

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
ESPECIALIZAÇÃO DE PRÓTESE DENTÁRIA

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA À FRATURA EM COROAS À BASE DE ZIRCÔNIA  
SOBRE IMPLANTE HE COM E SEM INTERMEDIÁRIOS METÁLICOS.**

CURITIBA

2015

Isadora Fernanda Klein

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA À FRATURA EM COROAS À BASE DE ZIRCÔNIA  
SOBRE IMPLANTE HE COM E SEM INTERMEDIÁRIOS METÁLICOS.**

Monografia apresentada ao curso de Especialização em Prótese Dentária, da Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do título de especialista em prótese dentária.

Orientador: Prof. Rogério Goulart da Costa

CURITIBA

2015

## RESUMO

Apresenta-se neste estudo experimental a análise da resistência à compressão tangencial em coroas livres de metal sobre implante hexágono externo com e sem intermediários metálicos, cujo objetivo foi avaliar a resistência de coroas livres de metal a base de zircônia sobre implante, testando e avaliando a diferença de resistência em coroas de zircônia diretamente sobre a cabeça do implante, coroas com intermediário metálico de 2,5mm e de 4mm por meio da compressão tangencial em máquina de ensaio universal. Para realização dos testes confeccionou-se três grupos testes divididos em: G1 – Implante + Coroa, G2 – Implante + Intermediário metálico de 2,5mm + Coroa, G3 – Implante + Intermediário metálico de 4mm + Coroa. Os dados encontrados passaram por um processo de análise estatística, mostrando que não houve diferença entre as médias de força de fratura entre o grupo G2 e G3, destacando-se o grupo G1 com diferença estatística significativa. Quando o score de fratura, houve diferença estatística entre o grupo G2 e G1, sendo comparáveis os resultados entre o grupo G2 e G3. Concluiu-se que próteses implanto-suportadas com intermediários protéticos apresentam maior resistência a fratura do que sem intermediário, e que próteses implanto-suportadas com intermediários protéticos de 2,5mm resultaram em um prognóstico mais favorável em relação ao score de fratura.

Por ser um tema novo, com poucos estudos relatados, sugere-se um complementação dessa pesquisa em posteriores estudos de mestrado e doutorado.

## ABSTRACT

This experimental study the analysis of the tangential compression resistance in metal-free crowns on external hex implants with and without metal intermediary, whose objective was to evaluate the resistance of metal-free crowns zirconia base of implantation, testing and evaluating the Resistance difference in zirconia crowns directly on the head of the implant crowns with metal intermediate 2.5mm and 4mm by tangential compression in a universal testing machine. To achieve the concocted up three tests tests divided into groups: G1 - Implant + Crown, G2 - Implant + Intermediate metal of 2.5mm + Crown, G3 - Implant + Intermediate metal 4mm + Crown. The findings have undergone a process of statistical analysis showing that there was no difference between the average fracture strength between the G2 and G3, highlighting the G1 with a statistically significant difference. When the fracture score, was no statistical difference between G2 and G1, with comparable results between G2 and G3. It was concluded that implato-supported prostheses with prosthetic intermediaries have greater resistance to fracture than without intermediary, and implant-supported prostheses with prosthetic intermediate 2.5mm resulted in a more favorable prognosis compared to fracture score.

Because it is a new theme, with few reported studies suggested a completion of this research in future studies master's and doctorate.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	06
2. REVISÃO DE LITERTURA	08
2.1 IMPLANTES COM INTERMEDIÁRIO	08
2.2 PRÓTESE SOBRE IMPLANTE A BASE DE ZIRCÔNIA	10
3. MATERIAS E MÉTODOS	11
3.1 GRUPOS EXPERIMENTAIS	11
3.2 INCLUSÃO DOS CORPOS DE PROVA EM RESINA ACRÍLICA	12
3.3 CONFECÇÃO DAS COROAS	13
3.4 CIMENTAÇÃO DOS INTERMEDIÁRIOS	13
3.5 TESTE DE RESISTÊNCIA À FRATURA	15
3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	16
4. RESULTADOS	17
5. DISCUSSÃO	21
6. CONCLUSÃO	23
7. REFERÊNCIAS	24

## 1. INTRODUÇÃO

A fixação de implantes dentários em áreas edêntulas tornou-se uma modalidade padrão no consultório odontológico e cada vez, mais viável aos pacientes, apresentando altas taxas de sobrevivência com os passar dos anos. As coroas implantosuportadas podem ser parafusadas ou cimentadas, exigindo as propriedades já conhecidas da prótese fixa como resistência, retenção e estética. A coroa pode ser instalada diretamente sobre a cabeça do implante quando confeccionada pela tecnologia CAD/CAM, pode ser cimentada sobre um componente protético do tipo UCLA confeccionado por fundição ou optar-se por um intermediário protético pré-fabricado, visando à proteção do implante as forças mastigatórias (Truninger *et al.*, 2012).

