



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

GABRIELA FREITAS RAMOS

**PROBABILIDADE DE FALHA DE COROAS COM
INFRAESTRUTURA EM ZIRCÔNIA COM
DIFERENTES GEOMETRIAS**

2014

GABRIELA FREITAS RAMOS

**PROBABILIDADE DE FALHA DE COROAS COM
INFRAESTRUTURA EM ZIRCÔNIA COM DIFERENTES
GEOMETRIAS**

Dissertação apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese dentária.

Orientadora: Pesquisadora Dra. Renata Marques de Melo Marinho

São José dos Campos

2014

BANCA EXAMINADORA

Pesq. Dra. Renata Marques de Melo Marinho (Orientadora)

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP - Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Flávia Pires Rodrigues

UNIP- Universidade Paulista
Campus de São Paulo

São José dos Campos, 08 de dezembro de 2014.

DEDICATÓRIA

Gostaria de dedicar essa dissertação...

À **DEUS**, que é a força que rege e impulsiona minha vida. Ele me sustenta em todos os momentos e me faz sentir amparada. É esse Deus, que de uma maneira inexplicável, se faz presente, mesmo quando tudo parece perdido.

À **Maria**, mãe de Jesus, que se permitiu ser também minha, e tenho certeza que sempre intercedeu por mim junto a DEUS.

Aos meus pais, **Donizete de Souza Freitas e Francisca Paula da Silva Freitas**, que abdicaram de suas próprias vidas para garantir a mim e a meu irmão um futuro melhor que o deles. Sempre quando penso em vocês, lembro-me daquela canção que dizia: “Das muitas coisas do meu tempo de criança... (Utopia- Pe Zezinho)”. Eu sei do esforço que fizeram, e ainda fazem, e do amor incondicional que tem por mim. Simples palavras não são capazes de demonstrar a gratidão e o orgulho que lhes tenho. Apesar das marcas que o tempo e o sofrimento deixaram em vocês, de um jeito brilhante, acharam o caminho para vencer na vida, e eu sou a prova disso. A vocês dedico não somente esta dissertação, mas toda minha vida. Também ao meu irmão **Matheus Silva Freitas**, que sempre foi meu amigo, me dando força e torcendo por mim. Amo vocês.

Ao meu marido **Wagner José Ramos** pelo companheirismo, pelo amor, pela compreensão e por ser meu suporte emocional, tornando minha vida mais leve. Você trouxe aos meus dias o que faltava, me fazendo mais feliz.

AGRADECIMENTOS

Ao *Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos da Universidade Estadual Paulista*, na pessoa do diretor Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli e do vice-diretor Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara.

Ao *Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora*, na pessoa da coordenadora Prof^a. Marcia Carneiro Valera.

À *Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)* pela concessão da bolsa durante os primeiros meses de Mestrado.

À *Fundação de Amparo à Pesquisa do estado de São Paulo (FAPESP)* pela concessão do Auxílio à Pesquisa que possibilitou a aquisição dos materiais necessários para a realização deste trabalho, pela bolsa durante os dois anos de mestrado.

À minha família de sangue *Freitas*, e de coração, *Ramos*, por estarem sempre presentes em minha vida.

À minha orientadora *Pesquisadora Dr. Renata Marques de Melo Marinho* pela atenção e paciência elástica. Nunca hesitou em dividir comigo seus conhecimentos. Você é uma pessoa excepcional, além de uma grande orientadora, se tornou uma excelente amiga. Com você aprendi que nem sempre as coisas acontecem como imaginamos, mas que isso é pesquisa, e o que temos é um resultado.

Ao **professor Tit. Marco Antonio Bottino** por ter me iniciado na pesquisa e me dado suporte para seguir no mestrado.

Aos **professores do Programa de Pós-graduação** que contribuíram de alguma forma para o desenvolvimento acadêmico.

Às grandes amigas **Kassia Paulino e Marina Amaral** por estarem sempre me apoiando nesta trajetória. Sem vocês esta caminhada seria menos feliz.

Aos inesquecíveis amigos **Nathália Ramos, Aline Lima, Júlio Luz, Vinícius Anéas, Ligia Yamamoto, Evelyn Monteiro, Ronaldo Carvalho e Carolina Almeida.**

Aos amigos de pós graduação **Sabrina, Sarina, Sâmia, Fernanda Papaiz, Fernanda Campos, Carolina Martinelli, Caroline Cotes, Ana Carolina, Anna Karina, Alecsandro, Rafaela, Tabata, Pollyanna, Ana Flávia, Leandro, Regina, Nayara e Lilian.** E a todos que passaram por aqui e deixaram um pedacinho marcado no meu coração, em especial a **Vanessa, Priscilla, Pedro, Marília e Paula**

Aos técnicos de laboratório **Thaís**, por estar sempre pronta a ajudar, e ao **Marcos** por fazer este laboratório andar, sempre disposto a nos ajudar, inclusive em horas fora do seu expediente. Obrigada pela amizade e por alegrar os dias de laboratório.

Ao **Carlos Guedes** e à **Michele**, pela eficiência, disponibilidade, sempre dispostos a ajudar.

À secretaria da pós-graduação, **Rose, Bruno e Ivan**, pela competência e dedicação, sempre dispostos a nos ajudar.

A todos os funcionários da UNESP, em especial Fernando, Marco e Lilian pela assistência, disponibilidade e amizade.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	7
LISTA DE QUADROS E TABELAS.....	9
RESUMO.....	10
ABSTRACT.....	11
1 INTRODUÇÃO.....	12
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	16
2.1 Falhas na união entre zircônia e cerâmica de cobertura.....	16
2.2 Geometria da restauração.....	18
2.3 Fadiga em restaurações totalmente cerâmicas e módulo de Weibull.....	21
3 PROPOSIÇÃO.....	25
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	26
4.1 Confeção dos espécimes e teste de fadiga.....	26
4.2 Análise dos Resultados.....	36
5 RESULTADOS.....	38
5.1 Análise de Weibull.....	38
5.2 Análise fractográfica.....	41
6 DISCUSSÃO.....	44
7 CONCLUSÃO.....	50
8 REFERÊNCIAS.....	51
ANEXO A.....	57

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Aleatorização dos dentes.....	26
Figura 2 - Preparo para inclusão: Posicionamento do dente na haste vertical de um delineador para inclusão em poliuretano.....	27
Figura 3 – Inclusão do dente em poliuretano.....	27
Figura 4 - Posicionamento do dente em uma base de microscópio óptico adaptado para realização do preparo.....	28
Figura 5 - Preparo finalizado.....	28
Figura 6 - Obtenção do troquel através de moldagem pela técnica de dupla mistura.....	29
Figura 7 - Desenho das infraestruturas no sistema Cerec (CAD/CAM): a- tradicional (coping); b- modificada I; c- modificada II.....	30
Figura 8 - Manipulação da cerâmica de cobertura.....	32

Figura 9 - Aplicação da cerâmica de cobertura (Modelo padrão do Ms Hilton Riquieri): à esquerda- coping adaptado no modelo; à direita aplicação da primeira queima de dentina.....	32
Figura 10 - Esquematisação das coroas (vista proximal).....	33
Figura 11 - Desenho das coroas: Tradicional, Modificada e Monolítica (vista oclusal), da esquerda para direita.....	33
Figura 12 - Aplicação de uma fina camada de vidro na superfície externa da coroa.....	34
Figura 13- Aplicação do evidenciador de trincas.....	34
Figura 14- Gráfico de probabilidade de falha x tempo (ciclos) dos grupos experimentais.....	40
Figura 15- Imagem representativa da coroa tradicional obtida em MEV e estereomicroscópio.....	42
Figura 16- Imagem representativa da coroa modificada obtida em MEV e estereomicroscópio.....	43
Figura 17- Imagem representativa da coroa monolítica obtida em MEV e estereomicroscópio.....	43

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Etapas do ciclo de sinterização da cerâmica VM9 de acordo com as recomendações do fabricante.....	32
Tabela 1- Valores de β e η para os grupos experimentais.....	39
Tabela 2- Caracterização das falhas por grupo e total de coroas sobreviventes.....	39
Tabela 3- Número e tipo de falhas para cada período decorrente (Ciclo).....	39
Tabela 4- Probabilidade de falha em cinco anos e taxa de falha ao ano pelo mesmo período.....	41

Ramos GF. Probabilidade de falha de coroas com infraestrutura em zircônia com diferentes geometrias [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP- Univ Estadual Paulista; 2014.

RESUMO

Este estudo avaliou a probabilidade de falha de coroas de zircônia recobertas total ou parcialmente com cerâmica de cobertura e *glaze*, para determinação da sua confiabilidade por meio da análise de Weibull. Sessenta molares foram selecionados e preparados para coroa total, e divididos em três grupos (n = 20): Tradicional - infraestrutura em zircônia e cobertura total em porcelana; Modificada - infraestrutura em zircônia com cobertura parcial de cerâmica de cobertura (Vestibular) e; Monolítica - totalmente em zircônia. Em todos os espécimes, foi aplicada uma fina camada de vidro (*glaze*). Os espécimes foram submetidos à ciclagem mecânica (100 N, 3 Hz), com um pistão ($\varnothing = 6$ mm), até a falha dos espécimes ou até completar 2×10^6 ciclos. A cada 500.000 ciclos, os espécimes foram inspecionados quanto à presença de falhas, em estereomicroscópio (10 \times). Os tipos de falhas predominantes foram as trincas e o lascamento na cerâmica de cobertura, e também falhas por delaminação e descolamento da coroa. Os parâmetros de Weibull (*beta e eta*), com intervalo de confiança bilateral de 95% foram respectivamente: Tradicional - 1,25 e 0,09 E + 07 ciclos; Modificada - 0,58 e 1,16 E + 07 ciclos e Monolítica - 1,05 e 1,64 E + 07 ciclos. As coroas Tradicionais apresentaram maior susceptibilidade à falha por fadiga, as Modificadas apresentaram maior propensão a falhas precoces e as Monolíticas não demonstraram susceptibilidade à fadiga. As coroas Modificada e Monolítica apresentaram então maior número de coroas que não apresentam falhas após o teste de fadiga.

