

JOÃO PEDRO JUSTINO DE OLIVEIRA LIMÍRIO

*Efeitos da ciclagem mecânica, técnica de confecção e
diferentes cerâmicas sobre a adaptação marginal e
resistência à fratura de próteses
implantossuportadas*

Araçatuba - SP
2020

JOÃO PEDRO JUSTINO DE OLIVEIRA LIMÍRIO

*Efeitos da ciclagem mecânica, técnica de confecção e
diferentes cerâmicas sobre a adaptação marginal e
resistência à fratura de próteses
implantossuportadas*

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Tit. Eduardo Piza Pellizzer
Coorientadora: Prof. Associada Maria Cristina Rosifini Alves Rezende

Araçatuba - SP
2020

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

L768e Limírio, João Pedro Justino de Oliveira.
Efeitos da ciclagem mecânica, técnica de confecção e diferentes cerâmicas sobre a adaptação marginal e resistência à fratura de próteses implantossuportadas / João Pedro Justino de Oliveira Limírio. - Araçatuba, 2020
75 f. : il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba
Orientador: Eduardo Piza Pellizzer
Coorientadora: Maria Cristina Rosifini Alves Rezende

1. Prótese dentária fixada por implante 2. Cerâmica
3. Desenho assistido por computador I. T.

Black D3
CDD 617.6

Claudio Hideo Matsumoto CRB-8/5550

ERRATA

Limírio JPJO. Efeitos da ciclagem mecânica, técnica de confecção e diferentes cerâmicas sobre a adaptação marginal e resistência à fratura de próteses implantossuportadas [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 2020.

Folha	Linha	Onde se lê	Leia-se
11	5	À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP , pelo financiamento e apoio designado ao projeto de pesquisa através da concessão de bolsa de Mestrado (Processo nº 2018/13677-2) e auxílio regular (Processo nº 2018/13086-4).	À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP e Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES pelo financiamento e apoio designado ao projeto de pesquisa através da concessão de bolsa de Mestrado (Processo nº 2018/13677-2, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)). À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP pelo financiamento e apoio designado ao projeto de pesquisa através da concessão de Auxílio Regular (Processo nº 2018/13086-4).

Dedicatória



À Deus,

Dedico primeiramente a **Deus** que me ensinou que nada é impossível, que perante qualquer dificuldade quem acredita no teu amor encontrará o caminho da superação. A fé em Deus sempre foi e será minha maior força. Gratidão.

Aos meus pais,

Pedro Limírio e Eliane Justino de Oliveira Limírio, os quais, independente dos nossos sonhos sempre caminharam com muito amor juntos para que fosse possível realizá-los. Mesmo diante de todas as incertezas e inseguranças eu sei que tenho vocês sempre para me apoiar e isso com certeza torna a caminhada mais leve. Que sorte a minha ter pais exemplares como vocês, muita gratidão pela nossa família e por todo amor incondicional de vocês. Todas as vitórias na minha vida são graças a vocês.

Ao meu irmão,

Ao meu irmão, **Pedro Henrique Justino de Oliveira Limírio**, que além de todo o papel de irmão mais velho, é também meu amigo de profissão, você é um dos meus espelhos, muito obrigado, por cada conselho, por cada ajuda, por caminhar junto comigo nessa trajetória me orientando da melhor forma possível. Que Deus nos permita sempre manter nossa união, essa vitória também é sua. Estendo esses agradecimentos à minha cunhada **Camila Lopes**, obrigado pela amizade, orientações e carinho que sempre me tratou.

As minhas avós,

Que são meus maiores exemplos de vida, duas mulheres guerreiras e humildes, que foram fundamentais para que nossa família fosse construída com base sólida em amor, honestidade, fé e respeito ao próximo. Vocês são exemplos de força e amor.

“Quando as raízes são profundas, não há razão para temer o vento.”

Provérbio chinês

Agradecimentos especiais



Agradecimentos especiais

Ao meu orientador,

Professor Titular Eduardo Piza Pellizzer, gostaria de começar agradecendo a oportunidade e por ter acreditado em mim desde o início dessa trajetória. Eu sempre acreditei que um grande Mestre é aquele capaz de tirar o melhor daqueles que ensina e é assim que vejo o senhor, obrigado por sempre nos proporcionar desafios que nos tornam melhores. Sou extremamente grato por todos os ensinamentos, de como devemos vencer nossos problemas na vida pessoal e profissional, o senhor sempre será minha referência de excelência. Ainda temos mais uma jornada pela frente, mas até aqui, gostaria de deixar declarado todo o meu respeito, admiração e gratidão por tudo. E, por fim, não poderia deixar de agradecer todo o cuidado que o Senhor tem com a gente como seus filhos científicos.

À minha coorientadora,

Professora Associada Maria Cristina Rosifini Alves Rezende, começo agradecendo o acolhimento como professora/orientadora e mãe desde a graduação quando eu dava meus primeiros passos para o mundo científico, sempre foi tranquilizante saber que eu tenho uma professora tão íntegra e amiga caminhando ao meu lado. Agradeço sempre a Deus pela nossa relação de amizade mãe/filho que desenvolvemos, obrigado pela confiança, carinho e amor que sempre cuidou de mim. À senhora todo o meu respeito, admiração e gratidão por tudo.

Ao grupo de pesquisa,

Cleber Davi Del Rei Daltro Rosa, dupla da especialização e grupo de pesquisa, agradeço a parceria e amizade desenvolvida desde sua chegada, sua trajetória e esforço são admiráveis, desejo muito sucesso na sua caminhada. Conte comigo sempre. Obrigado por toda ajuda e por todas as dificuldades que partilhou comigo, principalmente com a construção do laboratório da máquina de ciclagem mecânica.

Professor Dr. Cleidiel Aparecido Araújo Lemos, obrigado pela amizade e ajuda durante todo o mestrado, que mesmo a distância continua sempre disposto a nos ajudar. Você foi fundamental em várias partes dessa trajetória. É um exemplo de profissional dedicado e esforçado. Que possamos sempre se ajudar e crescer cada vez mais pessoal e cientificamente.

Jéssica Marcela de Luna Gomes, obrigado pelo acolhimento desde o início do mestrado, sua generosidade é uma das suas maiores qualidades. A partir dela, podemos desenvolver nossa amizade e identificações que vão desde o signo em comum à parte profissional. Tem sido um

Agradecimentos especiais

prazer dividir a pós graduação com você, já sinto saudade ao pensar que daqui a pouco encerra esse ciclo pra você, mas estarei aqui, como todos os outros dias, na torcida pelo seu sucesso, do qual eu não tenho dúvidas, você é gigante! Eu só tenho a agradecer por tudo que vivemos até aqui, sou grato por toda ajuda, parceria, tristezas, alegrias e pela amizade que construímos, quantos momentos compartilhamos até aqui! Sempre lembrarei de tudo com muito carinho e que Deus nos permita sempre renovar esses momentos. Conte comigo sempre.

Professor Dr. Joel Ferreira Santiago Junior, tivemos poucas oportunidades de convivência, mas todas que tiveram eu sempre o olhei com admiração. Agora que tivemos oportunidade de trabalhar juntos, sou muito grato por toda ajuda e dedicação para com meu trabalho. Muito obrigado.

Victor Augusto Alves Bento, apesar do pouco tempo de convivência, já deu para ver seu esforço e dedicação, que possamos juntos, como equipe, obter grandes conquistas científicas. Muito sucesso na sua caminhada.

Aos amigos,

Professor Dr. Aldiéris Alves Pesqueira, quero começar enaltecendo o professor exímio que você é, me espelho também na sua integridade e excelência enquanto profissional, aprendo muito ao seu lado todos os dias e gostaria de te agradecer por compartilhar todo seu conhecimento e me ajudar sempre. Além de mencionar minha gratidão pelo aceite para compor a banca examinadora da minha dissertação de mestrado. Gostaria de falar também sobre o meu amigo Aldiéris, o qual sou muito grato pela amizade que desenvolvemos ao longo desse caminho, você agregou muito na nossa vida enquanto amigo, muito obrigado por cada palavra, conselho, parceria, por ter caminhado junto comigo nessa trajetória nos bons e nos ruins momentos. Conta sempre comigo.

Caroline de Freitas Jorge, Juliana Lujan Brunetto e Márcio Campaner, sou muito grato pelo nosso convívio diário, pela amizade que vamos fortalecendo cada dia mais, que com certeza tornaram essa caminhada mais leve, obrigado por todas as vezes que não mediram esforços em me ajudar, contém sempre comigo.

Agradecimentos especiais

Fernanda Costa Yogui eu admiro muito sua simplicidade e tenho certeza que ela te levará longe, agradeço sua amizade, toda ajuda, conte sempre comigo, estarei sempre aqui na torcida pelo seu sucesso.

Hiskell Francine Fernandes e Oliveira, diretamente de MG, quando ouvi seu sotaque tinha certeza que éramos conterrâneos e nenhuma dúvida que seríamos grandes amigos. Seu coração é o que você tem de mais bonito e foi com ele que você me conquistou, me acalmou, me ensinou sobre o mundo da pós graduação, foi meu ponto de equilíbrio em vários momentos, obrigado pela sua doação, compreensão e dedicação à nossa amizade, por me conhecer tão bem e, por isso, ter sempre as palavras/conselhos certos pra me dar. Você é uma excelente profissional e pesquisadora, nunca duvide disso, você tem as qualidades mais importantes para conquistar todos os sonhos que almeja. Que Deus nos permita estar sempre perto e muitas viagens juntos.

Lurian Minatel, gêmea de mestrado, eu tenho muito orgulho da amizade que a gente desenvolveu, do quanto a gente se ajudou, e sou muito grato do quanto você foi parceira em todos os momentos que passamos no mestrado, você foi fundamental para chegar até aqui, estarei sempre aqui para o que precisar. Saudade.

Rodrigo Capalbo da Silva, agradeço sua parceria, amizade e fidelidade, sempre disposto à fazer seu melhor para ajudar e proporcionar ótimos momentos de descontração. Conte sempre comigo.

Agradecimentos



Agradecimentos

Agradeço a **Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP**, na pessoa de seu Diretor, Prof. Tit. Glauco Issamu Miyahara e de seu vice-diretor, Prof. Tit. Alberto Carlos Botazzo Delbem pela realização do curso de Mestrado em Odontologia.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP**, pelo financiamento e apoio designado ao projeto de pesquisa através da concessão de bolsa de Mestrado (Processo nº 2018/13677-2) e auxílio regular (Processo nº 2018/13086-4).

À coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na pessoa do **Prof. Associado André Luiz Fraga Briso** e vice-coordenação **Prof. Associado Wirley Gonçalves Assunção** por sempre terem fornecido todo suporte para o desenvolvimento desse trabalho, reitero meus agradecimentos em especial ao **Prof. Associado Wirley Assunção** por ter colaborado diretamente para o desenvolvimento do presente trabalho com todo seu conhecimento e permitindo o uso do estereomicroscópio.

A **Conexão Sistemas de Prótese**, por ter fornecido todo suporte e os implantes dentários para que fosse possível à execução desse trabalho.

Ao **Laboratório Multiusuários do Instituto de Química – Universidade Federal de Uberlândia** pelo uso do microscópio eletrônico de varredura (MEV).

Agradeço ao **Laboratório ERO Prótese (ISO 13485 – CROSP/LAB 356)**, por todo suporte o qual nos foi fornecido permitindo que ampliássemos nossos conhecimentos sobre a melhor e mais atual odontologia e pela confecção de todas as próteses utilizadas nesse trabalho.

Ao **Prof. Tit. Eduardo Miyashita**, pelo aceite para compor a banca examinadora da minha dissertação de mestrado. Muito obrigado por nos ensinar desde a especialização uma odontologia de excelência, sempre o admirei como um profissional exímio. Me sinto extremamente honrado por te-lo como banca, muito obrigado.

Aos professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, **Prof. Associado Fellippo Ramos Verri**, o qual tive oportunidade de trabalhar junto durante a graduação e agradeço toda atenção e suporte durante o mestrado, o admiro como pessoa e profissional. Aos demais, **Prof. Tit. Marcelo Coelho Goiato, Profa Associada Daniela Micheline dos Santos, Profa Assistente Dra Karina Helga Túrcio, Profa Assistente Dra Aimeé Maria Guiotti**,

Agradecimentos

Profa Assistente Dra Débora de Barros Barbosa, Prof. Associado Paulo Henrique dos Santos por toda formação desde a graduação até a conclusão desse trabalho.

A **Professora Associada Sandra Lúcia Dantas Moraes** da Faculdade de Odontologia do Pernambuco (UPE) por todo carinho e cuidado que sempre demonstrou em relação à mim, além de todo ensinamento como uma profissional exímia.

Agradeço aos funcionários do departamento de materiais odontológicos e prótese, **Magda Requena Caciatore, Marco Antônio Moraes Borges, Eduardo Rodrigues Cobo, Jander de Carvalho Inácio, Carlos Alberto Gonçalves** por toda ajuda que sempre nos oferecem e convívio diário.

As funcionárias da seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, **Valéria, Cristiane e Lilian** pelas orientações e ajuda. Estendo meus agradecimentos a bibliotecária **Ana Cláudia** por toda ajuda e disponibilidade que sempre teve para me ajudar nas execuções dos trabalhos ao longo mestrado.