A exigência cada vez maior da sociedade por uma odontologia estética impulsionou a evolução dos materiais odontológicos, produtos e novas tecnologias para que atendessem essa demanda. Entende-se que o cirurgião-dentista deve aliar a arte e beleza a técnica científica, reabilitando o paciente tanto funcionalmente como harmonicamente. Com isso, coroas livres de metal passam a ser a primeira escolha em reabilitações estéticas principalmente na região anterior, sendo notória a necessidade de estudos para avaliação das diferentes cerâmicas existentes. (Cruz *et al*, 2010).

Como vantagens, esse materiais apresentam a biocompatibilidade oral e bons resultados estéticos, mas a fratura da cerâmica ou intermediário ainda passa a ser o maior motivo de insucesso clínico, principalmente em coroas posteriores. Apesar de resultados bem sucedidos, as coroas a base de zircônia não conseguem imitar a translucidez do dente por sua característica opaca. Na implantodontia, esse material vêm sendo fundamentalmente utilizado por sua alta resistência.

Atualmente, os métodos estabelecidos para testes *in vitro* da resistência de coroas de cerâmica pura não simulam todas as situações clínicas. Testes de laboratório geralmente utilizados analisam as fraturas á partir de uma força em contato oclusal. As fraturas geradas por meio desses testes raramente são observadas clinicamente. Sendo assim, não é comprovado que resultados de testes *in vitro* são aplicáveis para decisões clínicas. (Oilo *et al.*, 2014)

Ensaio clínico randomizado é o desenho de estudo ideal, porém apresenta alto custo e longo prazo de conclusão. Além disso, estudos clínicos para falhas cerâmicas apresentam grande complexidade por envolver tanto o paciente como as variáveis de cada material (Hosseini *et al.*, 2012).

Trunniger *et al.*, relatam que o uso de um componente metálico secundário pode ter uma influência benéfica sobre a estabilidade de pilares de zircônia.

Poucos estudos *in vitro* e *in vivo* demonstram dados que comprovam o aumento da resistência de uma coroa de zircônia com o uso de intermediário metálico sobre implante, sendo notória a necessidade de estudos a partir de protocolos clínicos relevantes. Esta pesquisa foi desenvolvida com o intuito de analisar a resistência dessas coroas sobre implante, testando e avaliando a diferença de resistência em coroas de zircônia diretamente sobre a cabeça do implante, coroas com intermediário metálico de 2,5mm e de 4mm através da simulação da carga mastigatória por meio de uma máquina de ensaio universal.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Implantes com Intermediário

Nas últimas quatro décadas, os implantes dentários tornaram-se um tratamento de escolha para substituição de dentes perdidos. Comercialmente, os implantes de puro titânio são predominantes (Cionca *et al.*, 2014).

Jung *et al.* demonstraram em uma revisão sistemática uma taxa de 97% de sobrevida e 7% de complicações estéticas no período de 5 anos para esses implantes.

Implantes colocados em regiões estéticas podem ser um desafio, especialmente quando posicionados demasiadamente perto da placa de osso cortical vestibular, ou também em pacientes com biótipo gengival fino ou subsequente a reabsorção óssea na região do implante dentário. Deste modo, o planejamento integral na substituição de dentes anteriores deve ser elaborado com muita atenção, e quando possível preconiza-se a instalação do implante imediatamente após a extração para tentar manter o máximo possível a anatomia dos tecidos desta área. Ainda é possível associar técnicas de enxertos gengivais e ósseos na tentativa de melhorar e facilitar os procedimentos e resultados estéticos. (Foong *et al.*, 2013; Schirotti, 2004)

A fixação da coroa pode ser diretamente sobre o implante ou optar-se pela utilização de diferentes pilares protéticos. Os intermediários usados nas próteses sobre implantes devem satisfazer os requisitos biológicos, funcionais e estéticos, ou seja, serem biocompatíveis, não promoverem a fixação de biofilme e possuírem propriedades mecânicas suficientes para resistirem e transmitirem as forças mastigatórias ao implante e osso adjacente (Cruz *et al.*, 2010).

Pilares metálicos de titânio são comprovadamente duráveis, biocompatíveis e com propriedades mecânicas suficientes para suportar próteses fixas implanto-suportadas a longo prazo, sendo portanto o “padrão ouro” na escolha. Por outro lado, a cor escurecida de pilares de metal podem levar ao acinzentamento da região peri-implantar, sendo a estética comprometida principalmente na região antero-superior (Foong *et al.*, 2013; Truninger *et al.*, 2012).

