuadores verticais. (Norgren Ltda Av. Eng. Alberto de Zagottis, 696 - São Paulo -SP. Pistões RA/192025/JMX/100)

Os pistões verticais são cilindros com hastes duplas com roscas nas extremidades destas hastes, constituídas de aço inoxidável. Estes pistões apresentam diâmetro interno de 25mm e deslocamento total possível da haste de 100mm (Figuras 47, 48 e 49).

Figura 47: Esquema da entrada e saída de ar dos pistões Norgren RA/192025/JMX/100.

Figura 48: Esquema dos pistões pneumáticos verticais Norgren RA/192025/JMX/100. Onde ZJ = 45mm, ZM = 51mm e # = 100mm

Figura 49: Identificação do pistão vertical Norgren RA/192025/JMX/100.

A alimentação de energia do módulo de fadiga mecânica é feita em 220V, com baixa amperagem (disjuntor de 5A) já que para este módulo os pistões são pneumáticos, não consumindo energia elétrica; o componente elétrico deste módulo, que têm o maior consumo de energia, é uma resistência posicionada na parte inferior deste módulo de fadiga (300W) a qual é acionada quando se quer controlar a temperatura em 37°C. Durante a nossa pesquisa esta resistência foi acionada somente para o grupos submetidos a fadiga mecânica (TiM/ZrM), onde não havia a ciclagem térmica, mantendo assim a temperatura do experimento em 37°C±2°C.

Para suprir a necessidade de ar comprimido 24 horas por dia, todos os dias da semana, e para que o acionamento fosse sempre padronizado, foi desenvolvida uma rede de distribuição em tubos de cobre 5/16 polegadas (7,94 mm de diâmetro interno), interligando a rede de ar da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP), a um compressor (Schulz S/A. Joinville - Santa Catarina - Brasil Modelo CSL-40 BR/250, o qual é de dedicação exclusiva a este equipamento (Tabela 01).

Informações compressor CSL-40 BR/250	
Deslocamento efetivo	27,5 pcm
Deslocamento teórico	1.133 litros/minuto
Deslocamento teórico	40 pcm
Diâmetro de Saída	½ Polegada
Dimensão LxAxC (mm)	630 x 1160 x 1580
Número de estágio	2
Número de Pistões	2 em linha
Rotações por minuto	1.050
Ruído	92 (dB A)
Tempo de carga do reservatório	3'25"
Tipo do motor	B
Volume de óleo	1.500 ml
Volume do reservatório	261 litros
Potência do motor	10 Hp (7,5 kW)
Peso líquido	235 Kg

Tabela 01: Dados referentes ao compressor Schulz CSL-40 BR/250.

Para a ligação do compressor a rede elétrica, foi necessário a condução de três cabos de cobre especial de diâmetro de 10 mm², juntamente com um painel de acionamento controlado do motor elétrico do compressor, desenvolvido pela empresa D.L.A. (Instalações elétricas Ribeirão Preto -São Paulo Brasil), (Foto 50), proporcionando acionamento do motor elétrico do compressor de forma suave e gradativa garantindo, desta forma, uma maior vida útil do conjunto.

Figura 50: Painel para acionamento controlado do compressor, contendo um Soft Starter.

Para a quantificação e regulação da força aplicada pelos pistões foi observada a tabela fornecida pelo fabricante do equipamento (Figura 51). Segundo o manual do fabricante, a pressão máxima que a máquina suporta é 6 bar, ou seja trabalhando em sua capacidade máxima, já que seus pistões de atuação são de 25mm de diâmetro (Norgren RA/192025/JMX/100) e a força máxima de trabalho de trabalho seria de 265 N.

Tabela Forças dos Cilindros																
Pressão de trabalho bar		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Ø	mm	Força do cilindro (N)														
8	4,5	9,0	13,6	18,1	22,6	27,1	31,7	36,2	40,7	45,2	49,8	54,3	58,8	63,3	67,9	
10	7,1	14,1	21,2	28,3	35,3	42,4	49,5	56,5	63,6	70,7	77,8	84,8	91,9	99,0	106	
12	10,2	20,4	30,5	40,7	50,9	61,0	71,3	81,4	91,6	101	112	122	132	143	153	
16	18,1	36,2	54,3	72,4	90,5	109	127	145	163	181	199	217	235	253	271	
20	28,3	56,5	84,8	113	141	170	198	226	254	283	311	339	368	396	424	
25	44,2	88,4	133	177	221	265	309	353	398	442	486	530	574	619	663	
32	72,4	145	217	290	362	434	507	579	651	724	796	869	941	1010	1090	
40	113	226	339	453	565	679	792	905	1020	1130	1240	1360	1470	1580	1700	
50	177	353	530	707	884	1060	1240	1410	1590	1770	1940	2120	2300	2470	2650	
63	281	561	842	1120	1400	1680	1960	2240	2520	2810	3090	3370	3650	3930	4210	
80	452	905	1360	1810	2260	2710	3170	3620	4070	4520	4980	5430	5880	6330	6790	
100	707	1410	2120	2830	3530	4240	4950	5650	6360	7070	7780	8480	9190	9900	10600	
125	1100	2210	3310	4420	5520	6630	7730	8840	9940	11000	12100	13300	14400	15500	16600	
160	1810	3620	5430	7240	9050	10900	12700	14500	16300	18100	19900	21700	23500	25300	27100	
200	2830	5650	8480	11300	14100	17000	19800	22600	25400	28300	31100	33900	36800	39600	42400	
250	4420	8840	13300	17700	22100	26500	30900	35300	39800	44200	48600	53000	57400	61900	66300	
320	7240	14500	21700	29000	36200	43400	50700	57900	65100	72400	79600	86900	94100	101000	109000	

Figura 51: Tabela de força dos cilindros, relacionando a pressão regulada e o diâmetro da parte interna do cilindro

No presente trabalho durante a ciclagem mecânica foi utilizada a força de 133N (De Boever JA et al. 1978, Fontijn-Tekamp FA, et al 2000) correspondentes à força de mordida da região de dentes anteriores em pacientes com oclusão normal.

Os reguladores de pressão do modulo mecânico do equipamento ER 37000 (ERIOS Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda. São Paulo – SP – Brasil) apresentam calibração em psi, Kg/cm² ou Mpa. O barômetro foi regulado para passagem constante de 43 psi de pressão para o modulo de fadiga mecânica o que corresponde a 3 bar sendo assim cada pistão atuou com a força desejada de 133N (Figuras 51 e 52).

Figura 52: Barômetro com regulagem de 43psi que corresponde a 3bar de pressão para o modulo de fadiga mecânica resultando em uma força aplicada pelos pistões de 133 N.

A fim de garantir um fornecimento de ar sem impurezas residuais (óleo, água, agentes contaminante) provenientes do compressor Schulz CSL-40 BR/250 e do sistema de ar comprimido da FORP-USP, a drenagem do reservatório do compressor foi realizada todas as manhãs para garantir que não ocorresse o acúmulo de impurezas no reservatório, o que poderia

comprometer o deslocamento de trabalho dos pistões aplicadores de carga do módulo de fadiga mecânica. Outra medida de segurança adotada frente as impurezas foi a instalação de filtros de ar coalescentes entre a rede e o módulo de fadiga mecânica. Foram instalados dois filtros (Norgren Ltda - São Paulo -SP.) (Figura 53).

Figura 53: Conjunto de filtros de ar Norgren, responsáveis pela retenção de óleo, impurezas e água, garantindo assim um correto funcionamento dos pistões pneumáticos de aplicação de carga.

Cada espécime sofreu dois milhões de ciclos mastigatórios (2×10^6), programados através de seu Micro Controlador Programável CLIC-02 (Weg Equipamentos Elétricos S/A Jaraguá do Sul - SC) (Foto 54), para executar a programação desejada a cada $\frac{1}{2}$ segundo, ou seja a cada 1 segundo tínhamos duas compressões de 133N em cada espécime, o que corresponde a uma velocidade de trabalho de 2 Hz, estando assim dentro dos limites estabelecidos pela norma ISO 14081, quando se utiliza meios líquidos para realização dos ensaios.

Figura 54: Micro Controlador Programável CLIC-02 (Weg Equipamentos Elétricos S/A Av. Pref. Waldemar Grubba 3000 Jaraguá do Sul - SC)

Conforme a configuração descrita anteriormente, para cada um dos 4 grupos, o tempo de trabalho total para o ensaio de fadiga foi de 4×10^6 segundos, o que correspondeu a 1.111 horas de trabalho ou 46,5 dias ininterruptos, justificando-se assim a necessidade de um compressor de dedicação exclusiva.

4.7.1- Preparo dos espécimes para ensaio de Fadiga Termomecânico.

Para a execução do ensaio de Fadiga Termomecânico, os implantes Z-03 e T-03 foram incluídos em uma resina de Poliuretano (F16 POLYOL Lote de fabricação SKRP-1105313 Validade 20-11-12 (A) (Figura 55) e F16 Isocyanate Lote de fabricação SKRP-1105556, Validade 20-11-12 (B) (Figura 56). AXSON Technologies Rue de l'Équerre, F-95310 Saint-Ouen-l'Aumône). Este poliuretano atinge a densidade de $1,05\text{g/cm}^3$ de acordo com o fabricante e apresenta módulo de elasticidade próximo ao do osso humano sendo então indicado para estudos em *in vitro* de inclusão de implantes (MORETTI, 2011).

Figura 55: Aspecto da F16 POLYOL, momento de pesagem 4 gramas (Reagente A)

Figura 56: Aspecto da F16 Isocyanate, momento de pesagem 4 gramas (Reagente B)

A proporção de reagente A / B de poliuretano recomendado pelo fabricante para atingir uma mistura adequada para os fins industriais é de 1:1 e de acordo com Moretti (2011) esta proporção deve ser mantida para assegurar a comparação entre o osso humano e a resina de poliuretano F16 (Figura 57)

Figura 57: Aspecto do poliuretano F16 após a manipulação do reagente A e B.

As inclusões foram executadas seguindo a normas recomendadas pelas ISO 14081 (Figura 58).