Por fim, gostaria de agradecer todas as pessoas que de alguma forma contribuíram e/ou fizeram parte durante essa trajetória e não foram aqui mencionadas. Muito obrigado.

Sábio é o ser humano que tem coragem de ir diante do espelho da sua alma para reconhecer seus erros e fracassos e utilizá-los para plantar as mais belas sementes no terreno de sua inteligência.

Augusto Cury

Resumo Geral



Limírio JPJO. Efeitos da ciclagem mecânica, técnica de confecção e diferentes cerâmicas sobre a adaptação marginal e resistência à fratura de próteses implantossuportadas [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 2020.

RESUMO GERAL

O objetivo desse estudo *in vitro* foi avaliar por meio da metodologia de ciclagem mecânica a adaptação marginal (vertical/horizontal) e resistência à fratura, verificando a decorrência e possíveis complicações protéticas de próteses parafusadas implantossuportadas (hexágono externo) confeccionadas por diferentes técnicas e materiais cerâmicos. Foram confeccionados 50 corpos de prova, pela técnica convencional e *Computer aided design and Computer aided manufacturing* (CAD-CAM) divididos em cinco grupos (n=10 por grupo) sendo MC (Metalocerâmica); ZrL (Coping fresado em zircônia com *link* mais aplicação de cerâmica feldspática); Zr (Coping fresado em zircônia mais aplicação de cerâmica feldspática); MZrL (Monolítica de zircônia com *link*); MZr (Monolítica de zircônia), os quais foram submetidos à ciclagem mecânica em uma angulação de 30°, a 37°C e submetidos a 5×10^6 ciclos com aplicação de carga de 150N a uma frequência de 2,0Hz. No capítulo 1 foram avaliados à adaptação marginal vertical e horizontal (μm) antes e após ciclagem mecânica em Microscópio Óptico Tridimensional (3D) e no capítulo 2 os padrões de falhas das cerâmicas em Estereomicroscópio e Microscópio eletrônico de varredura (MEV) pós ciclagem mecânica. Os dados quantitativos foram analisados quanto a distribuição de normalidade e adotou-se o teste mais adequado considerando o nível de significância de 0,05. Os resultados obtidos para o capítulo 1 foram que em relação a desadaptação marginal vertical antes da ciclagem mecânica (tempo inicial-T0), houve diferença significativa com maiores valores de desadaptação para MC ($93,93 \pm 22,84 \mu\text{m}$) e MZrL ($66,12 \pm 11,87 \mu\text{m}$), $p < 0,05$, quando comparados à Zr ($49,92 \pm 3 \mu\text{m}$) e MZr ($49,76 \pm 3,9 \mu\text{m}$), unindo os grupos com (ZrL+MZrL: $63,04 \pm 9,33 \mu\text{m}$) e sem link (Zr+MZr: $49,84 \pm 3,38 \mu\text{m}$) comparados ao grupo controle (MC) houve diferença significativa entre todos os grupos, $p < 0,05$, com menores valores de desadaptação para o grupo sem *link*. Em termos de desadaptação marginal horizontal antes da ciclagem mecânica (tempo inicial - T0), houve diferença significativa com maiores valores de desadaptação para o grupo MC ($-130,275 \pm 34,97 \mu\text{m}$), $p < 0,05$, e menores valores de desadaptação para o grupo MZr ($-10,35 \pm 23,14 \mu\text{m}$), $p < 0,05$, quando comparados aos demais grupos, além disso para o grupo sem *link* (Zr: $-70,27 \pm 22,61 \mu\text{m}$ vs MZr: $-10,35 \pm 23,14 \mu\text{m}$), houve diferença significativa ($p < 0,05$) com menores valores de desadaptação para MZr. Unindo os grupos com ($-75,98 \pm 14,17 \mu\text{m}$) e sem

link ($-40,31 \pm 37,73 \mu\text{m}$), foi identificada diferença significativa entre todos os grupos quando comparados ao controle (MC: $-130,27 \pm 34,97 \mu\text{m}$), ($p < 0,001$), com menores valores para o grupo sem *link*. Em relação à comparação antes e após ciclagem (Tf-T0), para análise da adaptação marginal vertical, o grupo MC ($10,05 \pm 5,74 \mu\text{m}$) foi o que apresentou maiores valores de desadaptação, $p < 0,05$, quando comparado aos demais grupos, já para análise da adaptação marginal horizontal, o grupo Zr ($3 \pm 13,97 \mu\text{m}$) apresentou diferença estatística, $p < 0,05$, na comparação com ZrL ($-4,48 \pm 13,59 \mu\text{m}$) e MZrL ($-2,825 \pm 11,81 \mu\text{m}$), unindo os grupos com ($-3,65 \pm 12,72 \mu\text{m}$) e sem *link* ($0,35 \pm 10,99 \mu\text{m}$), houve menores valores de desadaptação para o grupo sem *link*, $p < 0,05$. Para o capítulo 2, um total de 14 amostras falharam (lascamento/fratura de cerâmica). Os grupos MZrL e MZr apresentaram significativamente menor associação de falhas, com apenas uma falha (MZr) ($p = 0,035$), assim como em relação ao tipo de substrato, os grupos MZrL e MZr apresentaram menos falhas ($p = 0,011$). O uso de *links* e o número de ciclos não indicaram diferenças significativas entre os grupos ($p \geq 0,05$). Para área da falha, houve diferença significativa para o grupo Zr ($15,55 \text{m}^2$), $p = 0,029$, apresentando maior extensão de área quando comparado aos demais. Em relação ao local da falha o grupo MC apresentou uma maior quantidade de falhas, com 5 falhas na região de orifício do parafuso quando comparado aos demais ($p = 0,043$), os quais apresentaram falhas em diferentes locais. Portanto, o uso da tecnologia CAD/CAM foi o que resultou em menores valores de desadaptação marginal vertical e horizontal, assim como para resistência à fratura com destaque para as coroas monolíticas de zircônia.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implante. Cerâmicas. Desenho assistido por computador.

General Abstract



Limírio JPJO. Effects of mechanical cycling, manufacturing technique and ceramics types on the marginal fit and fracture resistance of implant-supported prostheses [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 2020.

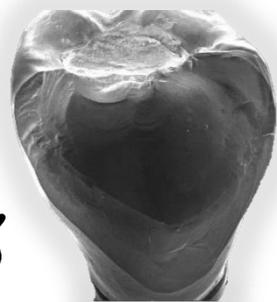
GENERAL ABSTRACT

The aim of this in vitro study was to evaluate, through the mechanical cycling methodology, the marginal fit (vertical / horizontal) and fracture resistance, verifying the outcome and possible prosthetic complications of screwed-retained prostheses (external hexagon) made by different techniques and ceramic materials. Fifty specimens were made using the conventional technique and Computer aided design and Computer aided manufacturing (CAD-CAM) divided into five groups (n = 10 per group) being MC (Metal-ceramics crowns); ZrL (Coping milled in zirconia with link and covered feldspar ceramic); Zr (Coping milled in zirconia with covered feldspar ceramic); MZrL (Monolithic zirconia with link); MZr (Monolithic zirconia), which were subjected to mechanical cycling at an angle of 30 °, at 37 ° C and subjected to 5 x 10⁶ cycles with a 150N load application at a frequency of 2.0Hz. In chapter 1, the vertical and horizontal marginal fit (µm) were evaluated before and after mechanical cycling under a three-dimensional optical microscope (3D) and in chapter 2 the failure modes by the stereomicroscope and scanning electron microscope (SEM) after mechanical cycling. Quantitative data were analyzed for normality distribution and the most appropriate statistical test was adopted considering the significance level of 0.05. The results obtained for chapter 1 were that in relation to vertical marginal misfit before mechanical cycling (initial time-T0), there was a significant difference with higher misfit values for MC (93.93 ± 22.84µm) and MZrL (66, 12 ± 11.87µm), p <0.05, when compared to Zr (49.92 ± 3µm) and MZr (49.76 ± 3.9µm), joining the groups with (ZrL + MZrL: 63.04 ± 9.33µm) and without link (Zr + MZr: 49.84 ± 3.38µm) compared to the control group (MC) there was a significant difference between all groups, p <0.05, with lower misfit values for the group without link. In terms of horizontal marginal misfit before to mechanical cycling (initial time - T0), there was a significant difference with higher misfit values for the MC group (-130.275 ± 34.97µm), p <0.05, and lower misfit values for the group MZr (-10.35 ± 23.14µm), p <0.05, when compared to the other groups, in addition for the group without a link (Zr: -70.27 ± 22.61µm vs MZr: -10.35 ± 23, 14µm), there was a significant difference (p <0.05) with lower misfit values for MZr. Joining the groups with (-75.98 ± 14.17µm) and without link (-40.31 ± 37.73µm), a significant difference was identified between all groups when compared to the control (MC: -130.27 ± 34, 97µm), (p <0.001), with lower values for the group without a link. Regarding the comparison

before and after cycling (Tf-T0), for analysis of vertical marginal fit, the MC group ($10.05 \pm 5.74\mu\text{m}$) was the one with the highest misfit values, $p < 0.05$, when compared to the others groups, already for analysis of the horizontal marginal adaptation, the Zr group ($3 \pm 13.97\mu\text{m}$) showed statistical difference, $p < 0.05$, in comparison with ZrL ($-4.48 \pm 13.59\mu\text{m}$) and MZrL ($-2.825 \pm 11, 81\mu\text{m}$), joining the groups with ($-3.65 \pm 12.72\mu\text{m}$) and without link ($0.35 \pm 10.99\mu\text{m}$), there were lower misfit values for the group without link, $p < 0.05$. For chapter 2, a total of 14 samples failed, the groups MZrL and MZr showed significantly less association of failures, with only one failure (MZr), $p = 0.035$, as well as in relation to the type of substrate, the groups MZrL and MZr showed fewer failures ($p = 0.011$). The use of links and the number of cycles did not indicate significant differences between the groups ($p \geq 0.05$). For the chipping and/or fracture dimensions, there was a significant difference for the Zr group ($p = 0.029$) presenting a larger area of chipping when compared to the others. Regarding the location of the failure, the MC group showed a greater number of chipping in the screw orifice region when compared to the others ($p = 0.043$), which failed in different locations. Therefore, the use of the CAD / CAM system resulted in lower values of vertical and horizontal marginal maladjustment, as well as fracture resistance, with emphasis on monolithic crowns.

Keywords: Dental Prosthesis, Implant-Supported. Ceramics. Computer-aided design.

Listas e Sumários



LISTA DE FIGURAS

Capítulo 1

- Figura 1** Média (DP) da desadaptação marginal vertical (μm). 37
- Figura 2** Imagens de microscópio óptico tridimensional da desadaptação marginal vertical dos diferentes grupos. 37
- Figura 3** Box-plot da média (DP) da desadaptação marginal horizontal (μm) tempo inicial. 40
- Figura 4** Imagens de microscópio óptico tridimensional da desadaptação marginal horizontal inicial dos diferentes grupos. 41

Capítulo 2

- Figura 1** Análise fractográfica por estereomicroscópio (magnificação 25,5x) e MEV com registro de área e local de falha 60
- Figura 2** Proporção entre número de corpos de prova e falhas registradas 61
- Figura 3** Relação do número de ciclos para a falha dos diferentes materiais analisados. 63
- Figura 4** Gráfico box-plot indicando área de fratura (mm^2) para diferentes grupos analisados. 64

LISTA DE QUADROS

Capítulo 1

Quadro 1	Delineamento experimental	30
Quadro 2	Análise intra-examinador	35

Capítulo 2

Quadro 1	Descrição dos grupos	55
-----------------	----------------------	----

LISTA DE TABELAS

Capítulo 1

Tabela 1	Média (DP) de desadaptação marginal vertical tempo inicial – T0 (μm)	36
Tabela 2	Média (DP) da desadaptação marginal vertical analisando fator <i>link</i> – T0 (μm)	38
Tabela 3	Média (DP) da desadaptação marginal vertical Tf-T0 (μm)	38
Tabela 4	Média (DP) da desadaptação marginal vertical analisando fator <i>link</i> – Tf-T0	39
Tabela 5	Dados de intrusão de corpos de prova (μm)	39
Tabela 6	Média (DP) da desadaptação marginal horizontal (μm) tempo inicial – T0	40
Tabela 7	Média (DP) do fator <i>link</i> para desadaptação marginal horizontal (μm) – T0	41
Tabela 8	Média (DP) da desadaptação marginal horizontal (μm) TF-T0	42
Tabela 9	Média (DP) do fator <i>link</i> após ciclagem da desadaptação horizontal (μm)	42

Capítulo 2

Tabela 1	Associação entre os diferentes grupos e falhas registradas	61
Tabela 2	Associação entre os diferentes grupos (substrato) e falhas registradas	62
Tabela 3	Associação entre os diferentes grupos (<i>link</i>) e falhas registradas	62
Tabela 4	Média (DP) do número de ciclos e falhas	63
Tabela 5	Análise das áreas de falhas (mm^2)	64
Tabela 6	Local/quantidade de falha	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
CAD-CAM	Computer-aided design and Computer-aided manufacturing
CET	Coeficiente de expansão térmica
CoCr	Cobalto-Cromo
Hz	Hertz
MC	Coroa Metalocerâmica
MPa	Mega Pascal
MZr	Coroa monolítica de Zirconia
MZrL	Coroa monolítica de Zirconia com <i>Link</i>
N	Newtons
STL	Standard Triangle Language
T0	Tempo inicial
Tf	Tempo final
UCLA	Universal Castable Long Abutment
Zr	Coroa de Zirconia com aplicação de cerâmica feldspática
ZrL	Coroa de Zirconia com <i>link</i> e aplicação de cerâmica feldspática

SUMÁRIO

1	Capítulo 1 - Análise da adaptação marginal vertical e horizontal em próteses parafusadas sobre implantes de hexágono externo confeccionadas por diferentes técnicas e materiais antes e após ciclagem mecânica	26
1.1	Resumo	26
1.2	Introdução	28
1.3	Materiais e métodos	30
1.4	Resultados	35
1.5	Discussão	43
1.6	Conclusão	46
1.7	Referências	47
2	Capítulo 2 - Resistência à fratura de próteses implantossuportadas confeccionadas por diferentes técnicas e materiais cerâmicos após ciclagem mecânica	51
2.1	Resumo	51
2.2	Introdução	53
2.3	Materiais e métodos	55
2.4	Resultados	59
2.5	Discussão	66
2.6	Conclusão	68
2.7	Referências	69
	Anexos	73

Capítulo 1



Análise da adaptação marginal vertical e horizontal em próteses parafusadas sobre implantes de hexágono externo confeccionadas por diferentes técnicas e materiais antes e após ciclagem mecânica

1.1 Resumo

Objetivos: O objetivo desse estudo *in vitro* foi avaliar próteses parafusadas sobre implantes de hexágono externo confeccionadas por diferentes técnicas (convencional e CAD/CAM) e materiais quanto à adaptação marginal vertical e horizontal antes e após ciclagem mecânica.