Várias estratégias foram desenvolvidas para solucionar esse problema, incluindo pilares de titânio revestidos com nitreto da cor ouro e pilares cerâmicos



feitos de alumina ou zircônia. Muitos estudos relatam a sobrevivência de pilares cerâmicos de curto a médio prazo, com resultados promissores (Foong *et al.*, 2013).

Em um estudo realizado por Truninger *et al.*, foram testados pilares de zircônia personalizáveis com quatro tipos de conexões implante-pilar diferentes, e um grupo controle com doze pilares de titânio. Foi aplicada uma carga estática em um angulação de 30° na face palatina, até a falha. Os momentos de flexão no grupo controle foram significativamente maior do que os outros grupos, e não houve diferença estatística relevante entre o grupo com abutment interno e sem abutment.

Butz *et al.*, compararam a resistência entre os pilares de titânio, alumina pura e o Alumina (60%) associada a Zircônia (30%). A análise dos resultados não apontou diferenças estatisticamente significativas entre o pilar de Alumina associada a Zircônia e o pilar de titânio. No entanto, o de Alumina pura apresentou resultados inferiores em comparação aos outros pilares, apresentando fratura no pilar.

Pilares a base de zircônia estabilizada com ítria (Y-TZP) têm sido uma boa alternativa por terem sua biocompatibilidade superior aos pilares metálicos, suas propriedades estéticas e ópticas devido a cor branca, e sua alta resistência a fratura quando comparada a alumina (Foong *et al.*, 2013 e 2). Esses pilares podem ser fabricados como componentes padronizados ou personalizáveis através da tecnologia CAD/CAM. (Foong *et al.*, 2013)

Atualmente, os pilares a base de titânio e cerâmicas são a melhor escolha por apresentarem sucesso quanto à resposta do tecido mole e estabilidade do osso marginal. Devido as cerâmicas à base de alumina apresentarem características físicas e mecânicas inferiores às cerâmicas à base de zircônia, essa última é o material de escolha para a confecção de pilares estéticos na implantodontia (Cruz *et al.*, 2010).

## 2.2 Prótese sobre implante a base de Zircônia

Por muitos anos ligas metálicas foram utilizadas na infraestrutura de próteses convencionais devido a sua alta qualidade mecânica, porém o comprometimento estético desses materiais alavancou o desenvolvimento de biomateriais cerâmicos.

As porcelanas são os materiais de escolha para confecção de próteses por sua aparência natural, qualidade estética, biocompatibilidade e facilidade de fabricação. Muito se é relatado sobre o desempenho clínico favorável dos diferentes sistemas de cerâmica principalmente na região anterior, porém fraturas de próteses cerâmicas na região posterior têm sido a grande causa de falhas dessas restaurações. Para superar esse problema, cerâmicas passaram a ser desenvolvidas em diferentes composições e reforçadas em sua fase cristalinas (Premwara *et al.*, 2012).

A evolução da resistência dos materiais cerâmicos nas últimas décadas foi gradativamente da cerâmica vítrea (Empress II – 320 MPa) para a alumina (547 MPa) para a zircônia (900 MPa) (Coelho *et al.*, 2009).

A zircônica ( $ZrO_2$ ) é uma cerâmica obtida a partir do beneficiamento do minério zirconita. Suas propriedades mecânicas se aproximam às dos metais e sua cor assemelha-se a dos dentes, sendo uma boa opção em reabilitações estéticas quando em coroas convencionais, mas a comprovação de sua eficácia em próteses sobre implantes ainda é limitada (Tartaglia *et al.*, 2011).

Atualmente, a maioria das cerâmicas a base de zircônia utilizadas na odontologia são policristais de zircônia estabilizadas com ítrio (Y-TZP – Yttrium-tetragonal zircônia polycristal), contendo 3% de moléculas de ítria ( $Y_2O_3$ ) como um estabilizador a temperatura ambiente. Este material sofre alteração dimensional sob tensão, por isso é conhecido como “*transformation toughening*”, tendo um aumento volumétrico de 3 a 4%. Isso gera tensões de compressão que inibem a propagação das linhas de fratura tão frequentes nas cerâmicas, sendo a zircônia chamada de “Cerâmica Inteligente” (Premwara *et al.*, 2012; Witkowski S, 2005).