Figura 58: Esquema de aplicação de força removido da ISO 14081. 1- Dispositivo de carregamento, 2- Nível ósseo nominal, 3- Peça de ligação, 4- Região para aplicação de carga hemisférica, 5- Corpo de implante dentário 6- Suporte da amostra.

No presente estudo, por se tratar de um implante de corpo único (modelo Z-03), o elemento 3 da figura 58, que corresponde a peça de ligação entre o implante e o componente protético não foi utilizada. Dessa maneira, para assegurar a reprodutibilidade e a confiabilidade dos ensaios, foi mantida a distância de 8 mm entre o ponto C da figura 58 e a base óssea nominal (ponto 2 na figura 58). Para o design Z-03 obtivemos uma cabeça protética de 5 mm, para simular os 8 mm necessários para o ensaio, acrescentado de 3 mm que corresponderia a perda óssea após alguns anos de uso do implante, totalizando assim 8 mm. Tal configuração foi adotada justamente pensando na pior casuística de utilização destes implantes, ou seja uma região anterior, com severa reabsorção óssea após uso de implante, mas ainda com osseointegração sujeita a forças de até 133N, corroborando assim com uma das normativas da ISO 14081 já mencionada acima de pior casuística.

Para assegurar que todos os implantes fossem incluídos com uma angulação de 30° na resina de poliuretano, foi desenvolvido um anteparo para fixação no delineador que garantiu a correta inclinação do implante (Figura 59 e 60).

Figura 59: Anteparo elaborado pelo nossa equipe e produzido na oficina de precisão do compus da USP em Ribeirão Preto

Figura 60: Anteparo incorporado ao delineador que assegura a inclinação de 30° dos implantes.

Para acoplar o implante angulado ao sistema ER 37000 (ERIOS Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda.) foi necessário o desenvolvimento de uma matriz em poliacetato para garantir a perfeita adaptação entre o modelo de resina de poliuretano e a base de assentamento para os espécimes no módulo mecânico (Figura 61).

Figura 61: Porta espécimes do módulo de fadiga mecânica do equipamento ER 37000 (ERIOS Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda. São Paulo – SP – Brasil)

A matriz foi desenvolvida em duas partes onde uma das partes consistia em cilindro de 30 mm de altura com diâmetro de 33,2mm, perfuração interna de 25,2mm com uma parede de espessura de 4mm. A segunda parte consistia em um cilindro maciço em forma de embolo onde a base inferior media 33,2mm com altura de 25 mm seguido de um degrau de desgaste em

torno de toda a matriz de 4mm. No final deste entalhe iniciou-se a confecção do êmbulo propriamente dito que também tinha a forma cilíndrica e maciça e altura de 30mm e diâmetro de 25,2mm, de tal forma que as duas peças mencionadas acima se encaixavam perfeitamente, para gerar a altura desejada. Para as inclusões dos implantes foi confeccionado um espaçador com altura de 15mm (Figura 62 e 63) garantindo assim que os modelos obtidos a partir desta matriz de poliacetato se encaixassem perfeitamente no porta espécimes (Figura 61) mencionado acima.

Figura 62: Planejamento da matriz para uma perfeita adaptação do conjunto ao sistema ER 37000

Figura 63: Matriz Bi-Partida de Poliacetato confeccionada.

Com a matriz em posição (Figura 63) juntamente com anteparo para angulação do implante (Figura 60) efetuou-se a manipulação da resina de poliuretano F-16 (AXSON Technologies) na proporção de 1:1 em peso, seguindo as orientações do fabricante. Foram utilizados 4 gramas do reagente A e 4 gramas do reagente B para cada inclusão. O poliuretano manipulado foi vertido no interior da matriz bipartida, assumindo a forma cilíndrica interna da matriz com a altura determinada pelo espaçador em posição (Figura 64 e 65).

Figura 64: Matriz e implantes angulados em 30°, a resina de poliuretano conformou-se de acordo com o formato da região interna da matriz.

Figura 65: Resina de Poliuretano F16 na região interna da matriz de poliacetato, fixando o implante com angulação de 30°.

Neste estudo não foi utilizado nenhum tipo de material entre os implantes e a resina de poliuretano no momento da inclusão simulando, assim, um perfeito embricamento mecânico entre o implante e a resina, o que se aproximaria da estabilidade primária obtida de um implante colocado *in vivo*.

O procedimento de inclusão foi executado em 30 implantes de Zircônio (Z-03) e 30 implantes de Titânio (T-03), totalizando assim 60 espécimes divididos em 6 grupos (N=10). A tabela 02 demonstra a distribuição dos espécimes frente aos tratamentos.

Tratamentos	Titânio	Zircônia
Controle	10 Ti	10 Zi
Fadiga Mecânica	10 TiM	10 ZiM
Fadiga Termomecânica	10 TiTM	10 ZiTM

Tabela 02: Distribuição e nomenclatura dos espécimes frente aos tratamentos.

Após a desinclusão dos espécimes da matriz de poliacetato, estes foram aleatoriamente distribuídos aos tratamentos propostos respeitando somente o material do qual implante era confeccionado.

4.7.2- Ensaio de fadiga mecânica sem alteração da temperatura.

Os grupos TiM e ZrM foram submetidos ao ensaio de fadiga mecânica sem alteração da temperatura, conduzido a 37°C com o auxílio de resistência localizada na parte inferior do módulo de fadiga mecânica que mantem o conjunto aquecido.

Foram executados 2×10^6 ciclos de aplicação de carga para cada espécime, sendo que o módulo de fadiga nos permite trabalhar com 10 espécimes simultaneamente (Figura 66). Visando melhor padronização, ambos os implantes (Ti e Zr) foram colocadas sequencialmente no equipamento, sendo testados ao mesmo tempo. O aplicador utilizado para aplicação da força apresentava ponta ovoide (Figura 67).

Figura 66: Vista interna do módulo de Fadiga mecânica evidenciando os 10 pistões atuadores de força.

Figura 67: Espécime do grupo ZrM em posição no módulo de fadiga mecânico com a atuação da ponta de força ovoide.

4.7.3- Ensaio de fadiga mecânica com alteração da temperatura

Os grupos TiTM e ZrTM foram submetidos ao ensaio de fadiga Termomecânica com temperaturas variando de 2°C a 5°C, de 35°C a 37°C e de 50° a 55°C. Cada faixa de temperatura fica em contato 35 segundos com o espécime, sendo o ciclo completo do modulo térmico composto de 175 segundos. Foram executados 5.714 ciclos de temperatura (Figura 68).

Figura 68: Espécime do grupo ZrTM em posição no módulo de fadiga mecânico com a atuação da ponta de força ovoide, juntamente com a ciclagem térmica

4.8- Ensaio de resistência Flexural.

O ensaio de resistência flexural foi executado utilizando a maquina Universal de Ensaio (EMIC-DL2000 EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA. - São José dos Pinhais - PR - Brasil) a velocidade de 0,5 mm por segundo seguindo as orientações da ISO 14081 (Figura 69).

Figura 69: Ensaio de resistência flexural sendo executada em um implante de zircônia do grupo ZrM.

Os valores de tensão foram submetidos à Análise Estatística (2-way ANOVA, teste de Bonferroni, $p < 0,05$), com auxílio do Software GraphPad Prism (GraphPad Software Inc).

5.0 - Resultados

5- Resultados.

5.1- Fotoelasticidade

5.1.1- Resultados fotoelásticos qualitativos

5.1.1.1- Resultados qualitativos da fotoelasticidade dos cilindros de Zircônia e Titânio.

O posicionamento e a tensão aplicada foram semelhantes a todos os cilindros. O resultado qualitativo comparativo entre estes grupos pode ser observado na figura 70.

Figura 70: Comapração entre as fotoelasticidades observadas em cilindros de Titânio (esquerda) e nos cilindros de Zircônia (lado Direito), todos com a mesma ponta aplicadora e com a mesma carga de 200N.

5.1.1.2- Resultados qualitativos da fotoelasticidade de Implantes de Zircônia e Titânio.

O mesmo procedimento de avaliação qualitativa de distribuição de força foi executada para os pinos de Implante de Titânio (T-03) e Zircônia (Z-03). Os resultados podem ser observados na Figura 71.

Figura 71: Comparação entre as fotoelasticidades observadas entre implantes de Titânio (esquerda) e de Zircônia (lado Direito), todos com a mesma ponta aplicadora e com a mesma carga de 200N.

5.1.1- Resultados fotoelásticos quantitativos

5.1.2.1- Resultados quantitativos da fotoelasticidade de cilindros de Zircônia e Titânio.

As ordens de franja nos 5 pontos de cada modelo fotoelástico podem ser vistas nas tabelas 03 para cilindros de titânio e 04, para cilindros de zircônia. Nas tabelas 05 e 06 podem ser vistos os valores de tensão correspondentes de cada ponto estudado (MPa)

Tabela 03: Ordens de franja dos pontos observados nos modelos contendo cilindros de Titânio com aplicação de carga de 200N.

	Ponto 01	Ponto 02	Ponto 03	Ponto 04	Ponto 05
Cilindro de TITÂNIO 01	1,17	2,37	2,84	1,88	1,34
Cilindro de TITÂNIO 02	1,7	2,11	3	2,6	1,59
Cilindro de TITÂNIO 03	1,37	2,37	2,75	2,11	1,32
MÉDIA	1,413	2,283	2,863	2,197	1,417
DESVIO PADRÃO	0,268	0,150	0,127	0,368	0,150

Tabela 04: Ordens de franja dos pontos observados nos modelos contendo cilindros de Zircônia com aplicação de carga de 200N.

	Ponto 01	Ponto 02	Ponto 03	Ponto 04	Ponto 05
Cilindro de ZIRCÔNIA 01	1,95	1,77	2,59	1,86	1,86
Cilindro de ZIRCÔNIA 02	1,94	2,23	2,69	2,08	2,2
Cilindro de ZIRCÔNIA 03	1,79	1,64	2,17	1,68	1,74
MÉDIA	1,893	1,880	2,483	1,873	1,933
DESVIO PADRÃO	0,090	0,310	0,276	0,200	0,239

Tabela 05: Valores de tensões em MPa observadas em cada ponto da análise quantitativa, sobre modelos fotoelásticos com cilindros de Titânio (Grau 4) com aplicação de carga de 200N.