Materiais e métodos: Foram confeccionados 50 corpos de prova, por duas diferentes técnicas (convencional e CAD/CAM) e materiais das coroas divididos em cinco grupos, sendo MC (Metalocerâmica); ZrL (coping fresado em zircônia com *link* mais aplicação de cerâmica feldspática); Zr (coping fresado em zircônia mais aplicação de cerâmica feldspática); MZrL (Monolítica de zircônia com *link*); MZr (Monolítica de zircônia), os quais foram submetidos à ciclagem mecânica em uma angulação de 30°, a 37°C e submetidos a 5×10^6 ciclos com aplicação de carga de 150N a uma frequência de 2,0Hz. Foram avaliados à adaptação marginal vertical e horizontal (μm) antes e após ciclagem mecânica em Microscópio Óptico Tridimensional (3D). Os dados foram submetidos à análise estatística mais pertinente conforme indicação das análises, foi adotado o valor significativo de 0,05.

Resultados: Para desadaptação marginal vertical antes da ciclagem mecânica (tempo inicial- T_0), houve diferença significativa com maiores valores de desadaptação para MC ($93,93 \pm 22,84 \mu\text{m}$) e MZrL ($66,12 \pm 11,87 \mu\text{m}$), $p < 0,05$, quando comparados à Zr ($49,92 \pm 3 \mu\text{m}$) e MZr ($49,76 \pm 3,9 \mu\text{m}$), unindo os grupos com (ZrL+MZrL: $63,04 \pm 9,33 \mu\text{m}$) e sem *link* (Zr+MZr: $49,84 \pm 3,38 \mu\text{m}$) comparados ao grupo controle (MC) houve diferença significativa entre todos os grupos, $p < 0,05$, com menores valores de desadaptação para o grupo sem *link*. Em termos de desadaptação marginal horizontal antes da ciclagem mecânica (tempo inicial - T_0), houve diferença significativa com maiores valores de desadaptação para o grupo MC ($-130,275 \pm 34,97 \mu\text{m}$), $p < 0,05$, e menores valores de desadaptação para o grupo MZr (-

* Formatado de acordo com as normas para submissão no periódico: The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

Capítulo 1

10,35±23,14µm), $p<0.05$, quando comparados aos demais grupos, além disso para o grupo sem *link* (Zr: -70,27±22,61µm vs MZr: -10,35±23,14µm), houve diferença significativa ($p<0.05$) com menores valores de desadaptação para MZr. Unindo os grupos com (-75,98±14,17µm) e sem *link* (-40,31±37,73µm), foi identificada diferença significativa entre todos os grupos quando comparados ao controle (MC:-130,27±34,97µm), ($p<0.001$), com menores valores para o grupo sem *link*. Em relação à comparação antes e após ciclagem (Tf-T0), para análise da adaptação marginal vertical, o grupo MC (10,05±5,74µm) foi o que apresentou maiores valores de desadaptação, $p<0.05$, quando comparado aos demais grupos, já para análise da adaptação marginal horizontal, o grupo Zr (3±13,97µm) apresentou diferença estatística, $p<0.05$, na comparação com ZrL (-4,48±13,59µm) e MZrL (-2,825±11,81µm), unindo os grupos com (-3,65±12,72µm) e sem *link* (0,35±10,99µm), houve menores valores de desadaptação para o grupo sem *link*, $p<0.05$.

Conclusão: As próteses parafusadas implantossuportadas confeccionadas pela técnica convencional (MC) foram as que apresentaram maiores valores de desadaptações marginais verticais e horizontais sobre implantes de hexágono externo antes e após a ciclagem mecânica. O uso de *links* é uma alternativa viável. O uso do sistema CAD/CAM foi o que resultou em menores valores de desadaptação marginal vertical e horizontal para as coroas monolíticas de zircônia (MZr) antes e após ciclagem mecânica.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implante. Cerâmicas. Desenho assistido por computador. Adaptação

Capítulo 1 - Introdução

1.2 Introdução

As próteses unitárias implantossuportadas são frequentemente utilizadas para reestabelecer função e estética quando há perda de um elemento dentário, pois possuem altas taxa de sucesso em longos tempos de acompanhamento.¹ Os implantes do tipo conexão externa foram implementados por Brånemark e desde então são amplamente utilizados, porém algumas desvantagens são relatadas, entre elas complicações mecânicas e biológicas.^{2,3} Dentre as principais complicações clínicas das reabilitações orais implantossuportadas estão as desadaptações verticais e horizontais, estas podem contribuir no surgimento de complicações mecânicas tais como aumento de tensão nos componentes protéticos, parafusos e osso peri-implantar.⁴ Além das falhas mecânicas, complicações biológicas, como inflamação dos tecidos peri-implantares, que podem ocorrer em decorrência da colonização de microrganismos nos *microgaps* provenientes dessas desadaptações, uma vez que, a maioria das bactérias orais estariam dentro das dimensões de 0,2 a 1,5 µm de largura e de 2 a 10 µm de comprimento podendo facilmente se colonizarem nos *microgaps* existentes entre a prótese e o implante.⁵⁻⁷

Atualmente, há um consenso que os materiais restauradores indiretos e as técnicas empregadas para sua confecção são fatores determinantes no sucesso das próteses implantossuportadas, estes têm influência direta sobre a adaptação da interface coroa/implante, e conseqüentemente, na longevidade da restauração.^{8,9} A técnica convencional, técnica da cera perdida é utilizada para fabricar uma coroa metalocerâmica através do processo de fundição das ligas metálicas, como o cromo-cobalto, que devido as várias etapas laboratoriais, podem acarretar complicações como as desadaptações.¹⁰ Os *abutments* pré-fabricados com cinta-metálica foram introduzidos com o objetivo de trazer uma adaptação previsível na plataforma do implante, no entanto a principal desvantagem dos *abutments* metálicos consiste na estética, os quais se tornam aparentes devido a translucidez dos materiais cerâmicos de revestimentos, além de sofrerem corrosão ao longo do tempo, podendo afetar a cor do tecido mole periimplantar.^{11,12}

O surgimento da tecnologia CAD/CAM (*Computer aided design and Computer aided manufacturing*) trouxe um ganho de tempo clínico e de confecção das próteses, menor custo e melhor adaptação, junto à isso, com a evolução dos materiais cerâmicos, a zircônia foi introduzida como um material com alta biocompatibilidade, resistência mecânica, além de estética, quando comparada aos metais. Sendo assim surgiram os pilares pré-fabricados, personalizados e as coroas monolíticas de zircônia, podendo esses serem instalados direto na

Capítulo 1 - Introdução

plataforma do implante ou sobre um *link* de metal.^{10,13,15} Alguns estudos relatam que o uso da zircônia diretamente na plataforma do implante pode acarretar desgaste no hexágono do implante e conseqüentemente possíveis desadaptações.^{15,16}

De acordo com a ISO 14801:2007, a ciclagem mecânica é um teste recomendado para simulação da mastigação, através do qual é possível simular fatores como carga oclusal, temperatura, umidade e tempo de uso referentes às condições bucais clínicas.¹⁷

Diante disso, o objetivo desse estudo *in vitro* foi avaliar próteses parafusadas sobre implantes de hexágono externo confeccionadas por diferentes técnicas (da cera perdida e CAD/CAM) e materiais quanto à adaptação marginal vertical e horizontal antes e após ciclagem mecânica, testando a hipótese nula: (1) Não há diferença na adaptação marginal vertical e horizontal entre as diferentes técnicas e materiais de próteses parafusadas implantossuportadas antes e após ciclagem mecânica.

Capítulo 1 - Materiais e métodos

1.3 Materiais e métodos

Foram confeccionadas 50 matrizes de próteses implantossuportadas unitárias sobre implantes de hexágono externo (Ø4x10mm) (HE EASY- GRIP Porous RD, Conexão Sistema de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil) inseridos em cilindros com resina de poliuretano (F-16 FastCast Polyurethane, Axson, São Paulo, Brazil), ideais para testes biomecânicos,¹⁸ e posicionados 3mm aquém da plataforma do implante (ISO 14801:2016), as quais foram posteriormente distribuídas em cinco grupos:

Quadro 1 - Delineamento experimental

GRUPOS	MATERIAIS	N
MC	<i>Coping</i> CoCr + aplicação de cerâmica feldspática	10
ZrL	<i>Link +Coping</i> fresado Zr + Cerâmica Feldspática	10
Zr	<i>Coping</i> fresado Zr + Cerâmica Feldspática	10
MZrL	<i>Link + Coroa</i> Monolítica Zr	10
MZr	Coroa Monolítica Zr	10

1.3.1 Confeção dos copings e coroas

1.3.1.1 CAD/CAM (ZrL, Zr, MZrL e MZr)

Foi realizado o escaneamento dos modelos de gesso (obtidos a partir da moldagem das matrizes com os implantes inseridos anteriormente) em escâner de bancada (S600 ARTI, Zirkonzahn Worldwide, Gais BZ, Itália), com *scan body* em posição. As modelagens dos *copings* e coroas foram realizadas no *software* Zirkonzahn Modeller (Zirkonzahn Worldwide, Gais BZ, Itália), seguindo a biblioteca digital do fabricante (Conexão Sistema de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil). As coroas monolíticas (MZrL e MZr) seguiram a anatomia de um segundo pré-molar inferior. Já os *copings* fresados (ZrL e Zr) apresentam dimensões reduzidas em 1.5mm para posterior aplicação da cerâmica de cobertura. Após a modelagem, os arquivos digitais (*STL*) foram exportados e fresados (Milling Machine M1, Zirkonzahn Worldwide, Gais BZ, Itália) em zircônia parcialmente estabilizada por ítria (Ice Zirkonzahn Translucent,

Capítulo 1 - Materiais e métodos

Zirkonzahn Worldwide, Gais BZ, Itália) para os *copings* e coroas monolíticas em zircônia translúcida (Prettau, Zirkonzahn Worldwide, Gais BZ, Itália), a sinterização ocorreu à 1600°C em forno (Sinterofen 300S - Zirkonzahn Worldwide, Gais BZ, Itália) de acordo com as recomendações do fabricante.

Para confecção dos copings do grupo MC e aplicação da cerâmica de cobertura nos grupos MC, ZrL, Zr foram confeccionadas matrizes bipartidas, através da escolha aleatória de uma coroa monolítica e coping dos grupos fresados, com silicone de laboratório (Zetalabor, Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália) para que as dimensões das coroas fossem padronizadas.

1.3.1.2 Técnica Convencional (Técnica da cera perdida) (MC)

Sobre os modelos de gesso com os análogos (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, Arujá, SP, Brasil) foram parafusados componentes do tipo UCLA com cinta de CoCr (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, Arujá, SP, Brasil) e sobre ele a matriz bipartida confeccionada no passo anterior foi posicionada. A matriz foi preenchida com cera na forma líquida (GEO- Crowax, bege-opaco, Renfert, Alemanha) e após o seu resfriamento, foram realizados os ajustes necessários. O conjunto foi incluído em material de revestimento (G2 Universal Investments Talladium Inc.) e levado à fundição em liga de CoCr (Liga de Cromo-Cobalto Fit Cast Cobalto CoCr, Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil), em forno aquecido, de acordo as recomendações do fabricante. Seguindo para o processo de refinamento e polimento pós fundição.

1.3.1.3 Aplicação da cerâmica de cobertura através da técnica estratificada

Os copings (CoCr e Zr) inicialmente passaram por um tratamento de superfície, foram limpos em cuba ultrassônica com água destilada por 5 minutos, para remoção de qualquer impureza. Antes da aplicação da cerâmica de cobertura, receberam jateamento com partículas de óxido de alumínio de 110 µm (Famox, Polidental® Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP), 0,4Mpa, 20 segundos.¹⁹ Além disso, foi realizada a aplicação em camadas de opaco base nos copings de metal do grupo MC.