Palavra-chave: Coroas. Taxa de sobrevivência. Cerâmicas.

Ramos GF. Failure probability of crowns with zirconia infrastructure with different geometries [dissertação]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP- Univ Estadual Paulista; 2014.

ABSTRACT

This study evaluated the failure probability of fully or partially porcelain / glaze veneered crowns, determining their failure probability with Weibull analysis. Sixty molars were selected and prepared for first molar full crown and divided into three groups (n = 20): Traditional -crowns with zirconia infrastructure covered with feldspathic porcelain; Modified - crown partially covered with veenering porcelain and Monolithic - Full countour zirconia crown. All specimens were treated with glaze layer. Specimens were submitted to mechanical cycling (100 N, 3 Hz) using a piston ($\varnothing = 6$ mm) until the specimens failure or up to 2×10^6 cycles. Every 500,000 cycles the specimens were inspected for the presence of flaws in stereomicroscope (10 \times). The predominant type of failure was cracking and chipping of the feldspathic porcelain, followed by delamination and debonding . Weibull parameters (beta and eta), with two-sided confidence interval of 95 % , were respectively: Traditional - 1,25 and 0,09 E + 07 cycles ; Modified- 0,58 and 1,16 E + 07 cycles; Monolithic - 1,05 and 1,64 E + 07cycles. Traditional crowns showed greater susceptibility to fatigue, the Modified group presented higher propensity to early failures, and Monolithic showed no susceptibility to fatigue. Modified and Monolithic presented then highest number of crowns presenting no failures after the fatigue test. The three crown designs presented quite different behaviors under fatigue. The two modified groups presented less probability to failure after 2×10^6 cyles.

Keyword: Crowns. Survival rate. Ceramics.

1 INTRODUÇÃO

A zircônia tem grande destaque na odontologia para confecção de restaurações totalmente cerâmicas, devido as suas excelentes propriedades mecânicas, principalmente pelo mecanismo de tenacidade à fratura (Heuer et al., 1986). Esse mecanismo ocorre no momento em que, sob tensão, uma trinca se inicia, e uma transformação de fase dos grãos de zircônia de tetragonal para monoclinico ocorre. Nesse momento há um aumento de volume de aproximadamente 3%, o que impede ou dificulta a sua propagação (Piconi, Maccauro, 1999).

Embora seja um material com alta resistência, apresenta um grau opacidade, e por isso é utilizada como infraestrutura de restaurações totalmente cerâmicas. Para recobrimento dessas infraestruturas, é utilizada uma cerâmica de cobertura com propriedades ópticas semelhantes ao dente natural (Conrad et al., 2007), o que garante uma estética satisfatória. Essa bicamada apresenta tensões residuais por estes materiais apresentarem diferentes coeficientes de expansão térmica (Benetti et al., 2010), que podem levar à fratura precoce da cerâmica de cobertura.

As restaurações totalmente cerâmicas apresentam certa susceptibilidade à fratura (Scherrer et al., 1999), quando comparadas às metalocerâmicas e, por isso, apresentam um alto índice de falhas

clínicas, caracterizadas como trincas radiais, lascamento (falha coesiva da porcelana), delaminação (falha adesiva entre a cerâmica de cobertura e a infraestrutura), que já foram relatadas em alguns estudos (Sailer et al., 2007; Crisp et al., 2008; Christensen, Ploeger, 2010). Além da incompatibilidade térmica, essa susceptibilidade pode ser explicada também pela técnica de processamento, seja do material ou da própria restauração (Lima et al., 2013) ou pelo suporte inadequado de cerâmica de cobertura (Corazza et al., 2013).

Para otimizar o desempenho do sistema cerâmico, algumas manobras podem ser utilizadas como: modificação da geometria da coroa, para diminuir o risco de fratura. Isso se obtém, sobretudo, com a melhoria do suporte para cerâmica de cobertura e, assim aumentando a longevidade da restauração (Silva et al., 2011). Também podem ser utilizadas técnicas como resfriamento lento (Komine et al., 2010) e diminuição do número de etapas de sinterização da cerâmica de cobertura (De Jager et al., 2005). Mesmo assim, ainda se relata a ocorrência de trincas, lascamento (falha coesiva) ou delaminação (falha adesiva) da cerâmica de cobertura (Sailer et al., 2007; Christensen, Ploeger, 2010), principalmente porque algumas falhas podem ocorrer quando estão expostas em meio bucal. Sabe-se que a ação corrosiva das moléculas de água, quando em contato com a trinca, leva ao aumento dos defeitos críticos da cerâmica de cobertura, principalmente sob tensão (Quinn et al., 2005; Quinn, 2007).

A análise de fratura dos materiais tem por objetivo identificar porque e onde as estruturas falham. Assim, as falhas que

ocorrem nas restaurações totalmente cerâmicas podem ser analisadas por meio de fractografia para descobrir a origem da fratura e sua possível causa (Quinn et al., 2005). As trincas radiais, produzidas no interior da restauração (geralmente na interface cerâmica de cobertura/zircônia), sob fadiga, são consideradas as responsáveis pela falha por delaminação ou catastrófica (Rekow et al., 2011).

Sabendo que, clinicamente, as falhas em coroas totalmente cerâmicas ocorrem quando submetidas à fadiga (Rekow, Thompson, 2007), o estudo laboratorial dessas estruturas, além de simular o esforço mastigatório repetitivo, deve ser feito de maneira a simular a anatomia dental e deve considerar a utilização de substratos clinicamente relevantes, como a dentina, a resina ou o metal (Bonfante, 2009; Kosmac et al., 2000). Além disso, deve-se impedir a exposição da zircônia ao meio aquoso, já que esta sofre degradação. Essa degradação ocorre devido à penetração de água nas trincas, aliada ao aumento de tensões internas que desencadeiam a transformação de fase tetragonal-monoclínica no interior do material, levando a fratura (Chevalier et al., 2007). Neste sentido, a cerâmica de cobertura protege a infraestrutura de zircônia. Recobrir a zircônia com uma fina camada de vidro pode ser uma forma de minimizar as fraturas decorrentes do recobrimento com cerâmica de cobertura (Zhang et al., 2012). Isso porque o esforço feito sobre o vidro de fina espessura é imediatamente transmitido para o material de maior módulo (zircônia). Este método também evita a degradação da zircônia, pois impede que as moléculas de água penetrem nas trincas.

Quanto ao tempo de vida estimado para uma estrutura cerâmica, pode ser feito com a estatística de Weibull (Baran et al., 2001), que permite determinar, entre outros fatores, a confiabilidade do material (Della Bona et al., 2003).

A literatura relata inúmeras falhas clínicas em restaurações totalmente cerâmicas, principalmente na cerâmica de cobertura (Al-Amleh et al., 2010), que tem sido atribuídas à compatibilidade térmica (Benetti et al., 2014), suporte inadequado da cerâmica de cobertura (Corazza et al., 2013) e até mesmo técnica de processamento do material ou da restauração (Lima et al., 2013). Outra questão é o desenho das coroas com infraestrutura em zircônia que foi estudado no presente trabalho. Assim, o estudo verificou se a modificação da geometria da coroa e do material que a constitui poderiam impedir ou minimizar a ocorrência de falhas e diminuir insucesso da restauração quando estiver sob fadiga.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Falhas na união entre zircônia e cerâmica de cobertura

A zircônia tem sido bastante utilizada na área odontológica como infraestrutura de próteses dentárias por ser um material que apresenta biocompatibilidade e excelentes propriedades mecânicas. Destacam-se sua boa estabilidade química e dimensional, alta resistência mecânica e mecanismo de tenacidade (Piconi, Maccauro, 1999). Esse mecanismo ocorre no momento em que, sob tensão, inicia-se uma trinca na zircônia que é dificultada ou impedida de se propagar pela transformação de fase tetragonal-monoclínica (t-m), que gera um aumento de volume de aproximadamente 3% (Denry, Kelly, 2008).

Embora seja um material com alta resistência, a zircônia não apresenta propriedades ópticas que sejam semelhantes às do dente natural, por isso são utilizadas como infraestrutura de restaurações totalmente cerâmicas. Para recobrimento dessas infraestruturas, é utilizada uma cerâmica de cobertura com propriedades ópticas semelhantes ao dente natural (Conrad et al., 2007) que é considerada uma cerâmica vítrea com boa translucidez, o que garante a restauração uma estética satisfatória.

Apesar dessas propriedades, as restaurações totalmente cerâmicas estão sujeitas a um crescimento lento de trincas (Scherrer et al., 1999), e por isso apresentam inúmeras falhas clínicas, caracterizadas como trincas radiais, lascamento (Falha coesiva da porcelana), delaminação (falha adesiva entre a cerâmica de cobertura e a infraestrutura), que são relatadas em alguns estudos clínicos (Sailer et al., 2007; Crisp et al., 2008 ; Swain, 2009; Al-Amleh et al., 2010; Christensen, Ploeger, 2010). Essa susceptibilidade ao crescimento de trincas pode ser explicada pelas tensões residuais provenientes da diferença de coeficientes de expansão térmica desses materiais (Benetti et al., 2010), que podem levar à fratura precoce da cerâmica de cobertura ou também pela técnica de processamento, seja do material ou da própria restauração (Lima et al., 2013).