	Ponto 01	Ponto 02	Ponto 03	Ponto 04	Ponto 05
Cilindro de TITÂNIO 01	12,60	25,52	30,59	20,25	14,43
Cilindro de TITÂNIO 02	18,31	22,72	32,31	28,00	17,12
Cilindro de TITÂNIO 03	14,75	25,52	29,62	22,72	14,22
MÉDIA	15,22	24,59	30,84	23,66	15,26
DESVIO PADRÃO	2,88	1,62	1,36	3,96	1,62

Tabela 06: Valores de tensões em MPa observadas em cada ponto da análise quantitativa, sobre modelos fotoelásticos com cilindros de Zircônia, com aplicação de carga de 200N.

	Ponto 01	Ponto 02	Ponto 03	Ponto 04	Ponto 05
Cilindro de ZIRCÔNIA 01	21,00	19,06	27,89	20,03	20,03
Cilindro de ZIRCÔNIA 02	20,89	24,02	28,97	22,40	23,69
Cilindro de ZIRCÔNIA 03	19,28	17,66	23,37	18,09	18,74
MÉDIA	20,39	20,25	26,75	20,18	20,82
DESVIO PADRÃO	0,97	3,34	2,97	2,16	2,57

A comparação das médias de tensão (2way ANOVA, Bonferroni, $p < 0,05$) para os cilindros pode ser vista na Tabela 7 e Gráficos 1 e 2.

Tabela 07: Comparação das médias (desvio-padrão) de tensões (MPa) para cilindros de Titânio e Zircônia (2-way ANOVA, Bonferroni, $p < 0,05$).

	Ponto 01	Ponto 02	Ponto 03	Ponto 04	Ponto 05
Cilindro de Titânio	15,22($\pm 2,88$)aA	24,59($\pm 1,62$)aBC	30,84($\pm 1,36$)aB	23,66($\pm 3,96$)aC	15,26($\pm 1,62$)aA
Cilindro de Zircônia	20,39($\pm 0,97$)aA	20,25($\pm 3,34$) aA	26,75($\pm 2,97$)aA	20,18($\pm 2,16$)aA	20,82($\pm 2,57$)aA

Letras iguais, minúsculas na coluna e maiúsculas na linha, indicam não haver diferença estatisticamente significativa.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes na tensão encontrada nos 5 pontos estudados quando comparados os cilindros de Zircônia e Titânio (Gráfico 01).

Gráfico 01: Representação gráfica da comparação das médias das tensões encontradas nos 5 pontos quando utilizados os cilindros de Titânio e Zircônia. Não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os 5 pontos estudados comparativamente entre os materiais.

Nota-se, no gráfico 01, que os valores médios das tensões foram superiores para os cilindros de Titânio nos pontos 2, 3 e 4; para os pontos 1 e 5 os maiores valores médios de tensões encontrados foram para os cilindros de Zircônia, entretanto em nenhum caso houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais.

Quando comparada a tensão nos pontos de um mesmo material (Gráfico 02) verificou-se que não houve diferença estatística para na tensão entre o pontos para os cilindros de zircônia. Para os cilindros de Titânio, ocorreu maior tensão no ponto 3, que foi semelhante apenas ao ponto 2 ($p > 0,05$) e diferente relação aos demais ($p < 0,05$). Ocorreu o mesmo nível de tensão entre os pontos 1 e 5 ($p > 0,05$), o mesmo sendo observado para os pontos 2 e 4 ($p > 0,05$).

Gráfico 02: Comparação das médias das tensões encontradas nos 5 pontos do modelo fotoelástico quando utilizados os cilindros de Titânio e Zircônia. Comparação entre os pontos dentro do mesmo material. Letras iguais e linha horizontal indicam não haver diferença estatisticamente significantes entre os pontos estudados.

5.1.2.2- Resultados quantitativos da fotoelasticidade de Implantes de Zircônia e Titânio.

As ordens de franja nos 5 pontos de cada modelo fotoelástico podem ser vistas nas tabelas 08 para implantes de titânio e 09 para implantes de zircônia. Nas tabelas 10 e 11 podem ser vistos os valores de tensão correspondentes de cada ponto estudado (MPa).

Tabela 08: Ordens de franja dos pontos observados nos modelos contendo implantes de Titânio com aplicação de carga de 200N.

	Ponto 01	Ponto 02	Ponto 03	Ponto 04	Ponto 05
Implante de TITÂNIO 01	2,04	2,49	4,00	2,55	1,72
Implante de TITÂNIO 02	1,74	2,22	3,64	2,18	1,36
Implante de TITÂNIO 03	1,45	2,53	3,72	2,27	1,48
MÉDIA	1,743	2,413	3,787	2,333	1,520
DESVIO PADRÃO	0,295	0,169	0,189	0,193	0,183

Tabela 09: Ordens de franja dos pontos observados nos modelos contendo Implantes de Zircônia com aplicação de carga de 200N.

	Ponto 01	Ponto 02	Ponto 03	Ponto 04	Ponto 05
Implante de ZIRCÔNIA 01	1,4	2,08	3,33	2,15	1,34
Implante de ZIRCÔNIA 02	1,74	2,26	3,48	2,19	1,65
Implante de ZIRCÔNIA 03	1,22	1,76	2,92	1,86	1,37
MÉDIA	1,453	2,033	3,243	2,067	1,453
DESVIO PADRÃO	0,264	0,253	0,290	0,180	0,171

Tabela 10: Valores de tensões em MPa observadas em cada ponto da análise quantitativa, sobre modelos fotoelásticos com implantes de Titânio com aplicação de carga de 200N.

	Ponto 01	Ponto 02	Ponto 03	Ponto 04	Ponto 05
Implante de TITÂNIO 01	21,97	26,82	43,08	27,46	18,52
Implante de TITÂNIO 02	18,74	23,91	39,20	23,48	14,65
Implante de TITÂNIO 03	15,62	27,25	40,06	24,45	15,94
MÉDIA	18,78	25,99	40,78	25,13	16,37
DESVIO PADRÃO	3,18	1,82	2,04	2,08	1,97

Tabela 11: Valores de tensões em MPa observadas em cada ponto da análise quantitativa, sobre modelos fotoelásticos com implantes de Zircônia, com aplicação de carga de 200N.

	Ponto 01	Ponto 02	Ponto 03	Ponto 04	Ponto 05
Implante de ZIRCÔNIA 01	15,08	22,40	35,86	23,16	14,43
Implante de ZIRCÔNIA 02	18,74	24,34	37,48	23,59	17,77
Implante de ZIRCÔNIA 03	13,14	18,96	31,45	20,03	14,75
MÉDIA	15,65	21,90	34,93	22,26	15,65
DESVIO PADRÃO	2,84	2,73	3,12	1,94	1,84

A comparação das médias de tensão (2-way ANOVA, Bonferroni, $p < 0,05$) para os implantes pode ser vista na Tabela 9 e Gráficos 3 e 4.

Tabela 12: Comparação das médias (desvio-padrão) de tensões (MPa) para implantes de Titânio e Zircônia, (2-way ANOVA, Bonferroni, $p < 0,05$)

	Ponto 01	Ponto 02	Ponto 03	Ponto 04	Ponto 05
Implante de Titânio	18,78($\pm 3,18$)aA	25,99($\pm 1,82$)aB	40,78($\pm 2,04$)aC	25,13($\pm 2,08$)aAB	16,37($\pm 1,97$)aA
Implante de Zircônia	15,65($\pm 2,84$)aA	21,90($\pm 2,73$)aA	34,93($\pm 3,12$)bB	22,26($\pm 1,94$)aA	15,65($\pm 1,84$)aA

Letras iguais, minúsculas na coluna e maiúsculas na linha, indicam que não há diferença estatisticamente significativa

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$) entre os pontos estudados quando comparados os implantes de Zircônia e Titânio (Gráfico 3), com exceção do ponto 03 ($p < 0,05$). Quando comparada a tensão nos pontos de um mesmo material, observou-se que, para o implante de zircônia, a maior tensão ocorreu para o ponto 3, que apresentou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em relação a todos os outros pontos, que não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre si. Para os

implantes de titânio, o ponto de maior concentração de tensões foi também o ponto 3, com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) em relação aos demais grupos, seguido do ponto 02, diferente estatisticamente ($p < 0,05$) em relação aos demais grupos, com exceção do ponto 04. O ponto 01 apresentou tensão em níveis semelhantes ($p > 0,05$) aos pontos 04 e 05.

Gráfico 03: Comparação das médias das tensões encontradas nos 5 pontos do modelo fotoelástico quando utilizados os implantes de Zircônia e Titânio. Colunas sob a linha horizontal indicam resultados diferentes estatisticamente ($p < 0,05$).

5.2- Resistência Flexural

Para determinar a tensão envolvida neste ensaio adotou-se que a região de fratura dos implantes (Figura 72), apresentavam 3,3 mm de diâmetro após a sinterização final.

Os resultados de resistência flexural para cada uma das amostras podem ser observados nas tabelas 13 (para implantes de Zircônia) e 14 (para implantes de Titânio). O cálculo da Tensão foi realizado pela fórmula:

$\sigma = P/A$, onde P é a força máxima aplicada (Kgf) e A a área transversal (mm) na região da fratura (Figura 72), calculada pela fórmula $A=\pi r^2$. Para conversão dos valores em MPa, o valor de tensão (Kgf/cm²) foi dividido por 9,8.

Figura 72: Região do implante onde ocorreram as fraturas.

Tabela 13 – Valores de força máxima apresentados em Kgf (quilograma-força) e resistência flexural (MPa) de implantes de zircônia.