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

Para realização deste estudo foram utilizados os seguintes materiais. (Tabela 1)

**Tabela 1** – Nome comercial, fabricante e lote dos materiais selecionados para a confecção dos corpos de prova

Nome Comercial	Fabricante	Lote do Material
Implante HE 3.75 x 11mm	DSP	8280
Intermediário	Odontofix	1113
Zolid	AmannGirrbach	1306002
Panavia F	Kuraray	051228
Resina Acrílica JET	Clássico LTDA	281013

#### 3.1 Grupos Experimentais

Os 30 implantes foram distribuídos aleatoriamente por meio de sorteio em 3 grupos experimentais (n = 10) de acordo com o tipo de sistema. (Tabela 2)

**Tabela 2** – Distribuição dos grupos de acordo com o tipo de material

Material	Grupos
Coroa zircônia + Implante	<b>G1</b>
Coroa zircônia + Intermediário de 2,5mm + Implante	<b>G2</b>
Coroa zircônia + Intermediário de 4mm + Implante	<b>G3</b>

### 3.2 Inclusão dos corpos de prova em resina acrílica

Para a realização do teste de ciclagem mecânica, foi necessário a fixação dos implantes em cilindros de resina acrílica (JET, Campo Limpo Paulista, SP, Brasil) para fixação dos corpos de prova. Inicialmente um cano de PVC (Trigre, Joinville, Santa Catarina, Brasil) de 25mm de diâmetro foi cortado em 30 partes iguais de 25x30mm (Figura 1), na sequência foram preenchidos com resina acrílica rosa, manipulada segundo as orientações do fabricante. Foi aguardada a polimerização final de 24 horas. Em seguida, foi realizada a perfuração central com furadeira elétrica (Bosh, Estugarda, Alemanha) fixada em braço mecânico para evitar desvio, com fresa (Famastil, Várzea Grande, Gramado, Rio Grande do Sul, Brasil) de 2mm diâmetro e que foi aprofundado cerca de 9mm. O centro da perfuração foi determinado pelo cruzamento das diagonais principais em 90°. Em seguida foram feitas as perfurações com as brocas padrões do kit cirúrgico de implantes (DSP, Campo Largo, PR, Brasil), seguindo a sequência de brocas recomendadas pelo fabricante a uma profundidade de 11mm. Posteriormente os implantes 3.75x11mm foram fixados com torque final de 32N (Figura 2).

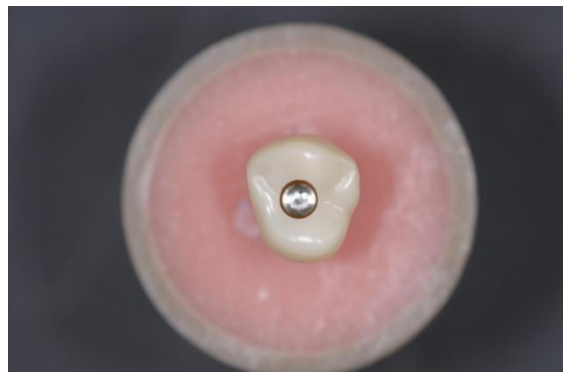


**Figura 1** – Cano de PVC nas medidas 25x30mm



(a)

**Figura 2** – Fixação dos implantes (a) ; Corpo de prova finalizado (b).



(b)

### 3.3 Confeção das coroas

Como se trata de próteses sobre implantes, estas foram obtidas pelo sistema CAD/CAM (AmannGirrbach, Koblach, Áustria Alemanha). O formato de coroa escolhido foi o de pré-molares. Sendo assim, foram confeccionadas 30 coroas em zircônia. As coroas são confeccionadas com espaço e passo de inserção para encaixar perfeitamente sobre o intermediário (Figura 3). Todas as coroas foram fixadas por meio de parafuso próprio com torque de 32N.



**Figura 3** – Coroas de zircônia + Intermediário + Parafuso de fixação

### 3.4 Cimentação dos Intermediários

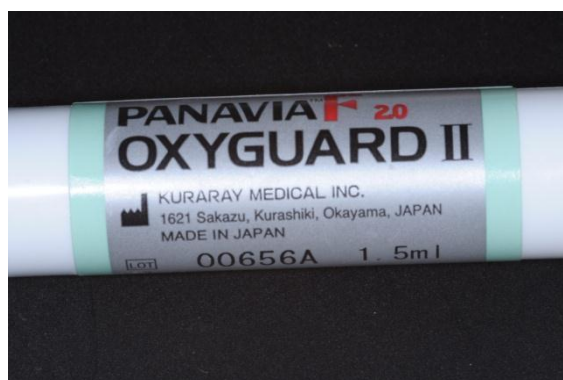
Os intermediários metálicos receberam jateamento com óxido de alumínio 50 m (MicroEtch, Bio-Art, São Carlos, São Paulo, Brasil). As coroas foram limpas com ácido fosfórico á 37% (FGM, Joinville, SC, Brasil) por 60 segundos, em seguida a peça foi lavada e seca com a seringa tríplice (Figura 4) . Logo após foi manipulado as duas pastas do Kit Panavia F (Kuraray Medical Inc, Okayama, Japão) em papel e espátula própria do fabricante, o cimento foi inserido na peça com pincel Cavibrush (FGM, Joinville, SC, Brasil), posteriormente a coroa foi posicionada no intermediário (Odontofix, Ribeirão Preto, SP, Brasil), removeu-se os excessos, aplicou-se Oxiguard e foi iniciado a fotopolimerização com o Fotopolimerizador Polly 600 (KaVo do Brasil Ind. Chapecó, Joinville, SC, Brasil) por 40 segundos, em cada face (Figura 5). Ao final o conjunto foi reservado, a sequência foi repetida para cada conjunto. Após todo o processo de cimentação os conjuntos foram fixados sobre os implantes conforme cada grupo (Figura 6).