A estratificação das cerâmicas foi realizada por um único operador com auxílio de um pincel e a condensação era feita através de vibração. O excesso de água era removido com papel

Capítulo 1 - Materiais e métodos

absorvente e a sinterização foi feita em forno (Programat P300 – Ivoclar Vivadent) com temperatura e tempo de acordo com o material e seu coeficiente de expansão térmica (CET).^{20,21} Ao final foi aplicada uma camada de glaze em todas as coroas.

Para os grupos com *link* (Base de CoCr, Conexão Sistema de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil), as coroas foram cimentadas com cimento resinoso Relyx U200 (3M, Saint Paul, Minnesota, EUA), um peso de 1000g foi posicionado sobre um delineador com um dispositivo em contato com as coroas, para que a cimentação ocorresse de forma padronizada, em seguida foi realizada a fotopolimerização (Bluephase, Ivoclar Vivadent) de cada face por 20 segundos e fotopolimerização final de 40 segundos, os excessos de cimento foram removidos.^{22,23}

Todas as coroas foram parafusadas (Parafusos de titânio, Conexão Sistema de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil) com torque de 30N.cm de acordo com as recomendações dos fabricantes, em torquímetro digital (Lutron TQ8880). Além disso, o orifício do parafuso de todos os grupos foi preenchido com Isotape (TVD, Pomodore, SC) e resina composta Filtek Z-350 (3M, Saint Paul, Minnesota, EUA), sem o uso de sistema adesivo.

1.3.2 Análise da adaptação marginal vertical e horizontal por microscopia óptica tridimensional

Os corpos de prova foram inicialmente randomizados por sorteio com auxílio de um site. As análises da adaptação marginal vertical e horizontal foram realizadas utilizando 8 pontos pré-determinados e equidistantes²⁴ entre si através de um dispositivo, que serviu como guia para a mensuração das desadaptações no microscópio óptico tridimensional (Quick Scope, Mitutoyo, Illinois, Chicago, EUA). Este microscópio apresenta mesa digital com 350x de aumento e precisão de 1 µm, e as medidas foram calculadas utilizando o programa computacional QSPAK (Mitutoyo, Illinois, Chicago, EUA). Para auxiliar nas leituras, foi utilizado um dispositivo onde foram posicionados os corpos de prova, permitindo que o feixe de luz do microscópio seja posicionado perpendicularmente a interface coroa/coping/implante, resultando em imagens que tornou possíveis as análises de adaptação. As análises foram realizadas antes (T0) e após ciclagem mecânica (Tf).

Capítulo 1 - Materiais e métodos

1.3.3 Ciclagem mecânica

Os corpos de prova foram posicionados na máquina de ciclagem mecânica (Biocycle V2, BIOPDI, São Carlos, São Paulo, Brasil) em uma angulação de 30°, imersos em uma cuba com água destilada a 37°C, (ISO 14801:2016) submetidos a 5×10^6 ciclos, simulando 5 anos clínicos^{25,26} com aplicação de carga de 150N no centro da coroa^{27,28} a uma frequência de 2,0Hz.¹⁷ A máquina de ciclagem mecânica apresentava um dispositivo em que automaticamente qualquer alteração no corpo de prova o pistão parava e o número de ciclos dessa ocorrência era registrado.

1.3.4 Análise estatística

Um teste intra-examinador foi executado com 20% da amostra (n=10), aplicou-se um teste antes da ciclagem, aferições de desadaptação marginal vertical e, separadamente, desadaptação marginal horizontal. Após a ciclagem, aplicou-se o mesmo teste em ambas as avaliações desadaptação marginal vertical e horizontal. O nível de significância adotado foi de 0.05. Calculou-se ainda, o erro sistemático ($p > 0.05$), por meio do teste t pareado e erro casual das análises.

Os dados provenientes das mensurações foram organizados em tabela em formato Excel (Microsoft Office Excel, Redmond, WA, Estados Unidos) e submetidos ao software SigmaPlot (SigmaPlot, San Jose, CA, EUA) versão 12.0. Todos os dados foram analisados inicialmente com a utilização da estatística descritiva. Em seguida, os dados tabulados foram analisados em relação a presença de falha ou não e valores de diferença de desadaptação marginal vertical, sendo aplicado o teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e teste de Igualdade de variância, após esta avaliação escolheu-se o teste de T. Em sequência, os dados para desadaptação marginal vertical e horizontal foram analisados em relação a distribuição de normalidade (teste Shapiro-Wilk e igualdade de variância) e, posteriormente, foi adotada a Análise de Variância (ANOVA) a um fator (Grupos diferentes materiais: MC a MZr), quando houve normalidade dos dados, o pós teste de tukey foi adotado para as análises posteriores, quando não foi identificado uma distribuição normal, empregou-se o teste de Kruskal-Wallis e pós-teste de Tukey ou Dunn (teste inicial), semelhantemente foi realizada a análise do fator link comparação entre o grupo MC, grupos com link (ZrL e MZrL) e grupos sem link (Zr e MZr). Para as análises comparando a desadaptação marginal vertical e horizontal antes e após ciclagem (efeito da ciclagem) considerou dados da Análise de Variância a um fator com a utilização da diferença da média

Capítulo 1 - Materiais e métodos

dos resultados (efeito da ciclagem mecânica), quando houve distribuição normal dos dados, quando não foi identificado a distribuição normal, empregou-se o testes de Kruskal-Wallis e pós-teste de Tukey ou Dunn's Method para análises posteriores. Para todos testes aplicou-se nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

Capítulo 1 - Resultados

1.4 Resultados

1.4.1 Análise descritiva

- Nenhuma amostra apresentou falha por afrouxamento e/ou fraturas do parafuso.
- 14 amostras falharam (lascamento de cerâmica) durante a ciclagem mecânica: MC (5), ZrL (3), Zr (5), MZr (1).

*Quantidade de falhas por grupo em parênteses

1.4.2 Análise intra-examinador

Para análise da calibração intra-examinador não foram encontradas diferenças significativas na avaliação da adaptação marginal vertical e horizontal independente do tempo (inicial e após ciclagem mecânica).

Quadro 2 - Análise intra-examinador

	Adaptação Marginal Vertical (inicial)	Adaptação Marginal Horizontal (inicial)	Adaptação Marginal Vertical (final)	Adaptação Marginal Horizontal (final)
Erro Sistemático	P= 0,599	P= 0,834	P= 0,563	P= 0,925
Erro casual (Dahlberg)	1,64 μm	1,87 μm	2,17 μm	2,49 μm

1.4.3 Relação falhas e desadaptação marginal

Em uma análise específica das amostras que falharam em cada grupo (MC, ZrL, Zr), não foi identificada uma diferença significativa em relação ao nível de desadaptação marginal vertical e horizontal (Tf-T0) entre as amostras que apresentaram falhas e as que não apresentaram dentro de cada grupo (MC: p=0,278), (ZrL: p=0,990), (Zr:p=0,438).

1.4.4 Adaptação marginal vertical (μm) (Tempo inicial – T0)

De acordo com os dados descritos na tabela 1, os grupos MC e MZrL, p<0,05, apresentaram diferença estatística significativa quando comparados aos grupos Zr e MZr, ou seja, os grupos MC e MZrL apresentaram valores maiores de desadaptação marginal vertical

Capítulo 1 - Resultados

quando comparados aos grupos Zr e MZr (figura 1). O grupo ZrL não apresentou diferença estatística significativa quando comparado aos demais (Figura 1). Em relação ao uso de *link*, não houve diferença entre os grupos com uso de *link* (ZrL vs. MZrL), assim como para os grupos sem *link* (Zr vs MZr) (figura 1). Na figura 2 é possível observar exemplos de cada grupo. Em outra análise, de acordo com a tabela 2, unindo os grupos com *link* (ZrL+MZrL) e sem *link* (Zr+MZr) comparados ao grupo controle (MC) foi identificado uma diferença significativa entre todos os grupos, $p \leq 0,001$, o grupo sem *link* (Zr+MZr) apresentou a menor desadaptação marginal vertical quando comparado aos demais (tabela 2).

Tabela 1 – Média (DP) de desadaptação marginal vertical tempo inicial – T0 (μm)

Grupos	N	Média	DP	Mediana	Mínimo	Máximo
MC	10	93,9375	22,84544	90,5625	66,375	147,75
ZrL	10	59,9625	4,667801	61,125	53,375	65,875
Zr	10	49,925	3,000116	51	46,25	53,25
MZrL	10	66,125	11,87741	62,75	54,5	94,75
MZr	10	49,7625	3,901767	50,125	44	54,75

Fonte: Autoria própria. Legenda: MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + *link* + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + *link*; MZr: Coroa monolítica de Zr

Capítulo 1 - Resultados

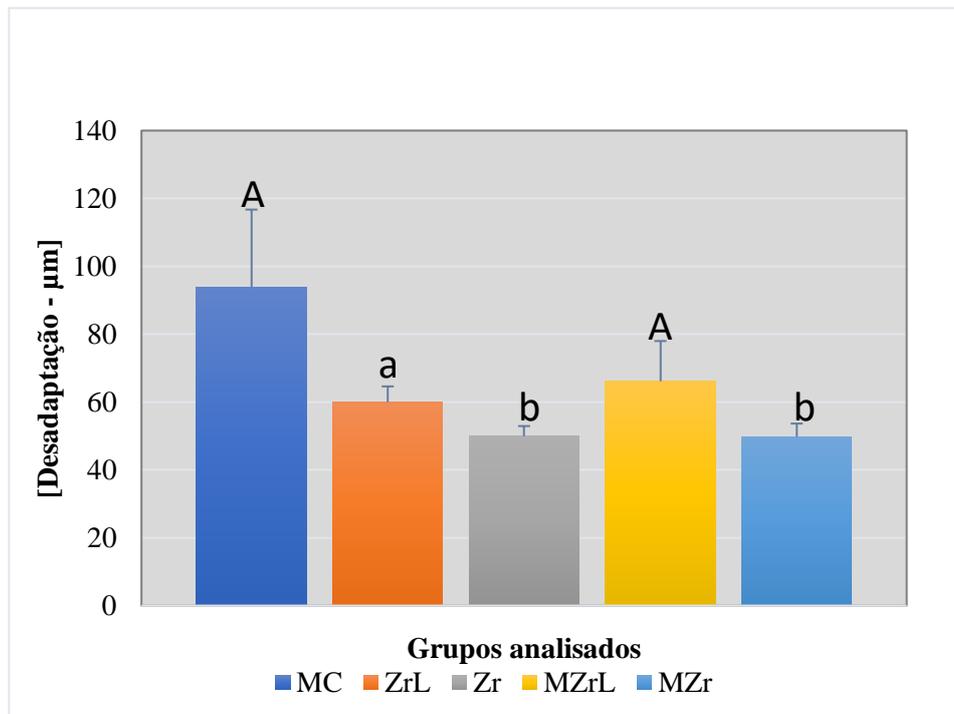


Figura 1 – Média (DP) da desadaptação marginal vertical (µm). Letras diferentes maiúsculas e minúsculas (A,b): indicam diferença significativa $p < 0,05$; Letras iguais Maiúsculas e minúsculas (A,a), maiúscula/maiúscula (A,A), diferentes minúsculas (a,b) indicam que não houve diferença significativa. $p > 0,05$.

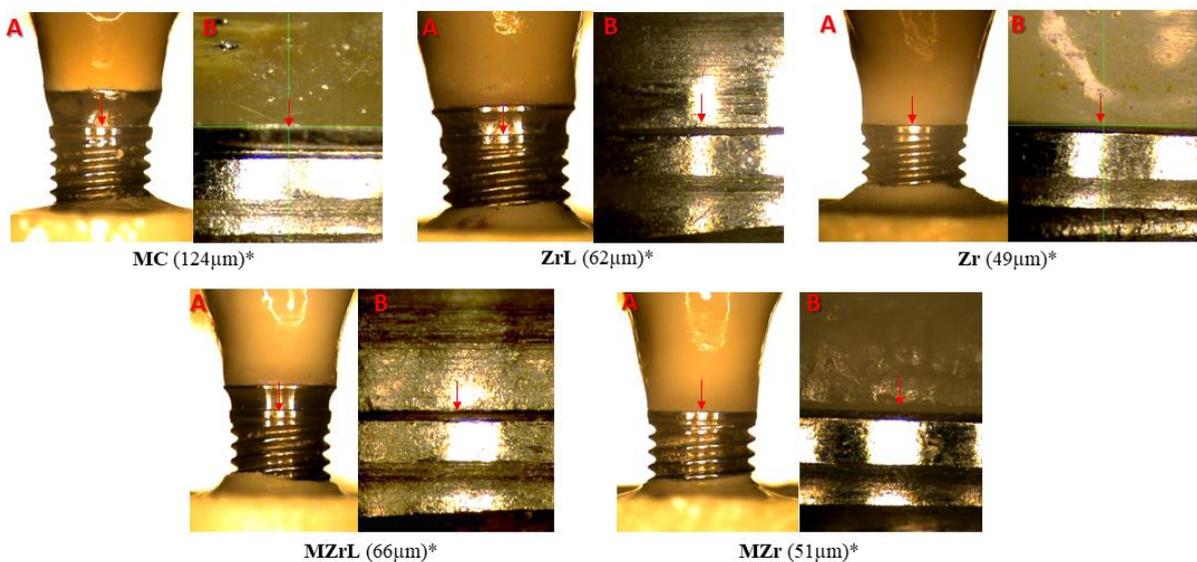


Figura 2 – Imagens de microscópio óptico tridimensional da desadaptação marginal vertical dos diferentes grupos. *Valores representativos das leituras em um dos 8 pontos (de acordo com a metodologia). Letra A – magnificação de 50x e letra B – 350x.