Grupos	Código	Força máxima (Kgf)	Tensão (MPa)
Controle	01 Zr	65,29	77,47
	02 Zr	41,65	49,42
	03 Zr	53,33	63,28
	04 Zr	52,29	62,04
	05 Zr	57,29	67,98
	06 Zr	63,13	74,91
	07 Zr	50,5	59,92
	08 Zr	62,72	74,42
	09 Zr	61,7	73,21
	10 Zr	59,45	70,54
	Média (desvio padrão)	56,73 ($\pm 7,30$)	67,32 ($\pm 8,67$)
Ciclagem Mecânica	01 ZrM	45,26	53,70
	02 ZrM	55,4	65,73
	03 ZrM	59,56	70,67
	04 ZrM	46,87	55,61
	05 ZrM	58,94	69,93
	06 ZrM	49,42	58,64
	07 ZrM	54,03	64,11
	08 ZrM	55,8	66,21
	09 ZrM	57,65	68,40
	10 ZrM	57,4	68,11
	Média (desvio padrão)	54,03 ($\pm 5,09$)	64,11 ($\pm 6,04$)
Ciclagem Termomecânica	01 ZrTM	56,11	66,58
	02 ZrTM	65,82	78,10
	03 ZrTM	41,65	49,42
	04 ZrTM	64,8	76,89
	05 ZrTM	62,33	73,96
	06 ZrTM	50,76	60,23
	07 ZrTM	60,48	71,76
	08 ZrTM	64,53	76,57
	09 ZrTM	53,61	63,61
	10 ZrTM	50,69	60,14
	Média (desvio padrão)	57,078 ($\pm 7,91$)	67,72 ($\pm 9,38$)

Tabela 14 – Valores de força máxima apresentados em Kgf (quilograma-força) e resistência flexural (MPa) de implantes de titânio.

Grupos	Código	Força máxima (Kgf)	Tensão (MPa)
Controle	01 Ti	162,54	192,86
	02 Ti	176,82	209,80
	03 Ti	181,33	215,15
	04 Ti	182,69	216,77
	05 Ti	174,27	206,78
	06 Ti	167,89	199,21
	07 Ti	180,06	213,64
	08 Ti	163,98	194,57
	09 Ti	175,47	208,20
	10 Ti	173,56	205,93
	Média (desvio padrão)	173,86 ($\pm 7,03$)	206,29 ($\pm 8,35$)
Ciclagem Mecânica	01 TiM	174,87	207,49
	02 TiM	185,8	220,46
	03 TiM	181,63	215,51
	04 TiM	168,9	200,40
	05 TiM	184,32	218,70
	06 TiM	180,67	214,37
	07 TiM	185,32	219,89
	08 TiM	163,32	193,78
	09 TiM	176,53	209,46
	10 TiM	179,78	213,31
	Média (desvio padrão)	178,11 ($\pm 7,36$)	211,34 ($\pm 8,74$)
Ciclagem Termomecânica	01 TiTM	159,98	189,82
	02 TiTM	181,84	215,76
	03 TiTM	169,84	201,52
	04 TiTM	175,36	208,07
	05 TiTM	180,38	214,02
	06 TiTM	165,73	196,64
	07 TiTM	178,76	212,10
	08 TiTM	182,64	216,71
	09 TiTM	176,32	209,21
	10 TiTM	167,78	199,07
	Média (desvio padrão)	173,86 ($\pm 7,66$)	206,29 ($\pm 9,08$)

Os valores de tensão foram analisados estatisticamente (2-way ANOVA, Bonferroni, $p < 0,05$) e a comparação das médias pode ser vista na Tabela 15 e Gráfico 5.

Tabela 15 – Médias ($\pm$ desvio-padrão) de tensão (MPa) de resistência flexural de implantes de Zircônia e Titânio.

	Controle	Fadiga Mecânica	Fadiga Termomecânica
Titânio	206,29 ($\pm$ 8,35)aA	211,34 ($\pm$ 8,74)aA	206,29 ($\pm$ 9,08)aA
Zircônia	67,32 ($\pm$ 8,67)bA	64,11($\pm$ 6,04)bA	67,72 ($\pm$ 9,38)bA

Letras diferentes, minúsculas na coluna e maiúsculas na linha, indicam diferença estatisticamente significativa.

Quando comparados os tratamentos, verificou-se que o Titânio apresentou maior resistência flexural que implantes de Zircônia, com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) para todos os grupos. Quando comparados os diferentes tratamentos para um mesmo material, verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os grupos.

Gráfico 05: Comparação de forças de tensão (MPa) de implantes de titânio e zircônia, após os tratamentos. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. (M – Grupos foram submetidos à fadiga Mecânica e TM – Grupos foram submetidos à fadiga Termomecânica)

6.0 - Discussão

5.0 - Discussão.

Este estudo comparou a transmissão de força e a resistência flexural de implantes de zircônia dopada com ítrio ao de titânio grau 4, submetidos à fadiga mecânica e termomecânica, partindo das hipóteses nulas de que não haveria diferença entre a transmissão de forças entre os materiais testados e que a fadiga termomecânica não seria capaz de interferir na resistência flexural dos implantes. A transmissão de forças foi analisada através do método fotoelástico e a resistência flexural foi verificada a partir da aplicação de forças sobre o implante posicionado a 30°, uma vez que a maioria dos implantes de zircônia são indicados para regiões anteriores (KOHAL, 2009; ANDREIOTELLI, 2009).

A análise dos resultados indicam que as hipóteses nulas podem ser parcialmente aceitas. Quanto à distribuição de tensões, houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre alguns pontos analisados, mas não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os tratamentos a que os implantes foram submetidos, para ambos implantes testados.

Durante o estudo, os primeiros esforços foram dirigidos para o desenvolvimento de um design de implante em corpo único que fosse indicado para a região anterior da maxila, contemplando uma das indicações desse implante (KOHAL, 2009).

Foram desenvolvidos 3 protótipos de implantes de zircônia, buscando sanar todas as dificuldades encontradas ao longo do trabalho de planejamento e confecção. O primeiro desenvolvido (Z-01) não apresentou as dimensões finais da peça dentro de limites clinicamente aceitáveis para um implante intraoral além do que a rosca do implante não foi obtida com precisão e continuidade das espiras; observou-se também a presença de uma rosca dupla nas espiras do implante as quais não estavam planejadas.

O segundo protótipo de implante (Z-02), que se diferenciava do anterior pela forma e pelas dimensões finais, ficando assim mais próximo da realidade clínica dos implantes (15mm de comprimento x 3,57mm de diâmetro), tiveram processos de pré-sinterização e sinterização final diferenciados, obtendo assim maior controle sobre as contrações inerentes a cada queima.

Os padrões de falha de rosca ou mesmo a presença de uma rosca dupla não foram observados no protótipo Z-02. Houve um avanço significativo da macroestrutura comparativamente do Z-01 para Z-02, mostrando assim que as alterações executadas estavam surtindo efeito positivamente para o desenvolvimento do presente trabalho.

Infelizmente, pelo pequeno diâmetro das peças Z-02 (3,5mm), mais de 90% dos implantes falhavam no momento de usinagem, impossibilitando assim a obtenção de todos os espécimes necessários. A fratura da Zircônia ocorria próxima a região de fixação ao torno, pois as forças aplicadas pela ferramentaria de usinagem eram de grande escala, ou as roscas não eram usinadas de forma satisfatória. Tais falhas eram observadas pois o material ainda apresentava baixa resistência corpo verde (antes da sinterização final). Sendo assim, novas modificações macroestruturais foram realizadas na tentativa de sanar este alto índice de fratura.

Para sanar as imperfeições de usinagem do protótipo Z-02 foi desenvolvido o desenho de implante de Zircônia Z-03, que apresenta maior diâmetro final após a usinagem. O comprimento total do protótipo Z-03 é de 15mm e o seu diâmetro é de 4mm após a sinterização final.

Um perfil de entrada e saída do contato da ferramenta de usinagem foi adicionado ao desenho evitando assim as falhas de fratura pelo primeiro e último contato da ferramenta, nas quais ocorriam as maiores falhas de fratura total dos cilindros de Zircônia. O passe de rosca

também foi alterado, aumentando a distância entre as espiras do implante. O resultado final foi o implante Z-03, passível de reprodutibilidade fiel.

No projeto inicial havia o planejamento de realizar fotoelasticidade comparativa entre o pino de implante de Zircônia em desenvolvimento e um implante de Titânio já comercializado (Titamax II Plus® de 3,75 x 11mm ,Neodent, Curitiba-PR, Brasil), mas após as dificuldades encontradas para a usinagem da Zircônia e a complexidade do desenho apresentado pelo implante Titamax, não haveria a possibilidade de comparação de desempenho entre os implantes . Além disso, estaríamos comparando formas distintas de pinos confeccionados com materiais distintos, surgindo assim a necessidade de uma fotoelasticidade comparativa entre cilindros de zircônia e titânio e posteriormente entre os implantes com a mesma forma alterando somente o material de confecção.

O método fotoelástico selecionado para esta pesquisa foi amplamente utilizado por diversos autores (BRODSKY et al, 1975; CRUZ, 2004; LAGANÁ, 1992; KIM et al., 1993), que descrevem e qualificam a fotoelasticidade como um método de análise que possibilita a visualização conjunta das tensões nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que, em outros métodos analíticos, são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças, construídos a partir de dados numéricos.

Haraldson (1980), empregou pela primeira vez a técnica experimental da fotoelasticidade de transmissão com implantes osseointegráveis, e encontrou diferenças na qualidade das ordens de franjas de acordo com a forma da porção ativa do implante (com ou sem roscas), demonstrando a importância do desenho dos implantes para a transferência de tensões ao osso circundante. Segundo o autor os implantes rosqueados exibiam uma distribuição de tensões mais favorável do que aquele sem rosca e esses achados corroboram

os dados coletados no presente estudo, em que os implantes apresentaram uma distribuição de tensões mais uniforme quando comprados aos cilindros de mesmo material.

Um problema comum quando utilizada a metodologia de análise por fotoelasticidade é a tensão residual dos modelos fotoelásticos quando a resina é perfurada para a implantação do pino (CEHRELI et al. 2004; BERNARDES 2005; DA COSTA 2007; JAIMES 2008). Estas tensões podem alterar o resultado das análises. Por esse motivo, as perfurações para a instalação dos cilindros e implantes de titânio e zircônia foram evitadas no presente estudo, executando a inclusão já em posição dos espécimes em resina fotoelástica.