**Figura 4** – Coroa sendo limpa com ácido fosfórico 37%



**(a)**



**(b)**

**Figura 5** – Cimento Panavia F usado para cimentação dos Intermediários (a); Oxyguard utilizado na cimentação dos Intermediários (b)



**Figura 6** - Processo de cimentação finalizado

### 3.5 Teste de Resistência à fratura

Este conjunto foi submetido ao teste de ciclagem mecânica em máquina de ensaio universal 1.000.000 ciclos (EMIC, São Carlos – SP, Brasil), ao final de cada ciclagem os corpos de provas foram analisados para verificação de fraturas da coroa e/ou parafusos de fixação. Para analisar a resistência a fratura de cada espécime o conjunto foi adaptado à máquina de ensaio universal em um angulação de 30° segundo a normativa que regulamenta tais ensaios (ISO 14801:2012), com carga de 2000N e com velocidade de 0,5 mm/min até que ocorresse a fratura. Os corpos de prova foram testados de forma estática. (Figura 7).



(a)



(b)

**Figura 7** – Coroa posicionada para o teste de fratura (a); máquina de ensaio universal (b)

Os valores forão registrados em N. As coroas forão removidas e as fraturas classificadas quanto ao seguinte padrão. (Tabela 3)

**Tabela 3** – Classificação das coroas quanto o tipo de fratura

Padrão	Descrição
I	Ausência de fratura
II	Fratura total da coroa
III	Fratura total da coroa + fratura do parafuso

### 3.6 Análise Estatística

A partir dos objetivos estabelecidos na presente pesquisa definiu-se questionamentos ou hipóteses:

1. Existe diferença estatisticamente significativa nos valores médios da variável Força (N) com relação a Tamanho do Intermediário (4,0; 0,0; 2,5)?

2. Existe diferença estatisticamente significativa nos Scores médios da variável Fratura com relação a Tamanho do Intermediário (4,0; 0,0; 2,5)?

A verificação da hipótese 1 foi realizada com o auxílio de análise de variância a um fator, uma vez que a variável dependente Força (N) apresentou distribuição normal para os três Tamanhos de Intermediário. A verificação de normalidade foi feita utilizando o teste de normalidade de Shapiro-Wilk. O nível de significância adotado foi de 0,05.

Quando a ANOVA indicou existir diferença entre os valores médios da variável Força (N) segundo o tamanho do Intermediário, utilizou-se para identificar quais tratamentos diferiam entre si o teste de comparações múltiplas de Tukey HSD para variâncias homogêneas, uma vez que o teste de homogeneidade de variâncias de Levene acusou variâncias homogêneas para a variável Força(N) segundo o Tamanho do Intermediário. O nível de significância adotado foi de 0,05 .

A verificação da hipótese 2 foi realizada com o auxílio do teste não paramétrico de kruskal-Wallis, uma vez que a variável Score da Fratura apresenta escala ordinal para os diferentes Tamanhos do Intermediário (4,0; 0,0; 2,5)?. O nível de significância adotado foi de 0,05 .



#### 4. RESULTADOS

No sentido de avaliar diferenças entre os valores médios da variável Força (N), segundo o Tamanho do Intermediário (4,0; 0,0; 2,5), originou os seguintes dados. (Tabela 4)

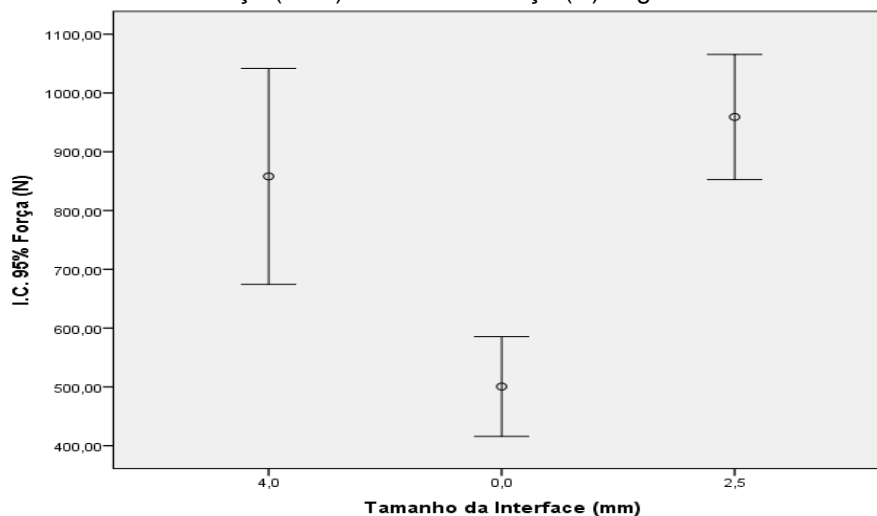
**Tabela 4** - Estatísticas descritivas da variável Força (N) segundo Tamanho do Intermediário