Al-Amleh et al. (2010) em uma revisão sistemática da literatura sobre coroas e próteses fixas com infraestrutura em zircônia mostraram que somando-se a incidência de falhas, ocorreu maior número de fraturas para cerâmica de cobertura do que para zircônia. Esse alto índice de falhas, além da incompatibilidade térmica, se dá também pelo suporte inadequado de cerâmica de cobertura (Corazza et al., 2013) e pela espessura da cerâmica de cobertura e protocolo de resfriamento (Lima et al., 2013).

Benetti et al. (2014) investigaram as possíveis razões para fraturas de restaurações cerâmicas à base de zircônia originadas de trincas de defeitos localizados dentro ou na sub-superfície da porcelana. Ainda analisaram o desenvolvimento de tensões residuais das restaurações com infraestrutura em zircônia recobertas com

cerâmica de cobertura, como resultado de resfriamento lento e rápido. Verificaram que o protocolo de resfriamento tem grande influência na redução (resfriamento lento) ou aumento (resfriamento rápido) da tensão residual nas restaurações totalmente cerâmicas concordando com Lima et al. (2013). Também afirmaram que problemas de sinterização associados a tensões residuais transitórias podem ser a causa da fratura precoce destes materiais, levando-os a concluir que a mudança de espessura de 1 mm para 2 mm, aumenta significativamente os gradientes de tensão residual e que um resfriamento lento evita a propagação de trincas a partir dos defeitos da cerâmica de cobertura, o que promove uma distribuição uniforme de temperatura na coroa.

2.2 Geometria da restauração

A alteração da geometria (Bonfante et al., 2010; Silva et al., 2011), seja do preparo ou da restauração, pode aumentar a taxa de sobrevivência das restaurações totalmente cerâmicas, principalmente por aumentar o suporte da cerâmica de cobertura (Silva et al., 2011; Corazza et al., 2013) . Quando associado a um resfriamento lento, pode diminuir a tensão residual destas restaurações (Choi et al., 2011; Al-Amleh et al., 2014). A geometria deficiente da infraestrutura pode contribuir para uma falha precoce da restauração,

seja lascamento da cerâmica de cobertura ou delaminação (Sailer et al., 2007; Christensen, Ploegger, 2010).

Benetti et al. (2014), reforçaram esses estudos mostrando que quando se aumenta a espessura da infraestrutura (Zircônia), e conseqüentemente se reduz a quantidade de cerâmica de cobertura, há uma diminuição da tensão residual no sistema cerâmico, o que também reduz o risco de fratura precoce. Lima et al. (2013) mostraram que se há a redução da espessura da cerâmica de cobertura, há uma aumento na resistência destas restaurações.

Al-Amleh et al. (2014) investigando a influência da taxa de resfriamento na tensão residual de restaurações totalmente cerâmicas, alterando a altura de cerâmica de cobertura nas cúspides, percebeu que quanto maior a espessura deste material, maior a tensão residual acumulada, o que corrobora com o estudo de Anusavice et al. (2013), que mostrou que a redução da espessura aumenta a probabilidade de falhar de 1 ano e meio para 10 anos a probabilidade de falha.

Bonfante et al. (2010) avaliaram a tensão na infraestrutura e na cerâmica de cobertura simulando condições de fadiga por meio de testes térmicos e mecânicos. A partir de um programa computacional CAD, foram obtidos dois preparos dentais de primeiro molar, um tradicional e outro com a lingual estendida, e sobre os modelos foram construídas coroas dentais para os respectivos preparos. As coroas foram termocicladas e fadigadas em uma máquina com contato deslizante a uma carga vertical de 1200 N e 300 N horizontal. Esse estudo foi realizado para compreender se há

confiabilidade nas coroas de Y-TZP frente a uma alteração no desenho geométrico. Bonfante et al. (2010), concluíram que a alteração no desenho das coroas resulta no aumento da confiabilidade das restaurações cerâmicas, já que os modelos modificados resistiram mais ao ensaio de fadiga do que as coroas tradicionais.

Silva et al. (2011) ao alterar o desenho do preparo e ao realizar um preparo modificado com a lingual estendida, perceberam um benefício para o suporte de porcelana, o que indica o aumento de confiabilidade das restaurações.

Porém, no estudo realizado por Lorenzoni et al. em 2010, no qual avaliaram o efeito do desenho de infraestruturas na vida em fadiga e o modo de falha de sistemas cerâmicos em dois desenhos de restauração, desenho padrão para o preparo e o outro desenho do preparo com lingual estendida, concluíram que o desenho da infraestrutura não melhorou a vida em fadiga das restaurações.

Também em um estudo de Aboushelib em 2012, ao avaliar resistência à fadiga e à fratura de coroas de zircônia recobertas com cerâmica de cobertura com diferentes linhas de término da infraestrutura, verificaram que a simulação da fadiga não influenciou na resistência das coroas, apenas ocasionou um crescimento lento de trincas nas coroas provocando o aumento de falhas coesivas comprovados pela análise microscópica. Embora estes estudos mostrem que a alteração do desenho não influenciou na sobrevivência das restaurações totalmente cerâmicas, outros estudos realizados com fadiga, como os de Coelho et al. (2009) e Yilmaz et al. (2011) concordam com Aboushelib (2012) sobre a necessidade de se

aumentar o número de ciclos, para se obter resultados mais confiáveis dessas restaurações a longo prazo.

Zhang et al. (2013) em sua revisão de literatura, mostraram que a eliminação do elo fraco que existe entre a infraestrutura e a cerâmica de cobertura, em restaurações monolítica, pode garantir o aumento da taxa de sobrevivência das restaurações cerâmicas, como por exemplo a zircônia, por serem mais resistentes a danos superficiais do que as cerâmicas vítreas. Também mostraram que restaurações em camadas apresentam uma taxa de sobrevivência menor do que as coroas monolíticas.

2.3 Fadiga em restaurações totalmente cerâmicas e módulo de Weibull

Restaurações cerâmicas são susceptíveis à propagação de trincas. Sabendo que esses defeitos iniciam na superfície oclusal (Sailer et al., 2009), estudos laboratoriais devem ser delineados para avaliar a verdadeira condição bucal, para obter resultados confiáveis sobre a taxa de sobrevivência das restaurações em longo prazo. Assim, a resistência à fadiga, chamada também por Nelson (1990) de teste de vida acelerado, tem sido bastante estudada por diversos pesquisadores, por simular os esforços mastigatórios, os quais fragilizam as restaurações totalmente cerâmicas deixando-as susceptíveis à fratura. Essa fratura ocorre a partir de um defeito estrutural pré-existente associado a uma força repetitiva (Zhang et al., 2013). É importante

também que a reprodução da anatomia dental seja feita em substratos relevantes como a dentina, o metal ou a resina (Bonfante, 2009) para se aproximar da realidade clínica, o que permite maior confiabilidade dos resultados quando se utiliza ensaio com fadiga. Coelho et al. (2009) mostraram que um estudo de fadiga com contato deslizante sob uma coroa geométrica em meio aquoso é clinicamente relevante.

O crescimento lento de trincas é um fenômeno que pode ocorrer quando materiais totalmente cerâmicos são submetidos à fadiga e, segundo Gonzaga et al. (2011), através dos parâmetros de crescimento lento de trincas pode-se determinar a susceptibilidade de um material ao fenômeno de corrosão, além de prever a longevidade clínica de restaurações cerâmicas, ajudando também na melhoria da microestrutura para que aumente o tempo de vida das restaurações.

Esse crescimento pode ocorrer através de diferentes tipos de fadiga, como fadiga estática, fadiga dinâmica, e a fadiga cíclica podendo citar a Curva S-N (Scherrer et al., 2011) construídas através da fadiga com altos valores de ciclos e cargas baixas, geralmente utilizadas para materiais que sofrem deformação elástica; ciclagem com carga fixa (Studart et al., 2007) no qual a taxa de tensão se mantém constante durante todo o ensaio de fadiga; *stair-case approach* (Amaral, 2013) conhecido como método de escada, onde se estima o tempo de vida dos materiais utilizando-se de variadas tensões até se obter a média da tensão necessária para a fratura do material e *step-stress* (Borba et al., 2013) é um método que utiliza-se de padrões específicos de estresse para cada corpo de prova, levando a falha

catastrófica ou ao término do ensaio, apresentam dados de espécimes sobreviventes.

Borba et al. (2013) estudaram a degradação da resistência de materiais cerâmicos em um ambiente semelhante ao bucal. Para esse estudo, foram utilizados testes de resistência: Fadiga cíclica do tipo *step-stress* que utiliza diferentes perfis de envelhecimento, resistência à flexão como controle e resistência à flexão com envelhecimento. Com esse estudo pode se concluir que o teste de fadiga *step-stress* reduziu a resistência da cerâmica alumina, quando comparado aos outros testes.

Geralmente essa fadiga acontece nas cerâmicas de cobertura por serem um elo mais fraco da restauração totalmente cerâmica quando comparado restaurações metalocerâmicas (Heintze, Rousson, 2010). Zhang et al. (2013) explica que esse elo mais fraco se dá pela diferença do coeficiente de expansão térmica, que gera tensões residuais na restauração, fato que também foi explicado por Benetti et al. em 2010, como incompatibilidade térmica entre a zircônia e cerâmica de cobertura.