Uma vez aplicada as cargas verticais de 200 N sobre os cilindros de diferentes materiais, o presente estudo mostrou que o desenho dos implantes é um fator importante na distribuição e concentração das tensões, e que estas podem ser minimizada pelo desenho, concordando com Bernardes, (2005) e Da Costa, (2007).

Comparando ao meio bucal, podemos afirmar que há três tipos de forças que podem ser exercidas sobre os implantes dentários: compressão, tensão e cisalhamento. O osso é mais forte quando submetido a carga de compressão, 30% mais fraco quando sujeito às forças de tensão e 65% mais fraco quando sujeito a carga em cisalhamento. Deve ser feita uma tentativa de limitar as forças de cisalhamento aplicadas sobre o osso, já que ele é menos resistente às fraturas netas condições de carga (MISH, 2000).

Os implantes endósseos com forma radicular são carregados na interface osso/implante em puro cisalhamento se utilizamos um implante cilíndrico sem rosca, conforme demonstrado nos testes de fotoelasticidade qualitativa e quantitativa do presente estudo, a menos que características de superfície sejam incorporadas no design das roscas para transformar as cargas de cisalhamento em tipos mais resistentes quando da transmissão de força para o osso (MISH, 2000), explicando assim a tentativa, no presente estudo, de

obtenção de um padrão de rosca e design que favoreceu a distribuição homogênea em todos os pontos estudados, tanto para os implantes de Zircônia como para os de Titânio.

Os implantes rosqueados têm a capacidade de transformar o tipo de força imposta na interface óssea por meio de um cuidadoso controle da geometria da rosca, sendo que o formato da rosca é particularmente importante na alteração do tipo de força aplicado na interface óssea. Mish et al 2000., optou por formato com a ponta em V, porem com a ponta do V levemente arredondada evitando assim uma possível fratura ou falha durante a usinagem

Estas alterações gradativas no formato dos protótipos dos implantes de Zircônia tiveram como função a redução de possível carga de cisalhamento na interface rosca/osso, diminuindo assim o risco de sobrecarga óssea. Este aspecto é particularmente importante nos ossos de baixa densidade comumente encontrados na região anterior da maxila, região esta onde está indicada a colocação da maioria dos implantes de Zircônia.

Em uma análise qualitativa da transmissão da força aplicada sobre os cilindros (sem espiras) observou-se que os cilindros de Zircônia e Titânio apresentaram o mesmo padrão de distribuição de força, porem com intensidades distintas. As intensidades de tensão foram avaliadas pelo método quantitativo e serão discutidas posteriormente, mas de acordo com os resultados já apresentados, podemos afirmar que não houve diferença estatisticamente significativa entre os 05 pontos avaliados comparativamente entre a zircônia e o Titânio. Tal resultado não era esperado uma vez que a Zircônia apresenta alta resistência à compressão (2000 MPa) e dureza Vickers (1200 MPa) e um baixo módulo de elasticidade (210 GPa), semelhante ao da liga de aço inoxidável (193 GPa). O Titânio (Grau 4) apresenta Modulo de Young de aproximadamente 120 GPa e Limite de escoamento de 500MPa, (Anexo A) (MORAES, 2004; CHEVALIER; GREMILLARD; DEVILLE, 2007; DENRY, KELLY, 2008).

Quando analisamos qualitativamente a transmissão de força dos pinos de Implante de Titânio (T-03) e Zircônia (Z-03), podemos notar que há uma maior evidência da equivalência na transmissão de força e isso é observado devido principalmente à remoção de ângulos agudos do ápice inserido na resina fotoelástica, conforme encontrado na análise anterior comparativa dos cilindros, e pela presença das espiras ao longo da peça, o que distribui a força mais homogeneamente ao longo do pino do implante não concentrando a mesma no ápice (HARALDSON, 1980; CEHRELI et al. 2004; BERNARDES, 2005; DA COSTA 2007; JAIMES, 2008).

Apesar da sensibilidade técnica, o método da fotoelasticidade apresenta confiabilidade em seus resultados (GROSS; 2001; GUICHET et al.; 2000; KIM; JACOBSON; NATHANSON, 1999), que podem servir principalmente como determinantes de parâmetros qualitativos dos padrões de distribuição de tensões envolvidas nas reabilitações protéticas.

Uma das dificuldades encontradas é a reprodução precisa dos modelos. O modelo fotoelástico possui estrutura homogênea e isotrópica (MAHLER; PEYTON, 1955) diferindo das características estruturais dos tecidos biológicos, como as diferenças entre osso cortical e medular, densidade óssea e ligamento periodontal.

Durante os ensaios de fotoelasticidade alguns fatores são determinantes para a qualidade dos resultados, como: não exceder o limite de elasticidade do material fotoelástico, o modo como o modelo é apoiado para aplicação de carga, a forma do modelo (plano ou curvo) e a ausência de tensões prévias à análise (CAMPOS JR. et al., 1986; MAHLER; PEYTON, 1955). Para permitir várias observações em um mesmo modelo e garantir a ausência de tensões residuais, métodos de relaxamento de tensão foram propostos. Markarian et al. (2007) propôs colocar o modelo à temperatura de 50° C por 1 hora já Torres (2008) e Menani (2009)

mantiveram o modelo a 50° C por 10 minutos, técnica empregada neste estudo, cuja eficácia pode ser vista na figura 35.

Alguns estudos (SKALAK, 1983; CIFTÇI, CANAY, 2000) relataram que há diferença na transmissão de tensões de implantes em função do tipo do material de implante utilizado. Outros autores observaram que a tensão transmitida ao osso é praticamente independente do tipo de material usado (JUODZBALYS et. al., 2005; MARKARIAN, 2005; SERTGOZ, 1997), o que concorda com os resultados do presente estudo, onde só houve diferença estatisticamente significativa em um dos cinco pontos de tensão avaliados comparativamente entre os implantes de Zircônia e Titânio.

Sertgoz (1997) concluiu que o uso de materiais resilientes na confecção das estruturas sobrecarrega os parafusos protéticos, aumentando a chance de falha do sistema. Já Stegaroiu et al., em 1998, e Torres, em 2008, concluíram que o uso de próteses de cerâmica diminui a quantidade de tensão transmitida aos implantes. Dessa maneira, a utilização de materiais cerâmicos seriam benéficos para a sobrevivência do implante, levando em consideração a transmissão da tensão, o que vem a comprovar os achados do presente estudo em que a transmissão de força dos implantes de Zircônia foi menor quando comparada com as tensões transmitidas pelos implantes metálicos.

Os valores médios de força de mastigação normal em região de dentes posteriores variam de 250N a 400N enquanto a variação de força envolvida para dentes anteriores é de 110 a 170 N. (FONTIJN et al 2000). No presente estudo, durante a ciclagem mecânica, foi utilizada a força de 133N (DE BOEVER, 1978.) estando assim dentro da variação de força de mordida da região de dentes anteriores em pacientes com oclusão normal (FONTIJN, et al 2000).

Levando em consideração todas as médias de resistência flexural encontradas no presente estudo, para todos os tratamentos de fadiga dos implantes de Zircônia, o valor médio da resistência é de 56 Kgf, valor superior à carga exercida na região anterior, tanto para a mastigação quanto para uma máxima mordida anterior (ANDREIOTELLI, 2009).

Nenhum dos implantes de zircônia ou titânio sofreu fratura durante os ensaios de ciclagem mecânica ou termomecânica, ou seja observamos uma sobrevivência de 100% dos implantes quando submetidos a 133N de força durante 2 milhões de ciclos, achados estes que também foram encontrados por Andreiotelli, 2009 e Kohal, 2009.

Há na literatura atual um grande interesse em avaliar a influência das alterações na superfície (KIM et al., 2005, YIN et al., 2003, TSALOUCHOU et al., 2007) nas propriedades da zircônia parcialmente estabilizada, devido à sua relação com a transformação de fase.

Estudos ainda não foram feitos para avaliar a existência deste processo de degradação na Odontologia (CHEVALIER, 2006). No entanto, neste meio, a zircônia não se encontra exposta diretamente a ambientes úmidos, principalmente em próteses onde ela se encontra protegida pela aplicação de faceta estética e pelo agente cimentante (KOSMAC et al., 2008). Tal afirmação não pode se estender aos implantes de Zircônia, uma vez que estes estarão expostos diretamente aos fluidos orais na região transmucosa, ou seja a degradação dos implantes de zircônia deve ser amplamente avaliada.

Um dos tipos de envelhecimento artificial acelerado utilizado em estudos cujo objetivo é verificar a longevidade de implantes, (CHEVALIER, GREMILLARD 1999; TSUBAKINO et al. 1993; KIM et al. 1995; LUGHI, CLARKE 2007), é a colocação dos espécimes em autoclave por um período de 2 horas a temperatura de 135°C, temperatura em que há a mudança de fase da zircônia (CHEVALIER, 1999; TSUBAKINO et al., 1993; KIM et al. 1995; HIRANO, 1991). No presente estudo, entretanto, optou-se por executar um método de envelhecimento mais próximo da realidade clínica, ou seja, temperaturas que não

ultrapassavam os 50°C e simulação de mastigação (SILVA, et al 2008; ANDREIOTELLI, 2009; KOHAL, 2009).

Com temperaturas variando entre 2°C – 5°C, 35°C – 37°C e 50° - 55°C, não há fornecimento de energia suficiente para desestabilizar a fase tetragonal da zircônia e transforma-la em fase monoclinica (ANDREIOTELLI, 2009. KOHAL, 2009.), justificando os resultados da ausência de diferença significativa ($p>0.05$) entre os grupos estudados. Dessa forma, a ciclagem térmica ou termomecânica não foram determinantes nas propriedades dos materiais estudados.