Tamanho do Intermediário (mm)	n	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de Confiança (95%)	
					LI	LS
4,0	10	858,10b	256,64	81,16	674,51	1041,69
0,0	10	500,62a	118,61	37,51	415,77	585,47
2,5	10	959,20b	148,82	47,06	852,74	1065,66

Letras distintas conectam grupos que diferem estatisticamente entre colunas ( $p < 0,05$ ).

A aplicação de ANOVA a um fator apresentou o valor de F igual a 17,06 para Tamanho do Intermediário, que foi estatisticamente significativa, uma vez que  $p < 0,05$ , indicando existir diferença entre os valores médios da variável Força (N) segundo tamanho do Intermediário. O teste de comparações múltiplas de Tukey HSD para variâncias homogêneas indicou que o Tamanho do Intermediário 0,0 apresentou a menor média de Força, diferindo dos dois outros tamanhos de intermediários. Os tamanhos de Intermediários 4,0 e 2,5 não diferiram entre si.

O gráfico 1 a seguir apresenta os intervalos de confiança para os valores médios da variável Força (N) segundo Tamanho do Intermediário.

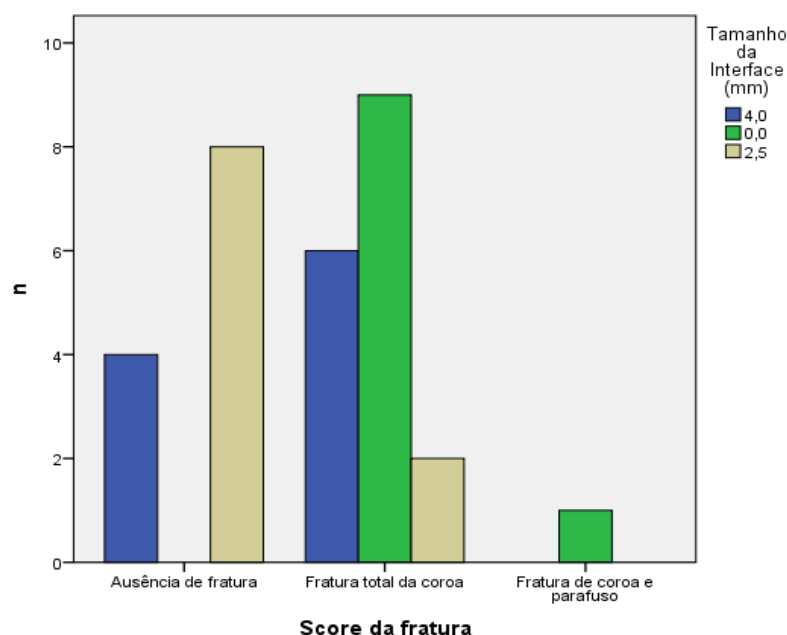
**Gráfico 1** – Intervalo de Confiança (95%) da variável Força (N) segundo Tamanho do Intermediário

A tabela 5 apresenta a distribuição de frequência do Score da Fratura segundo o tamanho do Intermediário.

**Tabela 5** - Distribuição de frequência do Score da Fratura segundo o Tamanho do Intermediário (mm)

Score da fratura	Discriminação	Tamanho do Intermediário (mm)			Total
		4,0	0,0	2,5	
Ausência de fratura	N	4	0	8	12
	%	33,3%	0,0%	66,7%	100,0%
Fratura total da coroa	N	6	9	2	17
	%	35,3%	52,9%	11,8%	100,0%
Fratura de coroa e parafuso	N	0	1	0	1
	%	0,0%	100,0%	0,0%	100,0%
Total	N	10	10	10	30
	%	33,3%	33,3%	33,3%	100,0%

O gráfico 2 a seguir apresenta a frequência dos Scores da fratura segundo o Tamanho do Intermediário.

**Gráfico 2** – Frequência dos Scores da Fratura segundo o Tamanho do Intermediário.

A tabela 6 apresenta as estatísticas descritivas da variável Score da Fratura segundo o tamanho do Intermediário.