Capítulo 1 - Resultados

Tabela 2 – Média (DP) da desadaptação marginal vertical analisando fator *link* – T0 (µm)

Grupos	N	Média	DP
MC	10	93,9375*	22,84543855
ZrL+MZrL	20	63,04375*	9,334806382
Zr+MZr	20	49,84375*	3,388466069

Fonte: Autoria própria. Legenda: T0 – Tempo inicial (antes da ciclagem mecânica); MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + *link* + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + *link*; MZr: Coroa monolítica de Zr

1.4.5 Comparação antes e após ciclagem mecânica (Tf-T0)

Nesta análise foi avaliado os efeitos da ciclagem mecânica na adaptação marginal vertical (µm) de acordo com os grupos, considerando a diferença de média inicial (T0) e final (Tf). O Grupo MC foi o que apresentou maior diferença média (Tf-T0), e conseqüentemente maior desadaptação pós ciclagem mecânica, quando comparado a todos os demais grupos, $p < 0,05$ (tabela 3). As demais comparações entre os grupos ZrL, Zr, MZrL e MZr não foram identificadas diferenças significativas.

Tabela 3 – Média (DP) da desadaptação marginal vertical Tf-T0 (µm)

Grupos	D.M. Vertical (T0)		D.M. Vertical (Tf)		(Tf-T0)	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP
MC	93,9375	22,84543855	103,9875	20,6265109	10,05	5,742
ZrL	59,9625	4,667801201	61,5625	4,88807009	1,6	3,653
Zr	49,925	3,000115739	54,125	2,68030367	4,2	2,756
MZrL	66,125	11,87741204	66,85	12,03623	0,725	5,293
MZr	49,7625	3,901766872	53,525	2,89503886	3,7625	2,434

Fonte: Autoria própria. Legenda: Tf – Tempo Final; T0 – Tempo inicial; MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + *link* + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + *link*; MZr: Coroa monolítica de Zr

Realizou-se uma análise específica do fator *link* (ZrL+MZrL) comparado aos grupos controle (MC) e grupo sem *link* (Zr+MZr) pós ciclagem mecânica, os resultados indicaram uma diferença significativa na comparação entre o controle (MC) e os demais grupos, $p < 0,05$. Todavia, não foi identificada uma diferença na comparação entre os grupos com *link* e sem *link* ($p=0,088$). (Tabela 4).

Capítulo 1 - Resultados

Tabela 4 – Média (DP) da desadaptação marginal vertical analisando fator *link* – Tf-T0

Grupos	N	Média (Tf-T0)	DP
MC	10	10,05	5,742205
ZrL+MZrL	20	1,163	4,449
Zr+MZr	20	3,981	2,541

Fonte: Autoria própria. Legenda: Tf – Tempo Final; T0 – Tempo inicial; MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + *link* + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + *link*; MZr: Coroa monolítica de Zr

1.4.6 Análise descritiva da intrusão ZrL e MZrL

Alguns elementos apresentaram desadaptação marginal vertical negativa (intrusão), os quais são apresentados abaixo na tabela 5 por grupo e respectiva diferença encontrada.

Tabela 5 – Dados de intrusão de corpos de prova (μm)

Grupo	T ₀ (μm)	T _F (μm)	Diferença (μm)
ZrL	65,81	61,93	3,87
MZrL	69,41	63,79	5,625

Fonte: Autoria própria. ZrL - Coping fresado Zr + *link* + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + *link*;

1.4.7 Adaptação marginal horizontal tempo inicial – T0 (μm)

De acordo com os dados da tabela 6, houve diferença significativa quando se comparou o grupo MC aos demais grupos, $p < 0,05$, com os maiores valores de desadaptação marginal horizontal, enquanto o grupo MZr apresentou diferença significativa na comparação aos demais grupos, $p < 0,05$ (figura 3), com os menores valores de desadaptação marginal horizontal. O ZrL não apresentou diferença significativa quando comparado aos demais.

Em relação ao uso de *link*, não houve diferença estatística significativa entre os grupos com uso de *link* (ZrL vs. MZrL) (Tabela 6). Porém para os grupos sem *link*, houve diferença estatística significativa entre Zr e MZr, sendo a menor média de desadaptação marginal horizontal para o MZr, $p < 0,05$ (Tabela 7). Os grupos ZrL e MZrL foram os que apresentaram menor diferença da dispersão dos dados (máximo-mínimo), sendo mais precisos entre si (tabela 6 e figuras 3 e 4)

Capítulo 1 - Resultados

Tabela 6 – Média (DP) da desadaptação marginal horizontal (μm) tempo inicial – T0

Grupos	N	Média	DP	Mediana	Mínimo	Máximo	Dif. Max-Min
MC	10	-130,275	34,97702	-127	-230	-65	165
ZrL	10	-77,2625	13,45668	-79	-99	0	99
Zr	10	-70,275	22,61621	-68	-147	-26	121
MZrL	10	-74,7125	14,82744	-75	-131	-46	85
MZr	10	-10,35	23,14243	0	-88	24	112

Fonte: Autoria própria. Legenda: T0 – Tempo inicial; MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + *link* + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + *link*; MZr: Coroa monolítica de Zr

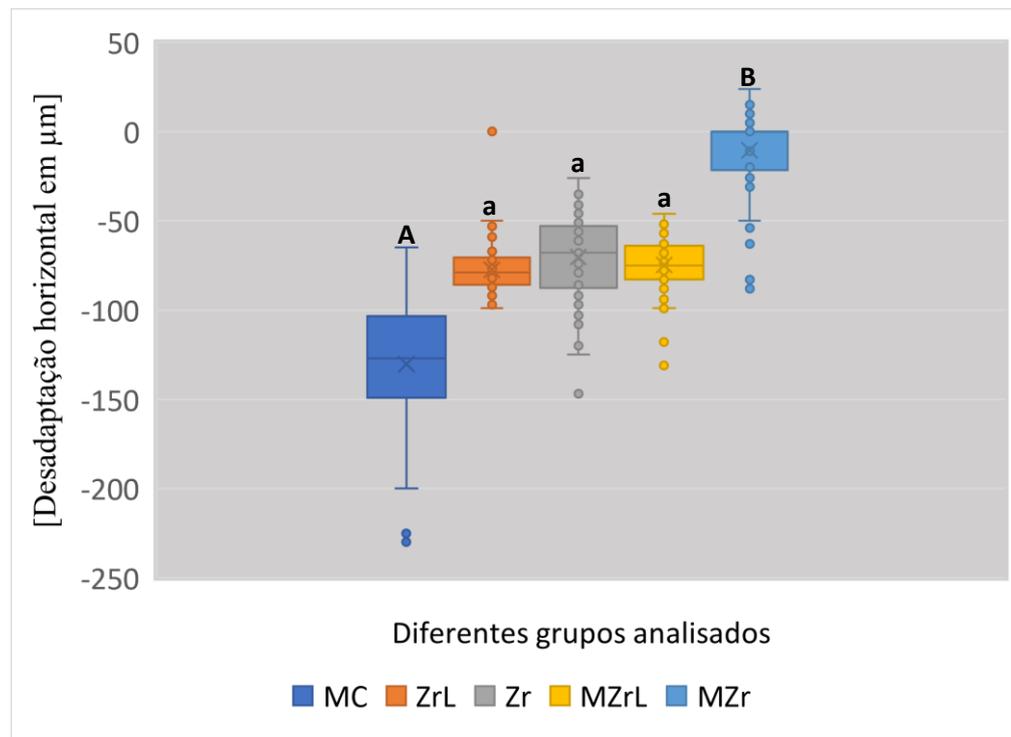


Figura 3 – Gráfico box-plot da média (DP) da desadaptação marginal horizontal (μm) tempo inicial. Letras maiúsculas diferentes (A,B) e letras maiúsculas/minúsculas (A,a; B,a) indicam $p < 0,05$, letrais iguais minúsculas (a,a) indicam $p > 0,05$. Valores negativos (-) significam subcontorno e valores positivos (+) sobrecontorno.

Capítulo 1 - Resultados

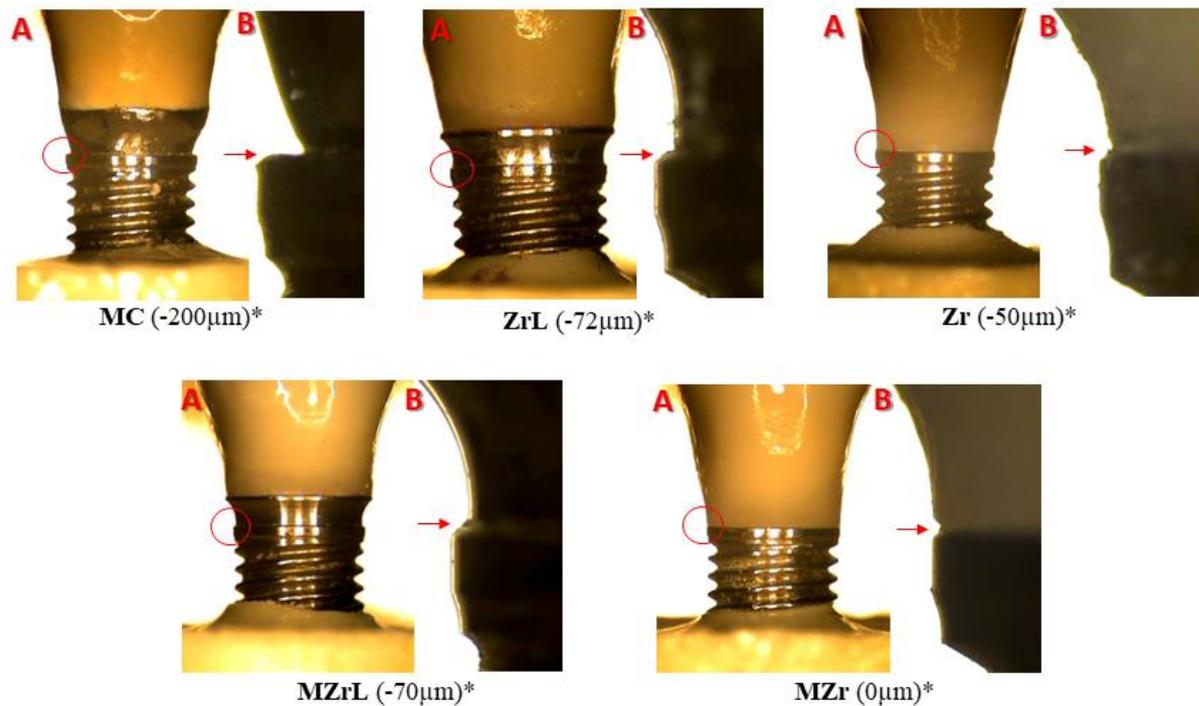


Figura 4 – Imagens de microscópio óptico tridimensional da desadaptação marginal horizontal inicial dos diferentes grupos. *Representações de dados da leitura de um dos 8 pontos (de acordo com a metodologia) dos diferentes grupos. Letra A – magnificação de 50x e letra B – 350x.

Em uma análise unindo os grupos com *link* (ZrL+MZrL) comparados ao grupo controle (MC) e grupo sem *link* (Zr+MZr) foi identificado uma diferença significativa entre todos os grupos, $p \leq 0,001$ (tabela 7).

Tabela 7 – Média (DP) do fator *link* para desadaptação marginal horizontal (μm) – T0

Grupos	N	Média	DP	Mediana
MC	10	-130,275	34,97702	-127
ZrL+MZrL	20	-75,9875	14,1719	-77
Zr+MZr	20	-40,3125	37,73112	-47

Fonte: Autoria própria. Legenda: T0 – Tempo inicial; MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + *link* + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + *link*; MZr: Coroa monolítica de Zr

Capítulo 1 - Resultados

1.4.8 Comparação antes e após ciclagem mecânica (Tf-T0)

Nesta análise foi avaliado os efeitos da ciclagem mecânica na adaptação marginal horizontal de acordo com os grupos, considerando a diferença de média inicial (T0) e final (Tf), o Grupo Zr apresentou diferença estatística significativa, $p < 0,05$ (Tabela 8) na comparação com ZrL e MZrL. As demais comparações entre os grupos não foram identificadas uma diferença significativa entre os grupos. O grupo MZr foi o que apresentou menor dispersão de dados, apresentando menor variação de dados iniciais (T0) e (Tf), quando comparado aos demais.