O ensaio de flexão foi executado seguindo a norma ISO 14081 (Dentistry Implants, Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Second edition 2007-11-15), que determina que a simulação seja feita na pior situação clínica possível, em que se apresenta um implante angulado com 30° e com reabsorção óssea mínima de 3 milímetros. Optou-se por esta configuração uma vez que a anatomia da mandíbula e da maxila resulta em significativas restrições à capacidade de se inserir os implantes com uma correta posição radicular, por meio de cirurgia, que seja satisfatório para o carregamento ao longo do seu longo eixo.

Segundo Mish (2000), os padrões de reabsorção após o edentulismo prolongado exacerbam as dificuldades de correto posicionamento dos implante sem angulação. Reentrâncias no osso restringem a inserção do implante e, portanto, a direção da força. A maioria das reentrâncias ocorre nas vertentes vestibulares do osso, com exceção da fossa mandibular na região posterior da mandíbula. Consequentemente, os corpos de implante são em geral angulados para a lingual, a fim de evitar penetração na reentrância facial durante a inserção. O osso torna-se mais forte quando é carregado em seu longo eixo, pela força de compressão ou elástica. Uma carga de deslocamento de 30 graus reduz a resistência à compressão do osso em 11% e a resistência a tensão em 25%.

Uma das razões da menor resistência flexural dos implantes de zircônia, diferentes estatisticamente dos implantes de titânio, pode ser devido ao processamento de usinagem superficial da zircônia que, apesar de introduzir uma tensão residual compressiva na superfície dos implantes, o que aumentaria sua resistência à flexão, também introduz trincas superficiais causando a degradação na resistência do material (GUAZZATO et al., 2005; KOSMAC et al., 2000; YIN et al., 2003; LUTHARDT et al., 2002).

A própria usinagem controlada pelo sistema CAD/CAM em blocos pré-fabricados de zircônia parece influenciar negativamente as propriedades mecânicas do material (LUTHARDT et al., 2004; YIN et al., 2006; WANG et al., 2007), método este utilizado no presente estudo para a obtenção dos implantes de Zircônia. Contraditoriamente, há na literatura quem defenda que esta transformação de fase, que aumenta a tenacidade do material, afeta apenas a propagação de trincas longas, e que a prótese dentária não seria beneficiada por esta propriedade (WHITE et al., 2005).

Outra razão para a disparidade entre os resultados de resistência flexural dos implantes de Zircônia e Titânio são as características físicas, químicas e mecânicas de cada um destes materiais. Sabe-se que a Zircônia parcialmente estabilizada com 3% mol de Y_2O_3 apresenta alta resistência à compressão (2000 MPa), densidade maior que $6,00 \text{ g/cm}^3$, porosidade menor que 0,1%, tamanho médio dos grão de 0,2-0,4 μm , resistência a flexão de 900-1200 MPa, dureza Vickers 1200 MPa e um baixo módulo de elasticidade 210 GPa, semelhante ao da liga de aço inoxidável (193 GPa). O Titânio (Grau 4) apresenta Modulo de Young de aproximadamente 120 GPa e Limite de escoamento de 500MPa, Limite de resistência à tração de 550Mpa e alongamento de 18% (Anexo A) (MORAES, 2004; CHEVALIER, GREMILLARD, DEVILLE 2007; DENRY, KELLY 2008). Resultados semelhantes foram encontrados por Kohal et al. (2009) e Andreiotelli et al. (2009). No entanto, não estão disponíveis suficientes dados sobre a resistência à fratura desses implantes de única peça.

Embora estes dados experimentais sejam animadores, mais dados clínicos, de longo prazo, são necessários antes de se recomendar os implantes ZrO_2 de uma peça para a prática diária.

O aditivo ítrio quando introduzido na rede da zircônia, por ser um cátion de baixa valência (Y^{+3}), pode substituir a posição do Zr^{+4} e induzir a mobilidade do oxigênio livre, diminuindo a expansão ou contração durante a flutuação da temperatura (YANG et al., 2007).

A ítrio possui como vantagens sua extensa solubilidade na zircônia tetragonal e o poder de proporcionar, uma redução na temperatura de sinterização, possibilitando a formação de grãos menores e mais finos, o que gera uma cerâmica mais resistente (LAMAS et al., 1998, TADOKORO & MUCCILLO, 2002). Uma sinterização em temperaturas mais altas pode gerar a fase cúbica da zircônia que possui grãos maiores que os de zircônia tetragonal e monoclinica, causando uma certa porosidade no material, por estes motivos optamos pelo uso da Zircônia estabilizada por 3% de ítrio com uma temperatura de sinterização final de 1450°C .

O óxido de ítrio utilizado para a estabilização parcial da zircônia deve estar na faixa de 3 a 6% (ESQUIVIAS et al., 1996) no presente estudo utilizamos 3% de ítrio, para que uma zircônia tetragonal possa ser obtida segundo o diagrama de fases da zircônia (STEVENS, 1986). Em baixas concentrações de ítrio, uma distribuição homogênea é crítica para um comportamento mecânico satisfatório (ESQUIVIAS et al., 1996).

A zircônia é um material que ainda necessita de vários estudos complementares para comprovadamente ser indicado amplamente para uso reabilitador sob os aspectos biológicos, funcionais e estéticos. Sendo os cirurgiões dentistas responsáveis pela busca de informações quanto às suas propriedades, sistemas disponíveis e suas rotas de processamento, assim como dos estudos laboratoriais e clínicos para indicar sua utilização de forma correta, extraindo o máximo proveito de suas características.

7.0 - Conclusão

7.0 - Conclusão.

Com base na metodologia aplicada, e nos resultados obtidos e discutidos, pode-se concluir que:

- Foi possível obter um design de implante de zircônia compatível com as condições de forças aplicadas em ambiente bucal;
- Não houve diferença estatisticamente significativa na quantificação da transmissão de força comparativamente entre os implantes de Zircônia (Y- TZP) e Titânio (Grau 4).
- Os implantes de Titânio (Grau 4) apresentaram maior resistência flexural, com diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) em relação aos implantes de Zircônia.
- A fadiga mecânica e termomecânica não influenciaram a resistência flexural de implantes de Titânio e Zircônia.

8.0 - Referências Bibliográficas

8.0 - Referências Bibliográficas.

AKÇA, K.; ÇEHRELI, M. C. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v. 28, n. 4, p. 391-399, 2008.

AMLEH, B.; LYONS K.; SWAIN, M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 37(8), p. 641-52, 2010.

ANDERSON, D. J. Measurement of stress mastication. **J Dent Res**, v. 35, n. 5, p. 664-670, Oct. 1956.

ANDREIOTELLI, M.; KOHAL, R.J. Fracture Strength of Zirconia Implants after Artificial Aging. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 11, n. 2, 2009.

ANDREIOTELLI, M.; WENZ, H.J.; KOHAL, R. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. **Clin. Oral Impl. Res**, v.20 (Suppl. 4), 2009.

ANDYS, M. Möglichkeiten und Grenzen für Keramik-Implantate aus Sicht der Paracelsus Klinik Lustmühle. Artikel von Marek Andys, eidg. dipl. Zahnarzt & Leiter der zahnmed. Abteilung. 2009.

ARLOM, C. Effect on Regulation, Meridian Ti-ZrO₂, Lymph and Immune Systems. **Complementary Dentistry Implantology**, 2008.

ARSLAN H, et al. Galvanic corrosion of titanium-based dental implant materials. **J Appl Electrochem**, v. 38, p. 853-59, 2008.

ASSUNÇÃO, W. G. et al. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. **J Craniofac Surg, Boston**, v. 20, n. 4, p.1173-1177, 2009.

ASSUNÇÃO, W.G. et al. Effect of Superstructure Materials and Misfit on Stress Distribution in a Single Implant-Supported Prosthesis: A Finite Element Analysis. **The Journal of Craniofacial Surgery**. v. 21, n. 3, p.689-95, 2010.

AZEVEDO,V.V.C.et al. Materiais cerâmicos utilizados para implantes. **Revista Eletrônica de Materiais e Processos**. v. 2.3, p. 35-42, 2007.

BACHLE, M. et al. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. **Clin. Oral Impl.**, v. 18, p. 53–59, 2007.

BAKKE, M.; MICHLER, L.; HAN, K.; MÖLLER, E. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. **Scand. J Dent. Res.**, v. 97, n. 6, p. 539-551, Dec. 1989.

BERNARDES, S., DE ARAÚJO, C.A., NETO, A.J.F., GOMES, V.L., DAS NEVES, F.D. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. **Implant News**, v. 3, n. 4, p. 355-9, 2005

BERNARDES, S.R., ARAUJO, C.A., NEVES, F.D. Análise do campo de tensões em implantes dentários do tipo hexágono interno, hexágono externo e cone morse usando a técnica fotoelástica. In: Anais do 13. **POSMEC** – Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Uberlândia: UFU, p. 1-10, 2003

BERNARDES, S. R. **Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade**. 194 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2004.

BETZ, U., STURM, A., LOFFLER, J.F., et al. “Microstructural development during finalstage sintering of nanostructured zirconia based ceramics”, **Materials Science and Engineering**, v. 281, p. 68-74, 2000

BONFANTE, E.A. **Confiabilidade e modos de próteses fixas implanto-suportadas metalocerâmicas em zircônia**. 95 p. Tese (Doutorado em Odontologia) - Universidade de São Paulo – USP, Bauru, 2009.

BRANEMARK P.I.; ZARB J.A.; ALBREKTSSON T. Prótesis Tejido – Integradas. La Oseointegración em La Odontologia Clínica. **California: Quintessence Books**. p. 26-46, 1987.

BRANEMARK, P.I. Protocolo para Reabilitação Bucal com Carga Imediata (Same-Day-Teeth)- uma perspectiva global. São Paulo: **Quintessence Editora Ltda**, p. 9-29, 2001.

BRODSKY, J. E.; CAPUTO, A. A.; FURSTMAN, L. L. Root typing: a photoelastichistopathologic correlation. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 67, n. 1, p. 1-10, 1975.

CAGLAR, A et al. Evaluation of Stresses Occurring on Three Different Zirconia Dental Implants: Three-Dimension. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 25, p. 95-103, 2010.