As falhas clínicas acontecem em períodos variáveis e de diferentes modos de crescimento do defeito crítico do material (Anusavice et al., 2013). Como é mostrado em estudos clínicos como o de Christensen, Ploegger em 2010 e Sailer et al. em 2007, há predominância de falhas na cerâmica de cobertura como trincas, lascamento e delaminação. Por isso, é importante elaborar estratégias que prolonguem o tempo de vida destas restaurações (Zhang et al., 2013), para determinar assim a sua confiabilidade. Essa confiabilidade

é determinada pela distribuição de Weibull no qual a partir dos parâmetros de *beta* e *eta* é possível evidenciar o modo de falha e o tempo de vida útil das coroas (Nelson, 1990). Ainda Silva et al. (2012) confirmaram que esse teste acelera o fracasso das restaurações à base de zircônia.

Na análise de Weibull é feita uma análise de dados de vida que podem ser completos, quando se sabe o momento exato em que aconteceu a falha ou censurado quando se sabe o intervalo de tempos em que aconteceu a falha, através desta análise podem ser determinados os parâmetros de falha.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo geral foi avaliar a probabilidade de falha de coroas de zircônia recobertas total ou parcialmente com cerâmica de cobertura/ou *glaze*, com análise de Weibull.

O objetivo específico foi testar a hipótese nula (H_0) de que não há diferenças no comportamento dos tipos de coroas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Confeção dos espécimes e teste de fadiga

Foram utilizados sessenta molares (sem cáries, trincas ou defeitos estruturais), os quais foram limpos com uma solução de cloramina 2% (Vetec Química Fina, São Paulo, SP) e armazenados em água. Esse trabalho teve a apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos- UNESP sendo aprovado em 28/03/2013 (Processo número 12486313.4.0000.0077). Aleatoriamente, os dentes foram numerados e divididos em três grupos, por meio de um programa computacional (<http://www.quantitativeskills.com>), de acordo com a figura 1.

The screenshot displays the ALLOCATOR software interface. On the left, there is a 'Groups' table and an 'Options' panel. The 'Groups' table shows three groups (A, B, C) with a value of 0.33 each, and groups D, E, F, and G with a value of 0.0. The 'Options' panel includes fields for 'Number of Cases' (60), 'Random Seed' (1920364166), 'Method' (MINSTD (31bit)), 'Present by Group' (unchecked), and 'Group Size' (minimal unchecked, exact checked). A button labeled 'allocate' is at the bottom. On the right, the output text shows the random seed (1833993360), model (MINSTD), and group allocation details: Group A exactly 20 cases, Group B exactly 20 cases, and Group C exactly 20 cases. A warning message states 'Warning: group proportions add to less than one'. Below this, the range for each group is provided: Group A in range 0 upto 708669603.51, Group B in range 708669603.51 upto 1417339207.02, and Group C in range 1417339207.02 upto 212608810.53. At the bottom right, a table lists the first 10 cases with their group and random number.

case	group	rnd-number
1	C	1746834363
2	B	796217610
3	B	1058785619
4	B	926802297
5	B	1067330794
6	A	697768173
7	A	525394671
8	C	2002979486
9	A	122587636
10	B	893597385

Figura 1- Aleatorização dos dentes.

Após a divisão dos grupos cada dente foi embutido pela raiz até 2 mm da junção esmalte-cemento em poliuretano com ajuda de um delineador, a fim de posicionar o longo eixo do dente perpendicular ao solo (Figura 2). A coroa ficou presa na haste vertical do delineador e posteriormente, inserida no poliuretano (Figura 3).



Figura 2- Preparo para inclusão: Posicionamento do dente na haste vertical de um delineador para inclusão em poliuretano.

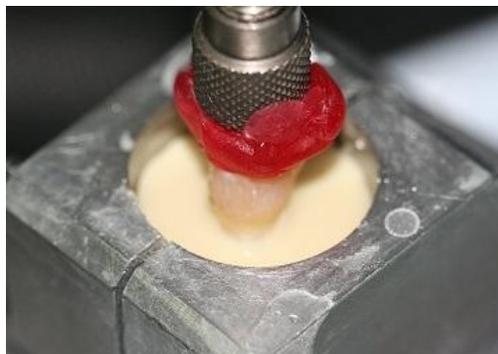


Figura 3- Inclusão do dente em Poliuretano.

O preparo das coroas totais para os molares foi realizado com uma caneta de alta rotação com as pontas diamantadas 4137 e 4137 F (KG Sorensen), sobre uma base de microscópio óptico a fim de padronizar o desgaste realizado sobre o dente (Figura 4). A redução oclusal foi feita até a completa remoção do esmalte e a altura do preparo foi de 5 mm em relação a junção esmalte-cimento. A redução axial foi de 1,5 mm (Figura 5).



Figura 4- Posicionamento do dente em uma base de microscópio óptico adaptado para realização do preparo.



Figura 5- Preparo finalizado.

Depois de realizados os preparos, estes foram moldados pela técnica de dupla mistura com silicone de adição (massa densa- Elite H-D+ Putty Soft, Rovigo Italia; massa leve Elite H-D+

Light Body Fast, Rovigo Italia). A base e o catalisador da massa densa foram preparados nas proporções indicadas pelo fabricante, o material foi levado em um dispositivo, e concomitantemente o material leve foi misturado e levado ao preparo por 5 minutos. Após 24 horas, foi aplicado sobre o molde um redutor de tensão superficial (Surfacer, Polidental Ind. E Com. Ltda) que foi removido depois de 20 minutos.

O modelo foi obtido com gesso tipo IV contendo em sua composição dióxido de titânio (CAM-base, Dentona AG, Alemanha), para captura óptica do preparo feito pelo *scanner*. A proporção seguida foi de 100 g de pó que foram aglutinados a 20 mL de água, e espatulados manualmente durante 1 minuto. Com auxílio de um pincel fino, o gesso foi levado ao molde em pequenas quantidades até o total preenchimento. O gesso foi aplicado no molde sobre um vibrador para evitar incorporação de bolhas. O modelo obtido foi removido do molde após 45 minutos (Figura 6).



Figura 6- Obtenção do troquel através de moldagem pela técnica de dupla mistura.

Os preparos foram recobertos com um contraste azul jateando-se o Cerec OptiSpray (Sirona Dental Systems, Bensheim,

Alemanha) para torná-los sensíveis à leitura com a luz azul do *scanner* óptico inEos Blue (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha)

Após isso, o término do preparo foi delimitado no computador e a infraestrutura foi desenhada com o programa Cerec 3D. Foi determinado também alívio interno de 70 μm para as infraestruturas (Figura 7). Então, foi aplicada, sobre o preparo escaneado, a coroa de um primeiro molar superior, para que no momento do ensaio de fadiga a ponta toque nas vertentes triturantes da coroa, na cerâmica de cobertura ou na zircônia, sem tocar na emenda da restauração. Em seguida, o bloco cerâmico pré-sinterizado Vita In-CeramYZ- YZ-40 (40 x 15 x 15 mm) (Vita Zahnfabrik, Alemanha) foi colocado no eixo central do compartimento da unidade fresadora e fixado em posição com uma chave, de forma que permaneceu firme durante toda fresagem.

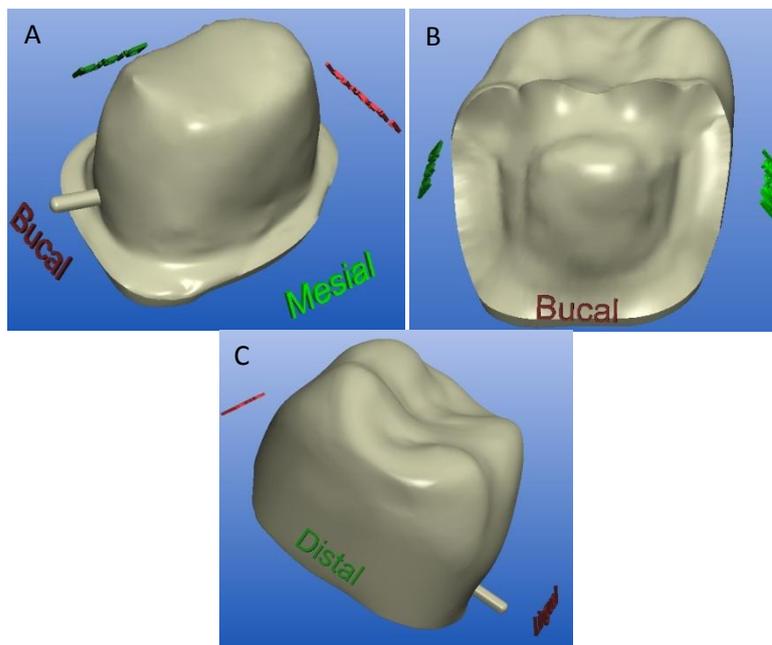


Figura 7- Desenho das infraestruturas no sistema Cerec (CAD/CAM). A) tradicional (coping); B) modificada; C) monolítica.

Para realização da fresagem, foram utilizadas duas pontas cilíndricas, uma de 1,6 mm de diâmetro que foi montada no braço esquerdo da fresadora para usinagem da superfície externa da infraestrutura e uma com 1,2 mm de diâmetro, no braço direito, para superfície interna, as quais serão substituídas a cada 20 blocos fresados. As infraestruturas foram fresadas com 20 % de aumento para compensar a contração que ocorre durante a sinterização, que foi feita no forno Vita Zyrcomat (Vita Zahfabrik, Alemanha).