**Tabela 6** - Estatísticas descritivas da variável Score de Fratura segundo o Tamanho do Intermediário

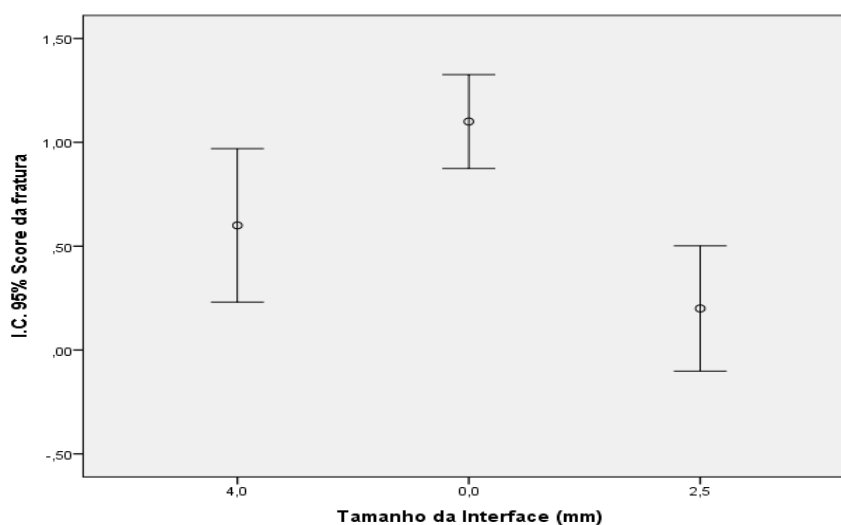
Tamanho do Intermediário (mm)	N	Score Médio	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de Confiança (95%)	
					LI	LS
4,0	10	0,60 <sup>a, b</sup>	0,52	0,16	0,23	0,97
0,0	10	1,10 <sup>b</sup>	0,32	0,10	0,87	1,33
2,5	10	0,20 <sup>a</sup>	0,42	0,13	0,00	0,50

A análise dos valores do Score da Fratura segundo o Tamanho do Intermediário, apresentou valor da estatística do teste não paramétrico de kruskal-Wallis igual a 13,38, que foi estatisticamente significativa, pois  $p < 0,05$ , indicando existir diferença entre os valores do Score médio da fratura segundo a Tamanho do Intermediário.

Os resultados do teste de comparações múltiplas não paramétricas de Dunn mostraram que o Score médio da Fratura para o Tamanho do Intermediário 2,5 é menor e apresenta diferença estatisticamente significante quando comparado com o Tamanho do Intermediário 0,0.

O gráfico 3 a seguir apresenta os intervalos de confiança para os Scores médios da Fratura segundo o Tamanho do Intermediário.

**Gráfico 3** – Intervalo de Confiança (95%) do Score Médio de Fratura segundo o Tamanho do Intermediário



## 5. DISCUSSÃO

Com o sucesso dos implantes dentários, passou-se a ter uma preocupação maior para solucionar a estética no tratamento reabilitador. A problemática apontada na posição do implante, no intermediário ou pilar e a sua inclinação. Alguns fatores relacionados a implantodontia estética estão intimamente ligados aos componentes protéticos que ao longo do tempo sofreram grandes transformações, tendo em vista soluções harmônicas (Cionca *et al.*, 2014).

Próteses fixadas ao implante recebem forças que comportam-se mecanicamente diferente das próteses sobre dente durante a função mastigatória, devido a ausência do ligamento periodontal. Este fato torna crítica a transmissão de forças, exigindo melhores propriedades do material reabilitador (Cruz *et al.*, 2010).

Estudos *in vitro* de coroas individuais de próteses sobre implantes que usaram o teste carga de fratura relataram fratura de pilares, parafuso de pilares, ou implantes (Hosseini *et al.*, 2012). Isto vai em contraste com os resultados encontrados no presente estudo, no qual não foi observado fratura de pilar ou implante nos três grupos avaliados. Houve apenas uma fratura de parafuso da prótese no grupo G1. Também relataram o afrouxamento do parafuso, perda de retenção, e fraturas da cerâmica de recobrimento como as falhas mais comuns em coroas metalocerâmicas em próteses sobre implantes. Nesse estudo, após o teste de fadiga não foram observadas afrouxamento de parafuso nem perda de retenção.