CATRINA, W. Zahnimplantate – wird Zirkonoxid dem Titan den Rang ablaufen? Den ästhetischen Vorzügen stehen noch fehlende Langzeiterfahrungen gegenüber. **Neuö Zürcör Zäitung**, n. 86, 2009.

CALLISTER, W. D. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. 5ed. LTC, São Paulo, 2002.

CAMPOS JR, A. et al. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. **Estomatol. Cult.**, São Paulo, v. 16, pt. 1, n. 1, p. 20-5, 1986.

CEHRELI, M.; DUYCK, J.; DE COOMAN, M.; PUERS, R.; NAERT, I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. **Clin Oral Implants Res**, v. 15, p. 249-57. 2004.

CHEVALIER, J.; CALES, B.; DROUET, J.M. Low temperature aging of Y-TZP ceramics. **J Am Ceram Soc**, v. 82, p. 2150-4, 1999.

CHEVALIER, J. “What future for zirconia as a biomaterial ?”, **Biomaterials**, v. 27, p. 535-543. 2006.

CHEVALIER, J.; GREMILLARD, L. Ceramics for medical applications: A picture for the next 20 years. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 10.1016, n. 25, p.1245-1255, 2009.

CHEVALIER, J.; GREMILLARD, L.; DEVILLE, S. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. **Annual Review of Materials Research**, v. 37, p. 1- 32, 2007.

CIFTCI, Y.; CANAY, S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 14, n. 5, p. 406-411, 2001.

CRUZ, A.N.L. **Análise Fotoelástica das estruturas de suporte e craniofaciais de portadores de próteses parciais removíveis superior Classe II de Kennedy, subclasse I** [tese]. São Paulo: USP/FO; 2004.

DA COSTA, C.E.; PELEGRINE, A.A.; LOPES, F.M.; GUIMARÃES, C.P.D; SENDYK, C.L.; SENDYK, W.R. Avaliação comparativa fotoelástica de diferentes desenhos de implantes submetidos a carga de compressão. **Implant News**. v. 4, n. 4, p. 377-82. 2007.

DE BOEVER, J.A.; MCCALL, W.D.; HOLDEN, S.; ASH, M.M. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. **J Prosthet Dent**; v. 40, p. 326–333, 1978.

DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dental materials**, v. 24, p.299–307, 2008.

DUARTE, D. G. **Síntese e processamento de compósitos a base de zircônia-alumina com infiltração de fase vítrea para aplicações odontológicas**. 118p. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade de São Paulo - USP, 2007.

ESQUIVIAS, L.; BARRERA-S OLANO, C.; PINERO, M.; et al. Short-range order of yttria doped zirconia powders studied by X-ray absorption (II)”, **Journal of Alloys and Compounds** , v. 239, p. 71-76, 1996.

FERNANDEZ, R.; CASELLAS, D.; CUMBRERA, F.L.; et al. Phase assemblage effects on the fracture and fatigue characteristics of magnésia-partially stabilized zirconia. **International Journal of Refractory Metals and Hard Materials**, v. 16, p. 291-301. 1998.

FIELDS, H. W.; PROFFIT, W. R.; CASE, J. C.; VIG, K. W. L. Variables affecting measurements of vertical occlusal force. **J Dent Res**, v. 65, n. 2, p. 135-138, Feb. 1986.

FONTIJN-TEKAMP, F.A.; SLAGTER, A.P.; VAN DER BILT, A.; et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. **J Dent Res**; v.79: p.1519–1524, 2000.

GARNER, L. D.; KOTWAL, N. S. Correlation study of incisive biting forces with age, sex, and anterior occlusion. **J Dent Res**, v. 52, n. 4, p. 698-702, July/Aug. 1973.

GREENSPAN, D.C. Bioactive ceramic implante materials. **Current Opinion in Solid State and Materials Science**, v. 4, p.389-393, 1999.

GROSS, M. D.; NISSAN, J.; SAMUEL, R. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.85, pt. 1, n. 5, p. 442-9, 2001.

GUAZZATO, M. et al. Streng, frature toughness and micorstruture of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. **Dental Materials**, n. 20, p. 449-456. 2004.

GUAZZATO, M., QUACH, L., ALBAKRY, M. et al. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. **Journal of Dentistry**, v. 33, p. 9-18. 2005.

GUICHET, D. L. et al. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 15, n. 2; p. 239-246, 2000.

HAGBERG, C. Accesements of bite force: a review. **J Craniomandib Disord**, v. 1, p. 162-169, 1987.

HARALDSON, T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. **Scand J Plast Reconstr Surg.**, v. 14, p. 209-214, 1980.

HIRANO, M.; INADA, H. Preparation, sintering, microstructure, and thermal stability of Y2O3 and CeO2 doped tetragonal zirconia ceramics. **Ceramics International** , v. 17, p. 359-365. 1991.

HIRVONEN, A.; NOWAK, R.; YAMAMOTO, Y. et al. Fabrication, structure, mechanical and thermal properties of zirconia-based ceramic nanocomposites. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 26, p. 1497-1505. 2006.

HISBERGUES, M.; VENDEVILLE, S.; VENDEVILLE, P. Zirconia: Established Facts and Perspectives for a Biomaterial in Dental Implantology. **Journal of Biomedical Materials Research**, p. 519-529, 2008.

HOLMES, D. C.; LOFTUS, J. T. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. **J Oral Implantol**, Lawrence, v. 23, n. 3, p. 104-11, 1997.

HOWELL, A. H.; BRUDEVOLD, F. Vertical forces used during chewing of food. **J Dent Res**, v. 29, n. 2, p. 133-136, Apr. 1950.

HOWELL, A. H.; MANLY, R. S. An electronic strain gauge for measuring oral forces. **J Dent Res**, v. 27, n. 6, p. 705-712, Dec. 1948.

ISO 14081 - **Dentistry Implants, Dynamic fatigue test for endosseous dental implants.** Second edition 15-11-2007.

ISO 133556 Implants for surgery - **Ceramic materials based on yttria-stabilized tetragonal zirconia Y-TZP.**

JAIMES, M. A. **Influência do desenho dos implantes endósseos na distribuição de tensões após aplicação de cargas verticais e oblíquas. Análise Estrutural e Fotoelástica** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.

JUODZBALYS, G. et al. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. **Implant Dent**, Baltimore, v. 14, n. 2, p. 166-175, 2005.

KIM, D.J.; JUNG, H.J.; CHO, D.H. Phase transformations of Y₂O₃ and Nb₂O₅ doped tetragonal zirconia during low temperature aging in air. **Solid State Ionics**, v. 80, p. 67-73, 1995.

KIM, H.C.; ESSAKI, S.; KAMEYAMA, T.; YAMAMOTO, K. Photoelastic analysis of internal screw fixation after sagittal split ramus osteotomy. **J Craniomaxillofac Surg**, v. 21, p. 266-70, 1993.

KIM, B.K.; BAE, H.E.K.; SHIM, J.S.; et al. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 94, p. 357-362, 2005.

KIM, J.W. et al. Concerns of Hydrothermal Degradation in CAD/CAM Zirconia. **J Dent Res**, v.89, n. 1, p. 91-95, 2010.

KIM, W. D.; JACOBSON, Z.; NATHANSON, D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. **Implant Dent**, Baltimore, v. 8, n. 2, p. 141-151, 1999.

KOHAL, R. J.; FINKE, H. C.; KLAUS, G. Stability of Prototype Two-Piece Zirconia and Titanium Implants after Artificial Aging: An In Vitro Pilot Study. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v.11, n. 4, p. 323-9, 2009.

KOHAL, R.J et al. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. **Periodontology** 2000, v. 47, p. 224-243, 2008.

KOHAL, R.J. et al. Loaded Custom-made Zr. and Titanium Implants Show Similar Osseointegration: An animal experiment. 2004. **J Periodontol**, v. 75, n. 9, p.1262-8 sept. 2004.

KOLLMAR, W.W. Zirkonoxid-ein Material in aller Munde. **Dent Implantol**, v.9, n.2, p. 90-96, 2005.

KOSMAC, T.; OBLAK, C.; JEVNIKAR, P. et al. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics”, **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 53, p. 304 313, 2000.

KOSMAC, T.; OBLAK, C.; MARION, L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 28, p. 1085-1090. 2008.

LAGANÁ, D.C. **Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte** [tese]. São Paulo: USP/FO; 1992.

LAMAS, D.G.; LASCALEA, G.E.; WALSOE DE RECA, N.E. Synthesis and characterization of nanocrystalline powders for partially stabilized zirconia ceramics, **Journal of the European Ceramic Society**, v. 18, p. 1217-1221, 1998.

LANGE, S. Frontzahnversorgung mit einteiligen Keramikimplantaten. **ZWP spezial - metallfreie implantate**, v.6, 2006.

LAWSON, S. Environmental Degradation of Zirconia Ceramics. **Journal of the European Ceramic Society**, v. 15, n. 6, p. 485-502, 1995.

LUGHI, V.; CLARKE, D.R. Low-temperature transformation kinetics of electron-beam deposited 5 wt.% yttria-stabilized zirconia. **Acta Mater**, v. 55, p. 2049–55, 2007.

LUNDGREN, D.; LAURELL, L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. I. Bilateral and abutments. **J Oral Rehabil**, v. 13, n. 1, p. 57-71, Jan. 1986.

LUTHARD, R.G.; HOLZHUTER, M.S.; RUDOLPH, H., et al. CAD/CAM- machining effects on Y-TZP zirconia. **Journal of Dental Materials**, v. 20, p. 655-662. 2004.

LUTHARDT, R.G.; HOLZHUTER, M.S.; SANDKUHL, O. et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. **Journal of Dentistry Research**, v. 81, p. 487-491, 2002.

MAHLER, D. B.; PEYTON, F. A. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. **J Dent Res**, Chicago, v. 34, n. 6, p. 831-8, 1955.

MANICONE; IOMMETTI ;RAFFAELLI. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. **Journal of dentistry**, v. 35, p.819-826, 2007.

MARKARIAN, R. A. **Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos – análise fotoelástica e dinâmica**. 107 f. Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) - Faculdade de odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

MARKARIAN, R. A. et al. Stress Distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelastic analysis. **J Prosthodont**, Berlin, v. 16, n. 2, p.117-122, 2007.