Antes da sinterização das infraestruturas, foi realizada uma queima de limpeza no forno Vita Vacumat 6000 MP (Vita Zahfabrik, Alemanha) seguindo o protocolo de queima do fabricante (Quadro 1) Após a sinterização da infraestrutura, foi feita a aplicação da cerâmica de cobertura (Vita VM9, Vita Zahnfabrik, Alemanha), no qual o pó foi aglutinado ao líquido modelador de acordo com a figura 8; o limite dessa aplicação foi feito com um guia de silicone de adição, confeccionado através de enceramento prévio de primeiro molar que foi adaptado em um modelo de uma arcada superior para padronização das distâncias Mesio-Distal e Vestíbulo-Lingual e espessura de cerâmica de cobertura (aproximadamente 1 mm) (Figura 9).

A cerâmica de cobertura foi sinterizada no forno Vita Vacumat 6000 MP (Vita Zahnfabrik, Alemanha). A abertura do forno seguiu as recomendações do fabricante a fim de minimizar os efeitos térmicos prejudiciais à resistência do material. O ciclo de sinterização foi de acordo com o quadro 1. Para obtenção da cerâmica de cobertura, foi feita a padronização para duas queimas, na qual a

primeira com uma menor quantidade desse material e a segunda para obter o contorno da coroa.

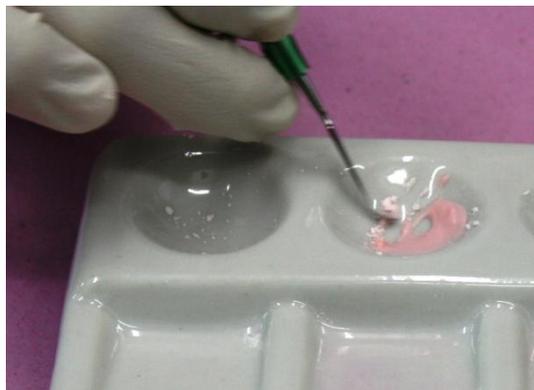


Figura 8- Manipulação da cerâmica de cobertura.

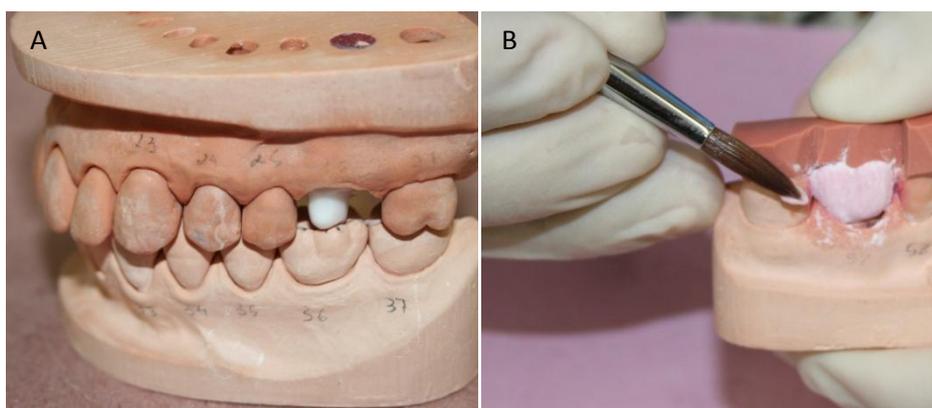


Figura 9- Aplicação da cerâmica de cobertura (Modelo padrão do Ms Hilton Riquieri). A) coping adaptado no modelo; B) aplicação da primeira queima de dentina.

Quadro 1- Etapas do ciclo de sinterização da cerâmica VM9 de acordo com as recomendações do fabricante

	Temp. Inicial °C	→ min	↗ min	↗ °C/ min	Temp. aprox. °C	→ min	↘ °C	→ min	Vácuo min
Queima de dentina	500	6.00	7.27	55	910	1.00	600	-	7.27
Queima glaze	500	0.00	5.00	80	900	1.00	600	-	4.20

Os grupos foram divididos de acordo com o tipo de desenho da coroa, que teve o seguinte protocolo: Tradicional- infraestrutura em zircônia e cobertura total em porcelana, Modificada- infraestrutura em zircônia com cobertura parcial de cerâmica de cobertura (somente vestibular, estendida ligeiramente para oclusal e; Monolítica- totalmente em zircônia. Todas recobertas com uma fina camada de vidro (*glaze*) (Vita Akzent, Vita Zahnfabrik, Alemanha). Os desenhos das coroas são mostrados nas figuras 10 e 11.

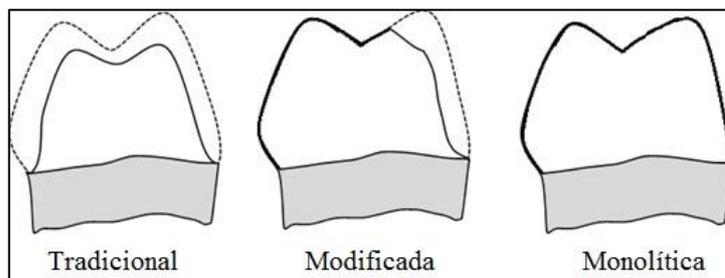


Figura 10- Esquematização das coroas (vista proximal).



Figura 11- Desenho das coroas: Tradicional, Modificada e Monolítica (vista oclusal), da esquerda para direita.

Após a aplicação da cerâmica de cobertura, as coroas foram polidas e em seguida, foi feita a aplicação de *glaze* (Vita Akzent, Vita Zahnfabrik, Alemanha) com auxílio de um pincel fino (Figura 12). Após essa aplicação, as coroas foram verificadas quanto à

presença de trincas com o evidenciador Metal-Chek (VP 30, Metal-Chek do Brasil Indústria e Comércio LTDA), de acordo com a figura 13.

Antes da cimentação, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico 37 % por 15 segundos e lavados abundantemente com água. Com *microbrush*, foi aplicado o sistema adesivo Adper Scotchbond Multi-purpose (3M ESPE) em duas camadas e fotopolimerizado por 40 segundos. O tratamento da zircônia foi feito com Monobond Plus (Ivoclar Vivadent), seguindo as recomendações do fabricante. Sob um bloco de mistura, o Variolink II (Ivoclar Vivadent), foi manipulado na proporção 1:1, durante 10 segundos. O cimento foi aplicado em todas as paredes internas da coroa que foi levada em posição e mantida sob carga de 750 g. A fotopolimerização teve uma irradiância de 1200 mW/cm^2 durante 40 segundos nas faces V, L e O totalizando 120 segundos.



Figura 12- Aplicação de uma fina camada de vidro na superfície externa da coroa.



Figura 13- Aplicação do evidenciador de trincas.

Após a cimentação as coroas foram armazenadas em água destilada por um período de 24 horas antes da fadiga. O ensaio de fadiga foi realizado com uma ponta de aço em inox de 6 mm de diâmetro em um simulador de ciclos mastigatórios (cicladora mecânica Biocycle V1, Biopdi, São Paulo, São Paulo, Brasil), os espécimes foram posicionados sobre uma base metálica com água (37 °C), para formar um ângulo de 90° entre o plano horizontal e a ponta. A ponta aplicadora da carga contactou a vertente triturante da cúspide méso-vestibular onde realizou o toque com uma carga axial de 100 N a uma frequência de 3 Hz. Cada ciclo consistia do contato da ponta com a superfície oclusal com a carga máxima, por 0,17 segundos. Após esse período a ponta levantou e saiu do contato com a superfície oclusal, permanecendo nesta situação por 0,16 segundos, e assim consecutivamente. Foram realizados 2.10^6 ciclos a uma frequência de 3 Hz. Entre a ponta e a superfície oclusal foi interposta uma película de silicone com 1 mm. A cada 500.000 ciclos, as coroas foram inspecionadas quanto à presença de falhas, em estereomicroscópio (SteREO Discovery.V12, Carl Zeiss, LLC, EUA). As falhas foram classificadas em: *lascamento* da cerâmica de cobertura e/ou *glaze*, *delaminação* (exposição da infraestrutura) trincas radiais que chegam até a infraestrutura e fratura *catastrófica*. Os espécimes que não apresentaram nenhuma das falhas citadas continuaram sob o teste de fadiga até a falha ou até o término do teste. Os espécimes que não falharam foram considerados “suspensos”.

4.2 Análise dos Resultados

A estatística dos resultados foi feita com análise de Weibull que está associada a dois parâmetros, η (*eta*) e β (*beta*). Trata-se de uma distribuição de probabilidade, por exemplo, de um volume de material falhar em um determinado tempo “*t*” de operação. Neste caso a equação que a descreve é:

$$F(t) = 1 - e^{-\left(\frac{t-t_0}{\eta}\right)^\beta} = 1 - \exp\left[-\left(\frac{t-t_0}{\eta}\right)^\beta\right]$$

onde " η " (*eta*) = Vida Característica ou Parâmetro de Escala (intervalo de tempo entre " t_0 " e " t " no qual ocorrem 63,2 % das falhas, restando, portanto, 36,8 % de itens sem falhar), " β " (*beta*) = Fator de Forma (indica a forma da curva e a característica das falhas), " $\beta < 1$ " sugere falha precoce ou grosseira do material, " $\beta = 1$ ", falhas aleatórias que não variam com o tempo, " $\beta > 1$ " sugere falhas por desgaste. O parâmetro β é adimensional, enquanto η está na mesma escala dos dados.

Assim, os parâmetros β e η serão estimados (Weibull++ 9, Reliasoft, Tucson, AZ, USA), com intervalo de confiança de 95% bilateral. Os espécimes fraturados e suspensos foram analisados em estereomicroscópio (SteREO Discovery. V12, Carl Zeiss, LLC, EUA) após serem embutido em resina acrílica e seccionados próximo ao ponto de contato, e polido com lixas de granulação de 600 a 1200, e para as coroas que apresentaram falhas

mais significantes, após metalização com ouro, foram analisadas em Microscópio Eletrônico de Varredura (FEI-Phillips, Eindhoven, Netherlands). As características da fratura foram analisadas para determinação da possível origem da falha.