Tabela 8 – Média (DP) da desadaptação marginal horizontal (μm) TF-T0

Grupos comparados	Desadap. horizontal T0		Desadap Horizontal Tf		Tf-T0		
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Mediana
MC	-130,925	34,908116	-130,275	34,9770178	-0,65	14,62709	0
ZrL	-81,75	13,010706	-77,2625	13,4566757	-4,4875	13,59169	-2
Zr	-67,275	20,095327	-70,275	22,6162118	3	13,97375	2
MZrL	-77,5375	15,075291	-74,7125	14,827441	-2,825	11,81372	-3
MZr	-12,6375	23,959483	-10,35	23,1424318	-2,2875	5,827029	0

Fonte: Autoria própria. Legenda: Tf – Tempo Final; T0 – Tempo inicial; MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + link + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + link; MZr: Coroa monolítica de Zr

Realizou-se uma análise específica do fator *link* (ZrL+MZrL) comparado aos grupos controle (MC) e grupo sem *link* (Zr+MZr), considerou-se nesta análise o efeito da ciclagem na desadaptação marginal horizontal. Os resultados indicaram uma diferença estatística significativa na comparação entre grupo sem *link* (Zr+MZr) e com *link* (ZrL+MZrL), $p < 0,05$, indicando que o grupo com *link* apresentou maiores valores de desadaptação marginal horizontal (Tabela 9). Não foi identificada uma diferença na comparação entre o grupo controle ($p > 0,05$) e demais grupos.

Tabela 9 – Média (DP) do fator *link* após ciclagem da desadaptação horizontal (μm)

Grupos	N	Média	DP	Mediana
MC	10	-0,65	14,62709	0
ZrL+MZrL	20	-3,65625	12,72103	-2,5
Zr+MZr	20	0,35625	10,99648	0

Fonte: Autoria própria. Legenda: MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + link + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + link; MZr: Coroa monolítica de Zr

Capítulo 1 - Discussão

1.5 Discussão

Os resultados deste trabalho indicaram diferenças significativas em termos de desadaptação marginal vertical e horizontal, sendo assim a hipótese nula desse estudo foi rejeitada. Inicialmente, é importante ressaltar que o sucesso das próteses implantossuportadas convencionais é amplamente reportado na literatura com longos tempos de acompanhamento.^{3,13} Entretanto, alguns estudos^{10,29} reportam que um dos principais problemas das próteses fabricadas pela técnica convencional são os vários processos laboratoriais, como o processo de fundição, que mesmo com a utilização de *abutments* pré-fabricados (UCLA), as altas temperaturas levam às distorções resultando em uma maior desadaptação marginal vertical, o que está de acordo com o presente estudo. Além disso, uma recente revisão sistemática⁴ avaliando adaptação marginal de próteses implantossuportadas confeccionadas pelo sistema CAD/CAM comparadas a técnica convencional demonstraram uma superioridade para o sistema digital em próteses implantossuportadas unitárias, esses resultados corroboram com este estudo, visto que mesmo após submetidos à ciclagem mecânica por um longo período (5.000.000 ciclos), as próteses confeccionadas pelo sistema CAD/CAM apresentaram melhores valores de adaptação marginal vertical.

Os *copings* das coroas estratificadas (Zr) e as coroas monolíticas (MZr) confeccionadas pelo sistema CAD/CAM apresentaram melhor adaptação marginal vertical, o que corrobora com a literatura científica, pois as vantagens desse sistema são amplamente reportadas na literatura, tais como: ganho de tempo clínico, custo, conforto do paciente e precisão das próteses.^{13,14} O fato de esta tecnologia disponibilizar uma biblioteca virtual fornecida pelo próprio fabricante com o design de cada implante e/ou componentes protéticos, auxilia na confecção de estruturas mais precisamente adaptadas à plataforma do implante.⁴

Entretanto, o uso de coroas/copings em zircônia parafusados diretamente sobre a plataforma dos implantes de conexão externa pode causar desgastes ao hexágono do implante, e conseqüentemente maiores desadaptações, principalmente internas, porém nesse estudo não foram avaliados adaptação interna e possíveis desgastes causados pela zircônia diretamente ao hexágono do implante.⁹

As coroas estratificadas (ZrL) e monolíticas (MZrL) que foram cimentadas sobre *links* pré-fabricados de CoCr, demonstraram que esse tipo de técnica (coroa+*link*) mostrou-se favorável quanto à adaptação marginal, com menores valores de desadaptação em comparação

Capítulo 1 - Discussão

com a técnica convencional, pois as diversas etapas de fabricação, como o processo de fundição podem acarretar em maiores desconformidades nessa técnica.¹⁰ Os dados de desconformidade marginal vertical negativa (intrusão) encontrados nesses grupos, podem estar relacionados há um microgap presente antes da ciclagem e que com a força aplicada no momento do teste mecânico, houve um assentamento da coroa na plataforma do implante.¹⁸ Torna-se importante ressaltar, ainda, que alguns cuidados devem ser tomados em relação à essa técnica, como a possibilidade de ocorrer a desconformidade desse conjunto (coroa+link) resultando em complicações protéticas, porém este trabalho não apresentou nenhuma complicação desse tipo.

Há diferentes valores aceitáveis de desconformidade marginal vertical reportados na literatura, porém, o valor de referência mais utilizado consiste em aproximadamente 120µm,³⁰⁻³² diante disso, é importante ressaltar que os resultados de todos os grupos avaliados neste trabalho estão abaixo desse limite de aceitação, sendo assim, todos os tipos de próteses implantossuportadas unitárias estudadas poderiam ser viáveis em um tratamento reabilitador. Além disso, a literatura reporta^{3,13} que as principais complicações mecânicas para os tipos de prótese estudados são: o afrouxamento do parafuso e lascamento da cerâmica de cobertura. Entretanto, pode-se observar nos resultados que em nenhuma amostra houve falhas por afrouxamento do parafuso podendo estar relacionado ao torque executado de acordo com as recomendações do fabricante. As quatorze amostras que falharam foram coroas estratificadas (MC, ZrL e Zr) devido ao lascamento da cerâmica de cobertura e uma coroa monolítica (MZr), a complicação protética não influenciou nos valores de desconformidade marginal vertical e/ou horizontal.

Em relação a adaptação marginal horizontal, os resultados obtidos demonstraram diferenças significativas com maiores valores de desconformidade para o grupo MC (técnica convencional) e menores valores de desconformidade marginal horizontal para MZr (Monolítica-CAD/CAM) com menor dispersão de dados, quando comparados aos demais grupos, o que está de acordo com a literatura.^{4,33} É importante destacar que na técnica convencional, logo após o processo de fundição, que já é um fator para desconformidade, as peças passam por um processo de refinamento da demarcação da cinta metálica e de polimento para deixar a superfície lisa e brilhosa, essas etapas contribuem para que esse grupo (MC) tenha maior desconformidade marginal horizontal negativa, indicando sub contorno.

A diferença estatística apresentada entre os grupos de coroas estratificadas (Zr) e monolíticas (MZr) quanto à desconformidade marginal horizontal pode ser explicada pelo fato de

Capítulo 1 - Discussão

que as coroas estratificadas passam pelo processo de aplicação de cerâmica de cobertura, que além do tratamento de superfície prévio, há diversas queimas para sinterização da cerâmica, o que pode afetar a estabilidade dimensional do coping de zircônia.³³

Na comparação antes e depois da ciclagem mecânica, em termos de adaptação marginal horizontal, apesar da diferença significativa relatada nos resultados para o grupo Zr comparado ao ZrL e MZrL, destaca-se que os valores de desadaptação apresentados estão próximos aos valores do Erro Casual Dahlberg igual a 2,49 μm , sendo assim indicando que a diferença de valores mensurados está relacionado ao processo de calibração do examinador, do que uma diferença propriamente dita entre os grupos. Porém, é importante ressaltar que o grupo MZr, apresentou menor variação (T0-Tf) e dispersão de dados.

Em uma análise do fator *link* antes e após ciclagem mecânica em termos de adaptação marginal horizontal, nota-se que unindo os *links* (ZrL e MZrL), comparados aos sem *links* (Zr e MZr) e grupo controle (MC), estes apresentam valores intermediários de desadaptação marginal horizontal negativa (sub contorno), o que está de acordo com o conceito de plataforma switching, em que o diâmetro reduzido do *abutment*, pode reduzir a perda óssea periimplantar, garantindo a manutenção do tecido ósseo e gengival, os quais são fatores estéticos de extrema importância.^{8,34} Entretanto, a pior situação clínica está relacionada a condição de desadaptação marginal horizontal positiva (sobrecontorno) em que há um maior acúmulo de resíduos e consequentemente microorganismos abaixo desse gap, podendo acarretar no desenvolvimento de doenças periimplantares e até perda do sistema prótese/implante.³⁵

Algumas limitações desse estudo *in vitro* devem ser observadas, primeiramente o fato de que a ciclagem mecânica, apesar de ser um método validado para simulação da mastigação, há algumas situações clínicas que são individuais de cada paciente,³⁶ além disso diversas metodologias tanto clínicas quanto *in vitro* podem ser utilizadas na mensuração de adaptação marginal o que torna difícil estabelecer padrões para uma avaliação mais precisa e comparativa.^{10,37}

Capítulo 1 - Conclusão

1.6 Conclusão

Dentro das limitações desse estudo *in vitro*, pode-se concluir que:

- 1- As próteses parafusadas implantossuportadas confeccionadas pela técnica convencional (MC) foram as que apresentaram maiores desadaptações marginais verticais e horizontais antes e após a ciclagem mecânica.
- 2- O uso de *links* é uma alternativa viável.
- 3- O uso do sistema CAD/CAM foi o que resultou em menores valores de desadaptação marginal vertical e horizontal, com destaque para as coroas monolíticas de zircônia (MZr) antes e após ciclagem mecânica.

Capítulo 1 - Referências

1.7 Referências

1. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the 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 Implants Res* 2012;23:2-21.
2. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10- year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.
3. Lemos CAA, Verri FR, Gomes JML, Souza Batista VE, Cruz RS, Oliveira HFFE, et al. Ceramic versus metal-ceramic implant-supported prostheses: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2019;121:879-886.e4.
4. Mello CC, Lemos CAA, Luna Gomes JM, Verri FR, Pellizzer EP. CAD/CAM vs conventional technique for fabrication of implant-supported frameworks: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Int J Prosthodont* 2019;32:182-192.
5. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of margin fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-408.
6. Nascimento C, Pita MS, Santos ES, Monesi N, Pedrazzi V, Albuquerque Junior RF, et al. Microbiome of titanium and zirconia dental implants abutments. *Dent Mater* 2016;32:93-101.
7. Azevedo-Vaz SL, Araujo-Siqueira C, Carneiro VC, Oliveira ML, Azeredo RA. Misfit detection in implant-supported prostheses of different compositions by periapical radiography and cone beam computed tomography: an in vitro study [published online ahead of print, 2020 Jul 25]. *J Prosthet Dent* 2020;S0022-3913(20)30299-7.
8. Santiago JF Jr, Batista VE, Verri FR, Honório HM, Mello CC, Almeida DA, et al. Platform-switching implants and bone preservation: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2016;45:332-345.
9. Queiroz DA, Hagee N, Lee DJ, Zheng F. The behavior of a zirconia or metal abutment on the implant-abutment interface during cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2020;124:211-216.

Capítulo 1 - Referências

10. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2011;24:207-220.
11. Schioli G. Single-tooth implant restorations in the esthetic zone with PureForm ceramic crowns: 3 case reports. *J Oral Implantol* 2004;30:358-363.
12. Noronha Oliveira M, Schunemann WVH, Mathew MT, Henriques B, Magini RS, Teughels W, et al. Can degradation products released from dental implants affect peri-implant tissues? *J Periodontal Res* 2018;53:1-11.
13. Sailer I, Strasing M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2018;29:184-198.
14. Pjetursson BE, Valente NA, Strasing M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2018;29:199-214.
15. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:928-938.
16. Pereira PHS, Amaral M, Baroudi K, Vitti RP, Nassani MZ, Silva-Concílio LRD. Effect of implant platform connection and abutment material on removal torque and implant hexagon plastic deformation. *Eur J Dent* 2019;13:349-353.
17. International Organization for Standardization. ISO 14801:2007 - Dentistry -- Implants -- Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2007.
18. Moris ICM, Faria ACL, Ribeiro RF, Fok AS, Rodrigues RCS. Custom Morse taper zirconia abutments: influence on marginal fit and torque loss before and after thermomechanical cycling. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018;78:241-245.
19. Bitencourt SB, Santos DM, Silva EVF, Barão VAR, Rangel EC, Cruz NC, et al. Characterisation of a new plasma-enhanced film to improve shear bond strength between zirconia and veneering ceramic. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2018;92:196-205.

Capítulo 1 - Referências

20. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J Appl Oral Sci* 2004;12:26-36.
21. Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent* 2013;22:66-70.
22. Sciasci P, Abi-Rached FO, Adabo GL, Baldissara P, Fonseca RG. Effect of surface treatments on the shear bond strength of luting cements to Y-TZP ceramic. *J Prosthet Dent* 2015;113:212-219.
23. Mehl C, Zhang Q, Lehmann F, Kern M. Retention of zirconia on titanium in two-piece abutments with self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent* 2018;120:214-219.
24. Pellizzer EP, Mello CC, Gomes JML, Santiago Júnior JF, Lemos CAA, Verri FR. Vertical and horizontal misfit analysis of 3-unit FDP fabricated with different techniques and CAD/CAM systems. *Braz Dent J* 2018;29:342-346.
25. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Fatigue resistance of soldered joints: a methodological study. *Dent Mater* 1994;10:215-220.
26. Amaral M, Villefort RF, Melo RM, Pereira GKR, Zhang Y, Valandro LF, et al. Fatigue limit of monolithic Y-TZP three-unit-fixed dental prostheses: effect of grinding at the gingival zone of the connector. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017;72:159-162.
27. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:153-161.
28. Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JM, Consani RL, Mesquita MF. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:833-838.
29. Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand* 2013;71:404-409.
30. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-111.