MEIRELLES, L.A.D. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno** [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

MENANI, L. R. **Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone morse**. 128 f. Dissertação (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade d Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

MISH, C.E.; QU, Z.; BIDEZ, M.W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implants treatment planning and surgical placement. **J Oral Maxillofac Surg**, v.57, n. 6, p. 700-6, 1999.

MISH, C.E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. Editora: Santos 1ª Edição em português. 2000.

MONTAROU, C. C.; GAYLORD, T. K. Two-wave-plate compensator method for single-point retardation measurements. **Applied optics**, Washington D. C., v. 43, n. 36, p. 6580-6595, 2004.

MORAES, M.C.C.S.B. **Microestrutura e propriedades mecânicas de compósitos aluminazircônia para próteses dentárias**. 258 p. Tese (Doutorado em Ciência dos Materiais) - Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2004.

MORETTI NETO, R.T.; HIRAMATSU, D.A; SUEDAM, V.; CONTI, P.C.R.; RUBO, J.H. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis – compression tests. **J Appl Oral Sci.**; v.19, n.1, p.47-51, 2011.

NAKAJIMA, I.; OHNISHI, T.; NAGASAWA, A.; SEKI, M.; TAKAWASHI, N.; TAKEL, K.; MAEDA, T.; OGURA, T.; AKASAKA, M. Relationship between the values of masticatory efficiency and biting pressure in children with cerebral palsy: inter-relationship between the maximum biting pressure, chewing cycle and the value of masticatory efficiency. **J Nihon Univ Sch Dent**, v. 30, n. 3, p. 244-260, Sept. 1988.

OLIVA, J.; OLIVA, X. ; OLIVA, D. Five-year Success Rate of 831 consecutively Placed Zirconia Dental Implants in Humans: A Comparison of Three Different Rough Surfaces. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v.25, n.2, p.336-344, 2010.

OLIVA, J.; OLIVA, X.; OLIVA, D. One-year Follow-up of First Consecutive 100 Zirconia Dental Implants in Humans: A Comparison of 2 Different Rough Surfaces. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 22, n.3, p.430-435, 2007.

OLIVA, J.; OLIVA, X.; OLIVA, D. Replacement of congenically missing maxillary permanent canine with a zirconium oxide dental implant and crown. A case report from an ongoing clinical study. **Journal compilation, Oral Surgery**, v.1, p. 140-144, 2008.

OLIVA, J.; OLIVA, X.; OLIVA, D. Implantes de zirconia y restauraciones cerâmicas completas para la sustitución estética de los incisivos centrales del maxilar superior. **The European Journal of Esthetic Dentistry**, v. 1, n. 2, p.120-131, 2008.

OLIVA, J.; OLIVA, X.; OLIVA, D. Ovoid Zirconia Implants: Anatomic Design for Premolar Replacement. **The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry**, v. 28, n.6, p. 609-615, 2008.

OZKURT, Z.; İSERİ, U.; KAZAZOĞLU, E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. **Dental Materials Journal**, v. 29, n. 3, p. 233-45, 2010.

OZKURT, Z.; KAZAZOĞLU, E. Clinical Success of Zirconia in Dental Applications. **Journal of Prosthodontics**, v. 19, n.1, p.64-68, 2010.

PAPANAGIOTOU, H. P. et al. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. **The journal of prosthetic dentistry**, v. 96, n. 3, p. 154-164, 2006.

PICONI, C.; MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. **Biomaterials**, v. 20, n.1, p.1-25, 1999.

REPENNING, D. Implantate mit nanostrukturierter keramischer Oberfläche. Arzt, Zahnarzt & Naturheilverfahren 1/05, **Ganzheitliche Zahnmedizin**, Seite 16-2005.

RICHERSON, W. D, **Modern Ceramic Engineering**, 3 ed., New York, Taylor and Francis Group. 2006.

RIEGER, W.; KÖBEL, S.; WEBER, W. Herstellung und Bearbeitung von Zirkonoxid-Keramiken für dentale Anwendungen. **Digital_Dental. new.**, mai. jun.2007.

RUDY, et al. Intraosseous anchorage of dental prostheses.an early 20 th century contribution. **Compendium of continuing education in dentistry** , Jamesburg, N.J, v. 29, n.4, 2008.

SARKIS, R. Immediate Anterior Zirconia Implant: three years follow-up High-Tech Aesthetics. **EDI - Product Studies**, 2009.

SERTGOZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implantsupported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 10, n. 1, p. 19–27, 1997.

SILVA, N. et al. Reliability of One-Piece Ceramic Implant. **Journal of Biomedical Materials Research**, v. 88, n. 2, p. 419-426, 2008.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-848, 1983.

STEGAROIU, R. et al. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 13, n. 6, p. 781–790, 1998.

STOLL, P. Minimalinvasive Insertion von Zirkonoxidimplantaten Klinische Studie mit Fallbeispielen. **Biomaterials**, Ausgabe 6/08 • September • 12. Jahrgang, p. 3833–3841, 2008.

TADA, S. et al. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Lombard, v. 18, n. 3, p. 357–368, 2003.

TADOKORO, S.K.; MUCCILLO, E.N.S. Synthesis and characterization of nanosized powders of yttria-doped zirconia. **Journal of Alloys and Compounds**, v. 344, n. 1, p. 186-189. 2002.

TORRES, E. M. **Análise fotoelástica de tensões geradas por diferentes planejamentos de prótese parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse**. 112 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

TSALOUCHOU, E.; CATTEL, M.J.; KNOWLES, J.C. et al. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. **Journal of Dentals Materials**, doi:10.1016, 2007.

TSCHERNITSCHKE, H.; BORCHERS, L.; GEURTSSEN, W. Nonalloyed titanium as a bioinert metal-a review. **Quintessence Int**, v. 36, n. 7-8. p. 523-30, 2005.

TSUBAKINO, H.; SONODA, K.; NOZATO, R. Martensite transformation behavior during isothermal aging in partially stabilized zirconia with and without alumina addition. **J Mater Sci Lett**, v. 12, p. 196–8, 1993.

VOLZ, U. Langzeitverhalten von Implantaten aus Hochleistungskeramik (Z3) beim Einzelzahnersatz, teilbezahnten und zahnlosen Patienten. **Eine klinische Studie. VOLZIRKON GmbH & Co KG**, Konstanz. 2003.

WALTIMO, A.; KÖNÖNEN, M. Bite force on single as opposed to all maxillary front teeth. **Scand J Dent Res**, v. 102, n. 6, p. 372-375, Dec. 1994.

WANG, H.; ABOUSHELIB, M.N.; FEILZER, A.J. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frame works. **Dentals Materials**, doi:10.1016/j.dental.2007.06.030. 2007.

WATAHA, J.C. Materials for endosseous dental implants - review. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 23, n. 2, p.79-90, 1996.

WENZ, H. J. et al. Osseointegration and Clinical Success of Zirconia Dental Implants: A Systematic Review. **The International Journal of Prosthodontics**, v.21, n.1, p.27-36, 2008.

WHITE, S.N.; MIKLUS, V.G.; MCLAREN, E.A. et al. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. v. 94, n. 2, p. 125-31. 2005.

WIDMORK, G.; HARALDSON, T.; KAHNBERG, E. Functional evaluation after T.M.J. surgery. **J Oral Rehabil**, v. 22, n. 8, p. 589-593, Aug. 1995.

WILTFANG, et al. Zahnimplantate aus Keramik **Zirkonoxid-Keramikimplantate**. 2009 Disponível em <<http://www.implantate.com>>.

YANG, H.; OUYANG, J.; ZHANG, X.; et al. Synthesis and optical properties of yttria-doped ZrO₂ Nanopowders. **Journal of Alloys and Compounds**, doi:10.1016/j.jallcom.2007.04.011, 2007

YIN, L.; JAHANMIR, S.; IVES, L.K. Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental hand piece. **Wear**, v. 255 pp. 975-989. 2003.

YIN, L.; SONG, X.F.; SONG, Y.L. et al. An overview of in vitro abrasive finishing e CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. **International Journal of Machine Tools e Manufacture**, v. 46, p. 1013-1026. 2006.

ZIRCÔNIO. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org>. Acesso em: 14/08/2011.

ZIRCÃO. Disponível em: <http://pt.wikipedia.org>. Acesso em: 14/08/2011.

ZITERION - **World of Dental Implants**. Informationem ZrO₂ Keramik. 2006.

.

Anexo A

Certificado de Grau de pureza das barras de titânio utilizadas.

REALUM INDÚSTRIA E COMÉRCIO DE METAIS PUROS E LIGAS LTDA.
 Rua Pires Pimentel, 442/460 - Vila Prudente - São Paulo - SP CEP: 03138-040
 Tel.: (11) 2343-2300 Fax: (11) 2343-2303 e-mail: realum@realum.com.br

Sistema de gestão da Qualidade Certificado ISO 9001:2008

Certificado de Qualidade

Cliente: DIOGO RODRIGUES CRUVINEL
Produto: BARRA DE TITANIO Ø 3/16" ASTM F-67 GRAU 4
Lote Interno: 00308
Quantidade: 3,60 M
Nota Fiscal: 001731
Pedido: 01428
Pedido Cliente:

Número Certificado:
 R-000040

COMPOSIÇÃO QUÍMICA

Elemento	Teor %
C	0,017
Fe	0,128
H	0,001
N	0,002
O2	0,240
Ti	BAL.

PROPRIEDADES MECÂNICAS

Elemento	Valor
% ELONGATION (IN) L	35,5
% ELONGATION (IN) T	-
% RED. IN AREA L	53,4
% RED. IN AREA T	-
U.T.S. Ksi L	94,0
U.T.S. Ksi T	-
Y.S. Ksi (0,2%) L	72,7
Y.S. Ksi (0,2%) T	-

Informações Complementares:

CORRIDA : A94J - 05/08/2008

Sao Paulo, 16 de Março de 2011.

 Departamento de Qualidade
 DANIEL S. WOLKIND