Em uma pesquisa realizada por Hosseini M et al, foram analisados os modos de fratura durante o carregamento cíclico de próteses unitárias implanto-suportadas. As coroas foram submetidas a uma força oclusal de 800N com uma frequência de 2Hz. Em nenhum pilar de metal ocorreu a fratura, enquanto nos pilares de zircônia foi observado. De acordo com Kelly JR, a força de carga de 800N simula quatro anos de esforço oclusal em contínuo apertamento. Em nosso estudo, a máquina universal poderia chegar a força de 2000N até que ocorresse a fratura de qualquer componente do espécime. Comparativamente ao estudo de Hosseini M et al, as

fraturas de coroas ocorreram entre os valores de força de 515,62N a 1272,97N, sendo a menor média de 500,6N do grupo G1, e a maior de 959,2N do grupo G2, mas em nenhum caso houve a fratura do pilar metálico. Por outro lado, não foi observado a fratura da coroa em 4 coroas cimentadas sobre pilar protético de 4mm e em 8 coroas sobre pilar protético de 2,5mm, sendo a carga máxima que foram submetidas de 1333,57N, o que está acima do valor descrito por Kelly JR. como suficiente para análise. No grupo G1, sem pilar protético, foi observada a falha até a fratura total em todos os espécimes, sendo a média de força de 500,6N, a menor entre os três grupos, o que vai de acordo com Premwara T. et al, que relata ser a fratura de porcelana o maior problema observado na maioria dos estudos.

A média de força de fratura do grupo G1 foi significativamente menor que os grupos G2 e G3, que não tiveram diferenças estatísticas relevantes entre si. Em contraste com esses achados, pilares de zircônia com e sem intermediários protéticos apresentaram carga de fratura comparáveis após simulação de mastigação, em outra investigação diferente (Truninger *et al*, 2012).

Ainda é reportado na literatura, que quando bem indicados e com um adequado ajuste oclusal, pilares de zircônia e titânio não diferem estatisticamente em relação a resistência à fratura na região incisal, resistindo ao valor de carga de 300N, indicado na literatura como valor máximo para esta região (Christensen, 2008)

Outrora, Chandur W. et al testaram vinte e duas espécimes simulando coroas implantosuportadas anteriores. Função mastigatória foi simulada em um protocolo de fadiga até que ocorresse a falha. Dentro das limitações, os pilares de zircônia em peça única apresentaram uma resistência a fratura significativamente menor do que os pilares de titânio (Foong *et al.*, 2013).

## 6. CONCLUSÃO

A partir dos resultados encontrados, da análise estatística e revisão bibliografia podemos concluir que:

1. O uso de intermediários metálicos de tamanhos diferentes não apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação a resistência a força.
2. Coroas à base de zircônia cimentadas sobre pilares metálicos possuem mais resistência a fratura do que coroas diretamente sobre o implante
3. Coroas à base de zircônia cimentadas sobre intermediários de 2,5mm e 4mm de altura apresentam resultados favoráveis e ausências de fratura em relação ao grupo sem intermediário.

## 7. REFERÊNCIAS

Arango HG. Bioestatística teórica e computacional. 1.ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 2001. 236p.

Butz, F., Heydecke, G., Okutan, M. & Strub, J.R. (2005) Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chew-ing simulation. *Journal of Oral Rehabilitation* 32: 838–843.

Cionca N, Müller N, Mombelli A. Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: A prospective clinical study. *Clin Implant Res*, 2014 Mar; 26(4): 413-18.

Christensen GJ. Selecting the Best abutment for a single implant. *JADA*, 2008; 139: 484-87.

Coelho PG, Bonfante EA, Silva NR, Thompson VP. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res*. 2009 Apr; 88(4): 382-86)

Cruz FLG, Reis JRG, Teixeira VCF, Vieira IS, Ribeiro CG, Assis NMSP. Aesthetics implantology in maxillary anterior region – metallic or ceramic abutment? A review.

Foong JK, Juiz RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments pillars: A study vitro. *J Prosthet Dent*, 2013 May; 109 (5): 304-12.

Hosseini M, Kleven E, Gotfredsen K. Fracture mode during cyclic loading of implant-supported single restorations. *J Prosthet Dent*, 2012 Aug;108 (2): 74-83.

Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and incidence of biological technical and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin. Oral Impl. Res*. 2012; 6: 2-21

Kelly JR. Clinically relevante approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J. Prosthet Dent* 1999;81:652-61.

Oilo M, Kvam K, Gjerdet NR. Simulation of clinical fractures in three different ceramic crowns. *Eur J Oral Sci*, 2014 Jun; 122 (3): 245-50.



Premwara T, Noppavan N, Chantana T. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*, 2012 May; 4(2): 76-83.

Schioli, G. Single-tooth implant restorations in the esthetic zone with PureForm ceramic crowns: 3 case reports. *Oral Implantol* 2004; 30(6): 358-63.

Tartaglia GM, Sidoti E, Sforza C. A 3-year follow-up study of all-ceramic single and multiple crowns performed in a private practice: a prospective case series. *Clinics (Sao Paulo)*, 2011 Dec; 66(12): 2063-70.

Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CHF, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant - abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin. Oral Impl. Res.* 23, 2012; 12–18.

Vieira SM. *Bioestatística : tópicos avançados*. 1.ed. São Paulo : Campus, 2003. 228p.

Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol*, 2005; 26: 507-16.