Capítulo 1 - Referências

31. Lopez-Suarez C, Gonzalo E, Pelaez J, Serrano B, Suarez MJ. Marginal vertical discrepancies of monolithic and veneered zirconia and metal-ceramic threeunit posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont* 2016;29:256-258.
32. Pasali B, Sarac D, Kaleli N, Sarac YS. Evaluation of marginal fit of single implant-supported metal-ceramic crowns prepared by using presintered metal blocks. *J Prosthet Dent* 2018;119:257-262.
33. Moilanen P, Hjerpe J, Lassila LVJ, Närhi TO. Fracture strength and precision of fit of implant-retained monolithic zirconia crowns. *J Oral Implantol* 2018;44:330-334.
34. Gardner DM. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *N Y State Dent J* 2005;71:34-37.
35. França DG, Morais MH, Neves FD, Carreiro AF, Barbosa GA. Precision fit of screw-retained implant-supported fixed dental prostheses fabricated by CAD/CAM, copy-milling, and conventional methods. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017;32:507–513.
36. López-Suárez C, Castillo-Oyagüe R, Rodríguez-Alonso V, Lynch CD, Suárez-García MJ. Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *J Dent* 2018;73:97-104.
37. Mai HY, Lee WK, Kwon TG, Lee DH. Reliability of digital measurement methods on the marginal fit of fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Prosthet Dent* 2020;124:350.e1-350.e11.

Capítulo 2



Resistência à fratura de próteses implantossuportadas confeccionadas por diferentes técnicas e materiais cerâmicos após ciclagem mecânica

2.1 Resumo

Objetivos: O objetivo desse estudo *in vitro* foi avaliar o efeito da ciclagem mecânica, sobre a resistência à fratura de próteses unitárias parafusadas sobre implantes de hexágono externo, confeccionadas por diferentes técnicas e materiais cerâmicos, verificando a decorrência e possíveis complicações protéticas.

Materiais e métodos: Foram confeccionados 50 corpos de prova, por duas diferentes técnicas (técnica convencional e CAD/CAM) e materiais das coroas em cinco níveis, sendo MC (Metalocerâmica); ZrL (Coping fresado em zircônia com *link* mais aplicação de cerâmica feldspática); Zr (Coping fresado em zircônia mais aplicação de cerâmica feldspática); MZrL (Monolítica de zircônia com *link*); MZr (Monolítica de zircônia), os quais foram submetidos à ciclagem mecânica em uma angulação de 30°, a 37°C e submetidos a 5×10^6 ciclos com aplicação de carga de 150N a uma frequência de 2,0Hz. Foram avaliados a área (mm²), local e padrões de falhas das cerâmicas em estereomicroscópio e microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os dados quantitativos foram analisados quanto a distribuição de normalidade e adotou-se o teste mais adequado considerando o nível de significância de 0,05.

Resultados: Um total de 14 amostras falharam (lascamento/fratura de cerâmica). Os grupos MZrL e MZr apresentaram significativamente menor associação de falhas, com apenas uma falha (MZr) ($p=0.035$), assim como em relação ao tipo de substrato, os grupos MZrL e MZr apresentaram menos falhas ($p=0,011$). O uso de *links* e o número de ciclos não indicaram diferenças significativas entre os grupos ($p \geq 0,05$). Para área da falha, houve diferença significativa para o grupo Zr (15,55m²), $p=0,029$, apresentando maior área quando comparado aos demais. Em relação ao local da falha o grupo MC apresentou uma maior quantidade de falhas na região de orifício do parafuso (5 falhas) quando comparado aos demais ($p=0,043$), os quais apresentavam falhas em diferentes locais.

[†] Formatado de acordo com as normas para submissão no periódico: The Journal of Prosthetic Dentistry

Capítulo 2 - Resumo

Conclusão: As coroas monolíticas de zircônia, independente do uso de *links*, em termos de complicações protéticas (lascamentos e/ou fraturas de cerâmica) apresentaram como uma alternativa mais favorável. Não houve diferença estatística em relação ao número de falhas entre as coroas estratificadas (Zr e MCs), entretanto as metalocerâmicas (MCs) foram mais favoráveis devido à localização e menor área das falhas, o que possibilitaria o reparo das fraturas.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implante. Cerâmicas. Desenho assistido por computador. Falha de prótese.

2.2 Introdução

Os implantes dentários são uma opção de tratamento eficaz para reabilitações de regiões parcialmente desdentadas, as restaurações de coroas unitárias implantossuportadas proporcionam recuperação funcional e estética aprimorada, além de possuírem uma alta taxa de sobrevivência em longos tempos de acompanhamento.¹ As próteses parafusadas em conexões externas são amplamente utilizadas, porém problemas como complicações biológicas, mecânicas e consequentemente estéticas devem ser previsíveis, podendo levar as falhas.¹⁻⁴

As coroas metalocerâmicas implantossuportadas foram por muito tempo consideradas o padrão ouro, com altas taxas de sobrevivência das próteses e poucas complicações protéticas, porém problemas como limitação estética e o tempo de confecção convencional ainda são habituais.^{5,6} O surgimento da tecnologia CAD/CAM (*Computer aided design and computer aided manufacturing*), permite um processo de fabricação das próteses mais rápido com ganho de tempo clínico e consequentemente conforto do paciente, com melhor adaptação e com uso de materiais altamente estéticos e resistentes, como as cerâmicas odontológicas.^{3,5}

Atualmente, a zircônia é um tipo de cerâmica odontológica amplamente utilizada na realidade clínica atendendo aos quesitos de menor tempo de confecção e ganho de tempo clínico, estética, compatibilidade biológica e resistência mecânica.^{3,5} Esse material pode ser utilizado na forma de coroas estratificadas, coping seguido da aplicação de cerâmica de cobertura, que assim permite um resultado altamente estético pois recobre a opacidade da zircônia,⁷ entretanto alguns estudos relatam altas taxas de fraturas na cerâmica de cobertura nesses casos, podendo ser maiores do que nas coroas metalocerâmicas.^{3,7}

Outro método de utilização da zircônia consiste na sua forma monolítica, em que a ausência de técnicas manuais, podem trazer melhores resultados clínicos, como ausência de fraturas causadas pela baixa resistência da cerâmica de cobertura, além disso o avanço na ciência permitiu a introdução de zircônias mais translúcidas, melhorando o problema estético da sua opacidade.^{3,8} As coroas estratificadas e monolíticas implantossuportadas podem ser instaladas sobre *links* de metal, intermediários ou diretamente no implante.⁹⁻¹¹

Estudos biomecânicos,^{12,13} relatam que a ciclagem mecânica é um excelente método *in vitro* de simulação dos hábitos funcionais dos pacientes, como a mastigação. O teste de ciclagem mecânica irá proporcionar condições bucais em termos de temperatura, umidade e força mastigatória, simulando assim, o tempo de uso da prótese.

Capítulo 2 - Introdução

Desta forma, o objetivo desse estudo *in vitro* foi avaliar através da metodologia de ciclagem mecânica, simulando a mastigação, a resistência mecânica de próteses unitárias parafusadas sobre implantes de hexágono externo, confeccionadas por diferentes técnicas e materiais cerâmicos, e classificação das falhas apresentadas, por meio da análise fractográfica (estereomicroscópio e microscópio eletrônico de varredura). As hipóteses nulas testadas foram: (1) Não há diferença entre as coroas estratificadas e coroas monolíticas em termos de taxas de falhas/sucesso após ciclagem mecânica (2) Não há diferença entre as próteses quanto ao uso de *link* entre os grupos após ciclagem mecânica (3) Não há diferenças em termos de local e área das falhas entre os grupos avaliados.

2.3 Materiais e Métodos

Foram confeccionadas 50 matrizes de próteses implantossuportadas unitárias sobre implantes de hexágono externo (Ø4x10mm) (HE EASY- GRIP Porous RD, Conexão Sistema de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil) inseridos em cilindros com resina de poliuretano (F-16 FastCast Polyurethane, Axson, São Paulo, Brazil), ideais para testes biomecânicos,¹² e posicionados 3 mm aquém da plataforma do implante¹⁴, as quais foram posteriormente distribuídas em cinco grupos:

Quadro 1 – Descrição dos grupos

GRUPOS	MATERIAIS	N
MC	Coping CoCr + aplicação de cerâmica feldspática	10
ZrL	Coping fresado Zr <u>COM</u> link + Cerâmica Feldspática	10
Zr	Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática	10
MZrL	Coroa Monolítica Zr <u>COM</u> link	10
MZr	Coroa Monolítica Zr	10

2.3.1 Confeção dos copings e coroas

2.3.1.1 CAD/CAM (ZrL, Zr, MZrL, MZr)

Foi realizado o escaneamento dos modelos de gesso (obtidos a partir da moldagem das matrizes com os implantes inseridos anteriormente) em escâner de laboratório (S600 ARTI, Zirkozahn Worldwide, Gais BZ, Itália), com *scan body* em posição. A modelagem dos copings e coroas foram realizadas no software Zirkozahn Modeller (Zirkozahn Worldwide, Gais BZ, Itália). As coroas monolíticas (MZrL e MZr) seguiram a anatomia de um segundo pré-molar inferior. Já os copings fresados (ZrL e Zr) apresentam dimensões reduzidas em 1.5mm para posterior aplicação da cerâmica de cobertura. Após a modelagem, os arquivos digitais (*STL*) foram exportados e fresados (Milling Machine M1, Zirkozahn Worldwide, Gais BZ, Itália) em zircônia parcialmente estabilizada por ítria (Ice Zirkozhan Translucent, Zirkozahn Worldwide, Gais BZ, Itália) para os copings e coroas monolíticas em zircônia translúcida (Prettau, Zirkozahn Worldwide, Gais BZ, Itália), a sinterização ocorreu à 1600°C em forno (Sinterofen 300S - Zirkozahn Worldwide, Gais BZ, Itália) de acordo com as recomendações do fabricante.

Capítulo 2 - Materiais e métodos

Para confecção dos copings do grupo MC e aplicação da cerâmica de cobertura nos grupos MC, ZrL e Zr foram confeccionadas matrizes bipartidas, através da escolha aleatória de uma coroa monolítica e copings dos grupos fresados, com silicone de laboratório (Zetalabor, Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália) para que as dimensões das coroas fossem padronizadas.

2.3.1.2 Técnica Convencional (técnica da cera perdida) (MC)

Sobre os modelos de gesso com os análogos (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, Arujá, SP, Brasil) foram parafusados componentes do tipo UCLA (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, Arujá, SP, Brasil) e sobre ele a matriz bipartida confeccionada no passo anterior foi posicionada. A matriz foi preenchida com cera na forma líquida (GEO- Crowax, bege-opaco, Renfert, Alemanha) e após o seu resfriamento, foram realizados os ajustes necessários. O conjunto foi incluído em material de revestimento (G2 Universal Investments Talladium Inc.) e levado à fundição em liga de CoCr (Liga de Cromo-Cobalto Fit Cast Cobalto CoCr, Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil), em forno aquecido, de acordo as recomendações do fabricante.

2.3.1.3 Aplicação da cerâmica de cobertura através da técnica estratificada

Os copings (CoCr e Zr) inicialmente passaram por um tratamento de superfície, foram limpos em cuba ultrassônica com água destilada por 5 minutos, para remoção de qualquer impureza. Antes da aplicação da cerâmica de cobertura, receberam jateamento com partículas de óxido de alumínio de 110 μm (Famox, Polidental® Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP), 0,4Mpa, 20 segundos.¹⁵ Além disso, foi realizada a aplicação em camadas de opaco base nos copings de metal do grupo MC.

A estratificação das cerâmicas foi realizada com um pincel e a condensação era feita através de vibração. O excesso de água era removido com papel absorvente e a sinterização foi feita em forno (Programat P300 – Ivoclar Vivadent) com temperatura e tempo de acordo com o material e seu coeficiente de expansão térmica (CET).^{16,17}

- Zr – CET 9,2 – 830° C – Cercom ceram kiss, Dentsply
- CoCr – CET 12,8 – 920° C- Duceram kiss, Dentsply

Ao final foi aplicada uma camada de glaze em todas as coroas.

Capítulo 2 - Materiais e métodos

Para os grupos com *link* (Base de CoCr, Conexão Sistema de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil), as coroas foram cimentadas com cimento resinoso Relyx U200 (3M, Saint Paul, Minnesota, EUA), um peso de 1000g foi posicionado sobre um delineador com um dispositivo em contato com as coroas, para que a cimentação ocorresse de forma padronizada, em seguida foi realizada a fotopolimerização (Bluephase, Ivoclar Vivadent) de cada face por 20 segundos e fotopolimerização final de 40 segundos, os excessos de cimento foram removidos.^{18,19}

Todas as coroas foram parafusadas (parafusos de titânio, Conexão Sistemas de Implantes, Sao Paulo, Brasil) com torque de 30N de acordo com as recomendações dos fabricantes, em torquímetro digital (Lutron TQ8880). Além disso, o orifício do parafuso de todos os grupos foi preenchido com Isotope (TVD, Pomodore, SC) e resina composta Filtek Z-350 (3M, Saint Paul, Minnesota, EUA).