5 RESULTADOS

5.1 Análise de Weibull

A tabela 1 mostra os valores de *Beta* (β), um parâmetro de forma que indica o tipo de falha do material e *Eta* (η), vida característica dos tipos de desenho da coroa Tradicional, Modificada e Monolítica, que indica o número de ciclos onde 63,2 % das coroas vão falhar. Através desses parâmetros pode-se observar que os grupos Tradicional, Modificada e Monolítica apresentaram comportamentos diferentes, no qual o grupo Tradicional apresentou falha por fadiga ($\beta > 1$), o grupo Modificada apresentou falha precoce ($\beta < 1$) e o grupo Monolítica apresentou falha aleatória, ou seja, o ensaio de fadiga não teve influência nas falhas deste grupo. Ainda na tabela 1 observa-se que o grupo Tradicional apresenta uma previsibilidade de falha de acordo com sua vida característica, já os grupos Modificada e Monolítica apresentaram uma vida característica muito maior que o tempo de ciclos estimado para este trabalho de falha. Os grupos Modificada e Monolítica apresentaram maior número de coroas sobreviventes do que o grupo Tradicional, como mostrado na tabela 2. Com $\beta > 1$ (Coroa Tradicional) observa-se um tipo de falha predominante, trincas. Isso explica porque o valor de η é bem inferior

em comparação com os valores da coroa Modificada e Monolítica que não apresentaram susceptibilidade de falha por fadiga.

Na tabela 3, pode-se observar a relação entre o número e o tipo de coroas que falharam em cada intervalo de tempo (ciclos).

Tabela 1- Valores de β e η para os grupos experimentais

	β	η
Tradicional	1,25	0,09E+07 ciclos
Modificada	0,58	1,17E+07 ciclos
Monolítica	1,00	1,65E+07 ciclos

Tabela 2- Caracterização das falhas por grupo e total de coroas sobreviventes

	Tradicional	Modificada	Monolítica
Trincas	13	6	0
Lascamento	4	0	0
Delaminação	1	0	0
Descolamento da coroa	0	0	2
Coroas sobreviventes	2	14	18

Tabela 3- Número e tipo de falhas para cada período decorrente (Ciclo)

	500.000	1.000.000	1.500.000	2.000.000
Tradicional	7 (6 T, 1 L)	7 (5 T, 2 L)	4 (2T, 1L, 1D)	0
Modificada	3 (3 T)	1 (1 T)	1 (T)	1 (T)
Monolítica	0	2 (DC)	0	0

T: trincas, L: Lascamento, D: Delaminação e DC: Descolamento da coroa

A figura 14 mostra o gráfico de probabilidade de falha para todos os grupos.

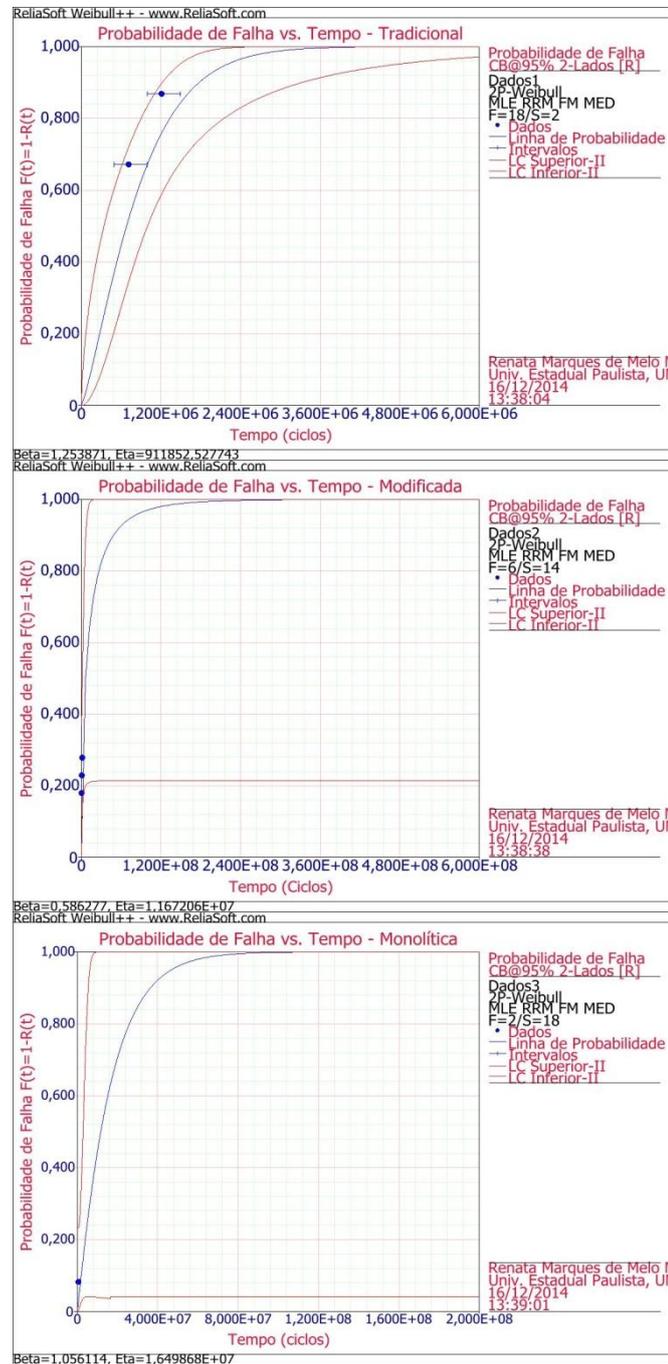


Figura 14- Gráfico de probabilidade de falha x Tempo (ciclos) dos grupos experimentais. A linha azul mostra a probabilidade de falha das coroas com nível de confiança bilateral de 95%, e as linhas vermelhas indicam o intervalo de confiança.

De acordo com os gráficos de probabilidade de falha (Figura 14), os três grupos apresentam comportamentos diferentes. No grupo Tradicional (Figura 14) o intervalo de confiança é notadamente menor que nos outros dois grupos, apresentando falha por “desgaste” ($\beta > 1$). O grupo Modificada apresentou maior propensão às falhas precoces ($\beta < 1$), e o grupo Monolítica não apresentou susceptibilidade à fadiga ($\beta = 1$).

Ainda com a análise de Weibull pôde-se prever a taxa e a probabilidade de falha para cinco anos, descritas na Tabela 4.

Tabela 4- Probabilidade em cinco anos e taxa de falha ao ano

	Probabilidade de falha em cinco anos	Taxa de falha
Tradicional	0,022 (LS: 0,15; LI: 0,003)	0,005/Ano (LS: 0,03; LI: 0,001)
Modificada	0,037 (LS: 0,37; LI: 0,003)	0,004/Ano (LS: 0,02; LI: 0,0009)
Monolítica	0,002 (LS: 0,23; LI: 0,000007)	0,0004/Ano (LS: 0,02; LI: 0,000006)

LS: Limite superior, LI: Limite inferior

5.2 Análise fractográfica

A maioria das coroas analisadas apresentaram trincas, como observado nas figuras 15 e 16; também ocorreu falha do tipo lascamento, porém como o teste foi interrompido a cada intervalo de 500.000 ciclos, não foi possível analisar essas coroas

fractograficamente, já que os fragmentos sofreram algum dano do momento da falha até o término do teste.

Para a análise, foi realizado um corte longitudinal na coroa no sentido vestibulo-lingual e, assim, as coroas foram analisadas em estereomicroscópio e MEV. Foram observadas trincas iniciando na superfície de contato (Figura 15), mas também foram observadas trincas que iniciaram abaixo da superfície na coroa do grupo Modificada I (Figura 16).

Também foi feita a análise de uma coroa do grupo Modificada II que não apresentou nenhuma das falhas descritas no trabalho, seguindo o mesmo protocolo de análise para verificar a subsuperfície da coroa como é mostrado na figura 17.

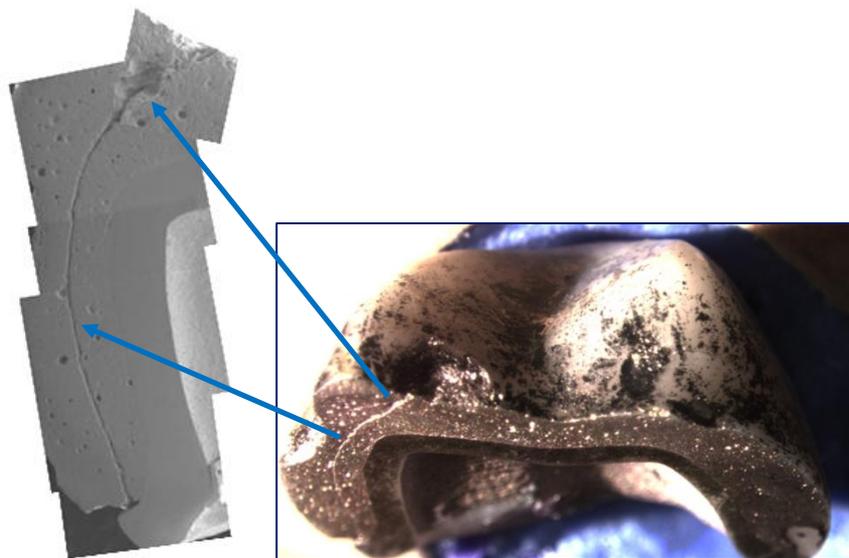


Figura 15- Imagem representativa da coroa tradicional obtida em MEV (115x) (à esquerda) e estereomicroscópio (7.5x) (à direita): imagens de uma trinca que iniciou na superfície de contato de uma coroa do grupo Tradicional que falhou a 1.000.000 de ciclos. As setas mostram a trinca em regiões próxima e distante do contato oclusal.

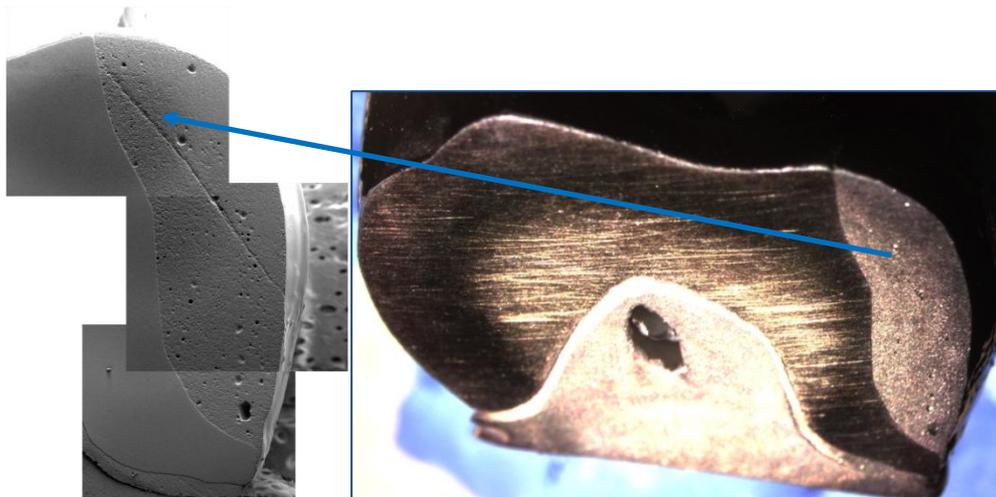


Figura 16- Imagem representativa da coroa modificada obtida em MEV (115x) (à esquerda) e estereomicroscópio (7.5x) (à direita): as imagens mostram uma trinca que não está relacionada à região de contato, observada com 1.000.000 de ciclos.

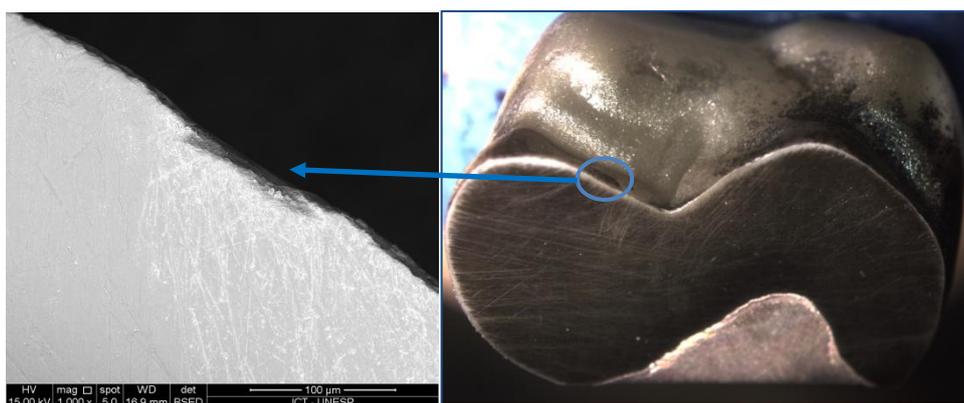


Figura 17- Imagem representativa da coroa monolítica obtida em MEV (1000x) e estereomicroscópio (7.5x) (à direita: (à esquerda) imagem feita com elétrons retroespalhados mostrando dano da subsuperfície de uma coroa do grupo Monolítica, que não falhou.

6 DISCUSSÃO

De acordo com os resultados, os três grupos apresentaram comportamentos diferentes e, por isso a hipótese nula deste trabalho foi negada. Sabendo que as restaurações totalmente cerâmicas apresentam crescimento lento de trincas frente às cargas mastigatórias e falham por esforços repetitivos (Zhang et al., 2013), este estudo se propôs alterar o desenho da infraestrutura, para aumentar a confiabilidade das coroas em longo prazo, e conseqüentemente diminuir a probabilidade de falha. Apesar excelentes propriedades mecânicas das infraestruturas, as coroas ainda apresentam falhas por lascamento da cerâmica de cobertura como mostrado na tabela 2. Pode se observar ainda, que há predominância de falhas por trincas evidenciadas nas figuras 15 e 16. Normalmente a trinca é considerada um tipo de falha não-catastrófica e, em grande parte, quando ocorrem clinicamente opta-se pela preservação da restauração totalmente cerâmica, visto que esta pode ser reparada.

Na tabela 1, pode-se observar que as coroas do grupo Tradicional apresentaram falhas por “desgaste”, pois tiveram o valor de β maior que 1. Isso significa que essas coroas sofreram danos pertinentes ao ensaio e, a partir deste fato, pode-se concluir que a confecção das coroas foi cuidadosamente conduzida, sem a introdução de defeitos grosseiros que levassem à falha precoce, e também que

para este grupo houve um tipo de falha predominante, trincas. Já as coroas do grupo Modificada apresentaram falhas precoces, indicando que as coroas falharam antes mesmo que a fadiga causasse algum dano. Tais falhas podem ter sido causadas pela inclusão de defeitos no momento da aplicação da porcelana. Mas, isso também pode ser devido ao fato de que ponta aplicadora da carga foi ajustada para que tocasse em três pontos fora da interface zircônia/porcelana. Porém, durante o ensaio ocorreu desgaste do material, e o dano estendeu-se até à interface, levando à falha precoce das coroas, que pode ser uma limitação da técnica quando utiliza-se de um desenho de coroa como o da Modificada. Ainda, as coroas do grupo Monolítica apresentaram falhas aleatórias indicando que o ensaio de fadiga não foi capaz de produzir danos nesse tipo de coroa, já que as falhas encontradas foram relacionadas à adesão das coroas e não a resistência à fadiga.

Ainda com a análise da vida característica das coroas, observa-se que o grupo com desenho Tradicional apresentou maior previsibilidade de falha, visto que o valor de η foi menor do que aqueles dos outros tipos de coroa. Isso ocorreu devido a predominância das trincas como falha, ao contrário do que ocorreu com as coroas Modificada e Monolítica, que apresentaram vida característica maior.

Em relação à análise de falha, as coroas com desenhos Modificada e Monolítica apresentaram maior número de coroas que resistiram ao ensaio de fadiga, isso porque, segundo Silva et al. (2011) e Corazza et al. (2013), quando se faz a modificação do preparo ou da infraestrutura, há uma melhoria no suporte da porcelana, ou quando se

utiliza uma coroa do tipo Monolítica obtém-se melhor comportamento dessas coroas sob fadiga, que se assemelha a resistência das coroas metálicas como mostrado por Sun et al. (2014) e conseqüentemente aumentam a confiabilidade dessas coroas. Esse fato é confirmado, já que as coroas Modificada e Monolítica apresentaram vida característica muito além dos ciclos propostos por este estudo, além de que essas modificações contribuíram para a durabilidade dessas restaurações. A alteração do desenho da coroa em estudos com fadiga tem papel fundamental para compreensão das falhas encontradas clinicamente. Bonfante et al. (2010) corroboraram com o estudo de Silva et al. (2011), mostrando que com a alteração do desenho da restauração, aumenta-se o suporte, diminuindo o número de falhas coesivas como pode-se ver na tabela 2. É importante ressaltar que o modelo da coroa Modificada ainda não fora estudado e pode prover excelentes resultados estéticos e de durabilidade clínica, pois com o aumento da espessura da infraestrutura há um ganho em resistência do material (Guess et al., 2013). Conseqüentemente se obtém menor espessura de porcelana, com menor incorporação de falhas no processamento desta (Lima et al., 2013), menor acúmulo de tensão residual (Benetti et al., 2014), e melhor suporte para cerâmica de cobertura (Corazza et al., 2013).

Estudos clínicos mostram uma alta taxa de sobrevivência nos primeiros cinco anos, porém existem muitos relatos de falhas por lascamento e/ou delaminação em restaurações tradicionais (Christensen, Ploegger, 2010; Sailer et al., 2009). Esse fato mostra que o maior índice de falhas encontradas no grupo

Tradicional era esperado, sobretudo porque há maior quantidade de porcelana, e, provavelmente, maiores tensões térmicas aprisionadas devido à incompatibilidade térmica entre a infraestrutura em zircônia e a cobertura de cerâmica de cobertura (Lima et al., 2013; Benetti et al., 2014, ; Bonfante et al., 2010; Silva et al., 2011; Corazza et al., 2013), e por isso são mais susceptíveis a propagação de trincas (Scherrer et al., 1999). Já as coroas Modificada e Monolítica tiveram comportamento diferente das coroas tradicionais, concordando com o estudo de Bonfante et al. (2010), no qual os modelos modificados resistiram mais à força do que os aplicada do que os tradicionais.

Através deste estudo pode-se prever a probabilidade de falha em cinco anos e a taxa de falha por ano (Tabela 4) mostrando que os grupos Modificada e Monolítica apresentaram maior confiabilidade do que o grupo Tradicional, já que são inferiores as taxas de sobrevivência encontradas na literatura (Sailer et al., 2007; Crisp et al., 2008; Christensen, Ploeger, 2010).

De acordo com a análise fractográfica, as coroas analisadas apresentaram o mesmo padrão de falha, já que foram submetidas ao mesmo tipo de ensaio com trincas iniciando a partir do ponto de contato. A coroa Modificada, de acordo com a figura 16 apresentou trinca que iniciou na interface da infraestrutura com a cerâmica de cobertura, na superfície longe do contato, indicando que esse tipo de geometria garante maior resistência à coroa cerâmica de acordo com o estudo de Belli et al. (2013). As coroas do tipo Monolítica podem ser consideradas extremamente resistentes segundo nosso modelo de estudo e a interface mais susceptível a falhas torna-

se aquela entre zircônia e cimento adesivo. Apesar disso, podem apresentar danos na superfície devido ao ponto de contato, de acordo com a figura 17.

Estudos laboratoriais devem se aproximar das condições clínicas reais e, por isso, o ensaio com fadiga em meio úmido norteou esse estudo para que os resultados apresentassem a maior veracidade possível. Além disso, foi utilizada uma película de silicone interposta entre a ponta aplicadora de carga e a superfície oclusal, pois em ciclos mastigatórios sempre há algo interposto entre as superfícies oclusais dentárias. Neste caso também foi minimizado o efeito do impacto sobre a coroa devido ao movimento simulado em que a ponta saiu de contato com a superfície oclusal, como no movimento mastigatório. As coroas também simularam a anatomia dental de um primeiro molar superior, que foi confeccionada com ajuda de um técnico de laboratório, para melhor padronização destas coroas e, conseqüentemente, diminuição do viés. Bonfante (2009) considerou a importância de se reproduzir a anatomia dental em substratos relevantes como dentina, metal ou resina para maior confiabilidade dos resultados de fadiga. Além desses fatores, para a cimentação dessas coroas foi utilizado um *primer* à base de MDP, que favoreceu a sua união (Ozcan et al., 2008), o que foi observado pelo baixo número de coroas que apresentaram falhas por descolamento.

As coroas foram testadas em água a 37 °C, e por isso tomou-se o cuidado de não deixar a zircônia exposta e para isso foi utilizada a técnica proposta por Zhang et al. (2012), na qual as coroas foram recobertas com uma fina camada de vidro, como foi realizado

no desenho Modificada e Monolítica. Uma vez que a água faz com que a zircônia sofra degradação devido à penetração de água nas trincas, aliada ao aumento de tensões internas que desencadeiam a transformação de fase t-m no interior do material, levando a fratura (Chevalier et al., 2007). As coroas totalmente em zircônia não fraturaram, mas apresentaram danos na subsuperfície que indicam que o *glaze* foi removido durante a fadiga.

A porcelana, apesar de ser o elo fraco de restaurações totalmente cerâmicas, também ajuda na proteção contra a degradação da zircônia, e por isso foi utilizado uma geometria do tipo Modificada e Tradicional. Essa degradação também acontece com a cerâmica de cobertura devido à polaridade da água que contribui para o crescimento lento de trincas (Quinn, 2007), e este fato também explica o maior número de falhas quando se utilizou geometria tradicional.

Estudos futuros devem se basear na modificação do desenho da infraestrutura por aumentar a vida característica dessas restaurações, associado a uma fadiga deslizante.

7 CONCLUSÃO

Pode se concluir que:

- a) Os três tipos de desenho da infraestrutura apresentam comportamentos diferentes sob fadiga;
- b) A geometria da coroa influencia na probabilidade de falha e conseqüentemente na sobrevivência das restaurações;
- c) Coroas feitas totalmente em zircônia apresentam alta resistência quando submetidas à fadiga.

8 REFERÊNCIAS*

Aboushelib M. Fatigue and fracture resistance of zirconia crowns prepared with different finish line. *J Prosthodont*. 2012 Jan; 21(1):22-7.

Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehab*. 2010 Aug;37(8):641-52

Al-Amleh B, Waddell JN, Lyons K, Swain MV. Influence of veneering porcelain thickness and cooling rate on residual stresses in zirconia molar crowns. *Dent Mater*. 2014 Mar;30(3):271-80.

Amaral M. Influência do tratamento de superfície para cerâmicas a base de zircônia na resistência adesiva e no comportamento a fadiga do material [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP- Univ Estadual Paulista; 2013.

Anusavice KJ, Jadaan OM, Esquivel-Upshaw JF. Time-dependent fracture probability of bilayer, lithium-disilicate-based, glass-ceramic, molar crowns as a function of core/veneer thickness ratio and load orientation. *Dent Mater*. 2013 Nov;29(11):1132-8.

Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2001;12(4):350-60.

Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013 May;21:167-77.

*Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 20 ago 2013; acesso em 25 out 2014]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Benetti P, Bona AD, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dent Mater.* 2010 Aug;26(8):743-50.

Benetti P, Kelly JR, Sanchez M, Della Bonna A. Influence of thermal gradients on stress state of veneered restorations. *Dent Mater* 2014 May;30(5):554–63.

Bonfante EA. Confiabilidade e modos de fratura de próteses fixas implanto-suportadas metalocerâmicas e em zircônia [tese]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, USP- Universidade de São Paulo; 2009.

Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, Silva NRFA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zircônia polycrystal core-veneer all-ceramica layered crown design. *Eur J Oral Sci.* 2010 Apr;118(2):202-9.

Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Step-stress analysis for predicting dental ceramic reliability. *Dent Mater.* 2013 Aug;29(8):913-8.

Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res.* 2007;37:1–32.

Choi J, Waddell J, Swain M. Pressed ceramics onto zirconia. Part 2. Indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses. *Dent Mater.* 2011 Nov;27(11):1111-8.

Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010 Nov;141(11):1317-29.

Coelho PG, Bonfante EA, Silva NRF, Rekow ED, Thompson VP. Laboratory simulation Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res*. 2009 Apr;88(4):382-6.

Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007 Nov;98(5):389-404.

Corazza PH, Feitosa AS, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2013 Mar;29(3):339-47.

Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJ. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in UK general dental practices: first-year results. *Br Dent J*. 2008 Nov 8;205(9):477-82.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*. 2005 Mar;21(3):242-51.

Della Bona A, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*. 2003 Nov;19(7):662-9.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008 Mar;24(3):299-307.

Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda Jr WG, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater*. 2011 Apr;27(4):394-406.

Guess PC, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater*. 2013 Mar;29(3):307-16.

Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010 Nov-Dec;23(6):493-502.

Heuer AH, Lange FF, Swain MV, Evans AG. Transformation toughening: an overview. *J Am Ceram Soc*. 1986 Mar 69(3): I-IV.

Komine F, Saito A, Kobayashi K, Koizuka, Koizumi H, Matsumura H. Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *J Oral Sci*. 2010 Dec;52(4):647-52.

Kosmac T, Oblak CE, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2000;53(4):304-13.

Lima JMC, Souza ACO, Anami LC, Bottino MA, Melo RM, Souza ROA. Effects of thickness, processing technique, and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system. *Dent Mater*. 2013 Oct;29(10):1063-72.

Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NFRA, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, et al. Fatigue life and failures mode of crown systems with a modified framework design. *J Dent*. 2010 Aug;38(8):626-34.

Nelson WB. *Accelerated Testing*. New York: John Wiley & Sons, Inc; 1990.

Ozcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J*. 2008 Jan;27(1):99-104.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 Jan;20(1):1-25.

Quinn GD. *Guide to practice for fractography of ceramics and glasses*, NIST National Institute of Standards and Technology. Spec Publ 960-16. Gaithersburg, MD; 2007.

Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater.* 2005 Oct;21(10):920-9.

Rekow D, Silva NRFA, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res.* 2011 Aug;90(8):937-52.

Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med.* 2007 Jan;18(1):47-56.

Ren L, Liu L, Bhowmick S, Gerbig YB, Janal MN, Thompson VP, et al. Improving fatigue damage resistance of alumina through surface grading. *J Dent Res.* 2011 Aug;90(8):1026-30.

Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007 Jul-Aug;20(4):383-8.

Sailer I, Gottnerb J, Kanelb S, Hammerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year followup. *Int J Prosthodont.* 2009 Nov-Dec;22(6):553-60.

Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, de Mestral F, Griggs JA, Wiskott HW. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 μm silica-coated alumina particles. *Dent Mater.* 2011 Feb;27(2):e28-42.

Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater.* 1999 Sep;15(5):342-8.

Silva NRFA, Bonfante EA, Martins LM, Valverde GB, Thompson VP, Ferencz JL, et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *J Dent Res.* 2012 Mar;91(3):305-10.

Silva NRFA, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al.. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res*. 2011 Jan;90(1):104-8.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater*. 2007 Feb;23(2):177-85.

Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014 Jul;35:93-101.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater*. 2009 Jun;5(5):1668-77.

Yilmaz H, Nemli SK, Aydin C, Bal BT, Tiras T. Effect of fatigue on biaxial flexural strength of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Dent Mater*. 2011 Aug;27(8):786-95.

Zhang Y, Chai H, Lee JJW, Lawn BR. Chipping resistance of graded zirconia ceramics for dental crowns. *J Dent Res*. 2012 Mar;91(3):311-5.

Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent*. 2013 Dec;41(12):1135-47.

ANEXO A – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa

UNESP – UNIV ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
INSTITUTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA

CERTIFICADO

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº 12486313.4.0000.0077, sobre "VIDA EM FADIGA E MODOS DE FALHA DE COROAS COM INFRAESTRUTURA EM ZIRCÔNIA: EFEITO DO DESENHO DA RESTAURAÇÃO E DO TIPO DE TRATAMENTO DE SUPERFÍCIE." sob responsabilidade de RENATA MARQUES DE MELO MARINHO, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos; conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São Jose dos Campos, 28 de março de 2013

Profa. Dra. Janete Dias Almeida
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa - Local