2.3.2 Ciclagem mecânica e análise fractográfica

Os corpos de prova, foram randomizados, em seguida posicionados na máquina de ciclagem mecânica (Biocycle V2, BIOPDI, São Carlos, São Paulo, Brasil) em uma angulação de 30°, imersos em uma cuba com água destilada a 37°C,¹⁴ submetidos a 5×10^6 ciclos (5 anos clínicos)^{20,21} com aplicação de carga de 150N no centro da coroa^{22,23} a uma frequência de 2,0Hz.¹⁴ A máquina de ciclagem mecânica apresentava um dispositivo em que automaticamente qualquer alteração no corpo de prova o pistão parava e o número de ciclos dessa ocorrência era registrado, sendo assim durante todo o período de ciclagem mecânica foram observadas possíveis ocorrências de trincas, lascamentos e/ou fraturas das cerâmicas, além de afrouxamento ou fratura dos parafusos, sendo assim os corpos de prova que falharam foram levados à análise fractográfica em estereomicroscópio Stereo Discovery V20 (Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Jena, Alemanha) e Microscópio Eletrônico de Varredura (VEGA 3, Tescan, Brno, Tchêquia). As falhas, além de mensuradas suas áreas de fraturas (mm²), foram classificadas como adesivas (falha na interface porcelana/coping metálico ou na interface porcelana/coping em cerâmica), coesivas (falhas dentro da massa de cerâmica), mistas (adesiva e coesiva).²⁴ Juntamente, foram analisadas possíveis fraturas/trincas dos copings, parafusos e implantes.

Capítulo 2 - Materiais e métodos

2.3.3 Análise estatística

Os dados provenientes das mensurações foram organizados em tabela em formato Excel (Microsoft Office Excel, Redmond, WA, Estados Unidos) e submetidos ao software SigmaPlot (SigmaPlot, San Jose, CA, EUA) versão 12.0 e analisados em relação a distribuição normal (teste Shapiro-Wilk e igualdade de variância) e, posteriormente, foi adotada a análise de variância a um fator (Grupos diferentes materiais). O teste Qui-quadrado foi utilizado para associação entre grupos com variáveis nominais (MC, ZrL, Zr, MZrL e MZr) e presença de falha após ciclagem (falha/sucesso), local da falha (Parafuso ou Cúspide). O teste Exato de Fisher foi utilizado na comparação fator link/sem link e presença de falha ou não. Para análise da área de média de falha utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis e pós-teste de Dunn. Para todos testes aplicou-se nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

2.4 Resultados

2.4.1 Análise descritiva

Não foram observados afrouxamento e/ou fraturas dos parafusos. Uma amostra do Grupo MC apresentou uma trinca na cerâmica de cobertura na face lingual.

Foram encontradas um total de 14 falhas do tipo lascamento/fratura de cerâmica.

De acordo com a classificação de padrão de falhas, analisadas a partir do estereomicroscópio e microscopia eletrônica de varredura (MEV), todos os tipos de falhas apresentadas foram consideradas coesivas (dentro da massa de cerâmica), como demonstrado na Figura 1, a partir da qual nota-se maior área de falha nos grupos ZrL (2 – C e D) e Zr (3 – E e F), principalmente nesses grupos, as análises de MEV mostraram marcas fractográficas indicando a direção de propagação de trincas para as margens (2-D e 3-F). As coroas metalocerâmicas tendem a ter mais falhas na região do orifício do parafuso, porém com menor área (1-A e B).

Capítulo 2 - Resultados

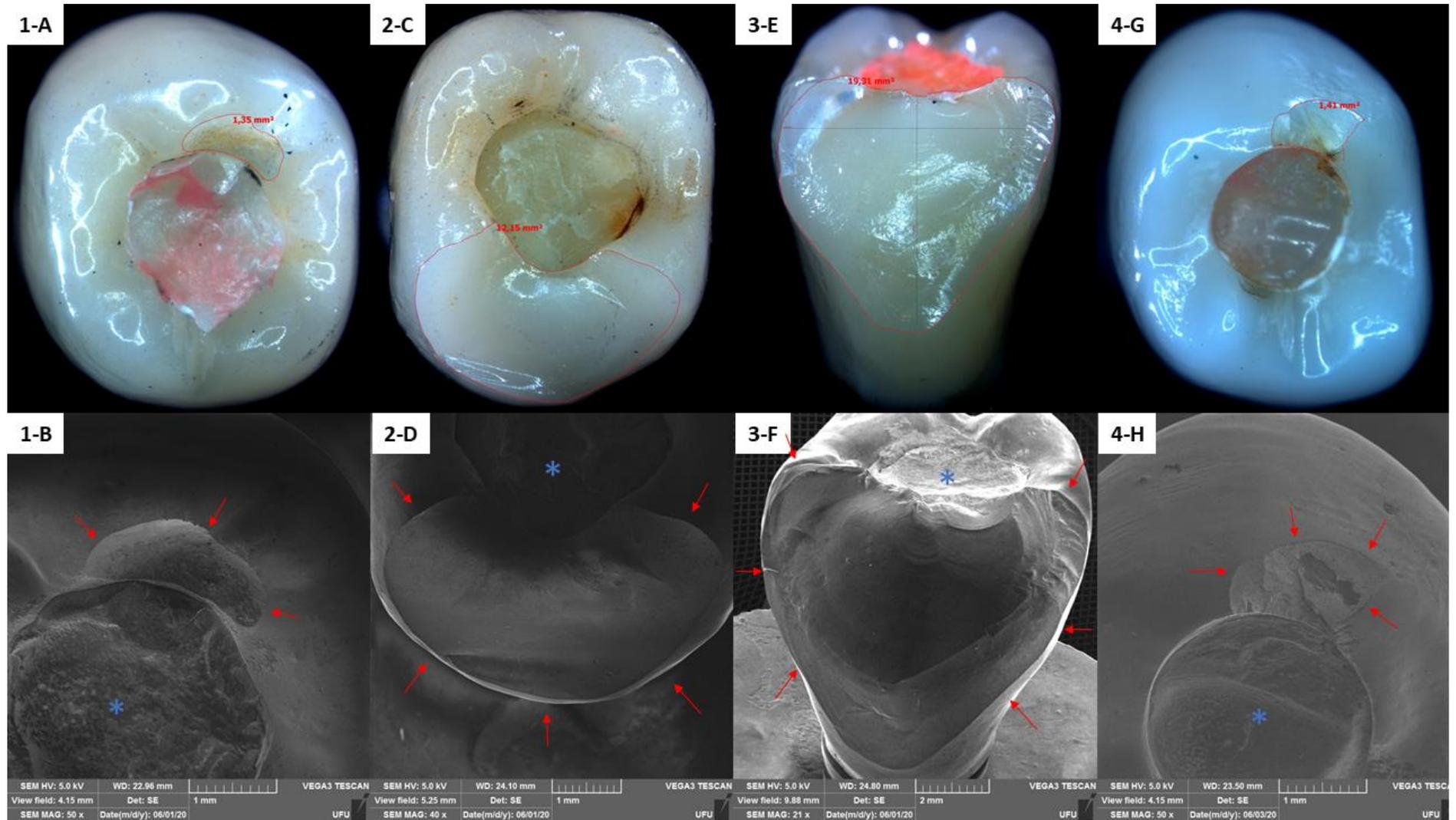


Figura 1 - Análise fractográfica por estereomicroscópio (magnificação 25,5x) e MEV com registro de área e local de falha – 1 (A e B) – Grupo MC;

2 (C e D) – Grupo ZiL; 3 (E e F) – Grupo Zr; 4 (G e H) – MZr. * - Resina Composta no orifício do parafuso; ↑ - Região de falha

Capítulo 2 - Resultados

2.4.2 Associação de falhas e diferentes grupos

Em uma avaliação inicial em relação ao número de falhas observou-se que os grupos MZrL e MZr apresentaram menos falhas quando comparados aos demais. Os grupos MC e Zr foram os piores com 50% (5) dos corpos fraturados. Em uma análise considerando associação entre os diferentes grupos avaliados e presença de falha registrada após o teste foi identificada uma associação significativa, $p=0,035$, os grupos MZrL ($n=0$) e MZr ($n=1$), apresentaram significativamente uma associação em menor quantidade de falha quando comparado aos demais, conforme tabela 1. O grupo ZrL não apresentou uma diferença significativa quando comparado aos demais ($p>0,05$). A figura 2 ilustra a proporção entre os diferentes grupos analisados.

Tabela 1. Associação entre os diferentes grupos e falhas registradas*.

Grupos/Falha	MC	ZrL	Zr	MZrL	MZr	Total
Falha	5 (50%)	3 (30%)	5 (50%)	0 (0%)	1 (10%)	14 (28%)
Não-falha	5 (50%)	7 (70%)	5 (50%)	10 (100%)	9 (90%)	36 (72%)
Total	10 (100%)	10 (100%)	10 (100%)	10 (100%)	10 (100%)	50 (100%)

Fonte: Autoria própria. Legenda: MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + link + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + link; MZr: Coroa monolítica de Zr; *Qui-quadrado=10,317, g.l.=4, $p=0,035$.

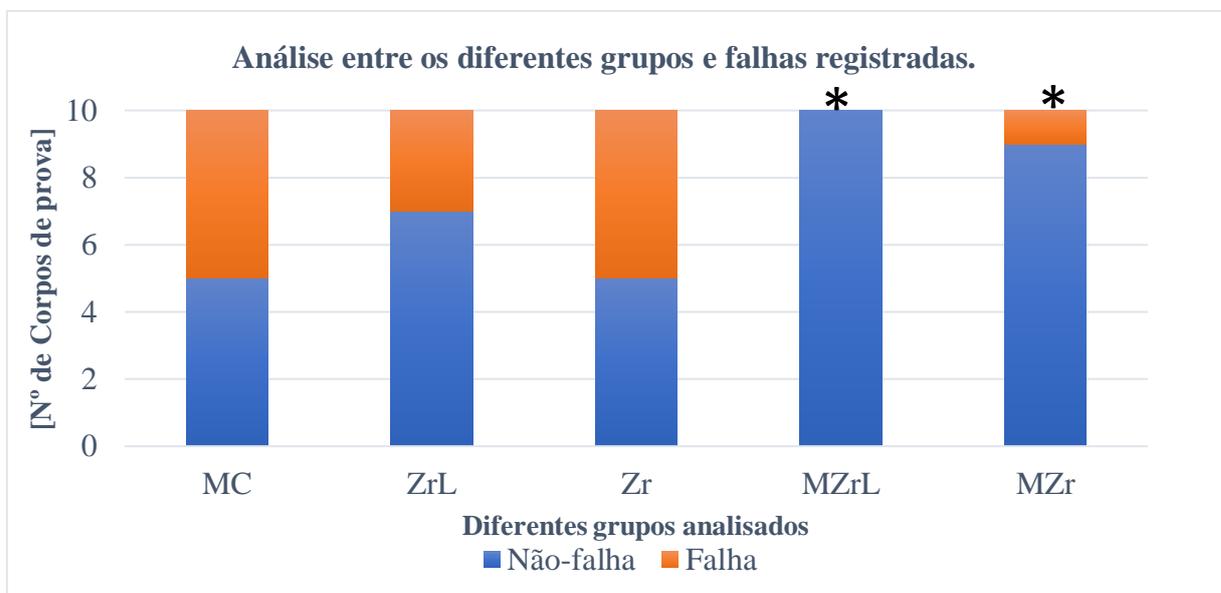


Figura 2. Proporção entre número de corpos de prova e falhas registradas. *: $p<0,05$.

Capítulo 2 - Resultados

2.4.3 Tipo de substrato (MC, ZrL+Zr, MZrL+MZr)

De acordo com a tabela 2, em uma análise considerando a associação entre os substratos avaliados dos diferentes grupos e presença de falha registrada, observou-se que o grupo monolítica (MZrL+MZr) apresentou menos falhas quando comparado aos demais (n=1), o grupo (ZrL+Zr) apresentou a maior quantidade de falhas (n=8). Após o teste foi identificada uma associação significativa para os grupos MZrL+MZr (n=1 – 5%) quando comparado aos demais, $p=0,011$. Porém, não foi encontrada uma diferença significativa na comparação entre o grupo ZrL+Zr com o grupo MC, $p=0,705$.

Tabela 2. Associação entre os diferentes grupos (substrato) e falhas registradas*

Grupos/Falha	MC	ZrL+Zr	MZrL+MZr	Total
Falha	5 (50%)	8 (40%)	1 (5%)	14 (28%)
Não-falha	5 (50%)	12 (60%)	19 (95%)	36 (72%)
Total	10 (100%)	20 (100%)	20 (100%)	50 (100%)

Fonte: Autoria própria. Legenda: MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + *link* + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + *link*; MZr: Coroa monolítica de Zr; *Qui-quadrado=9,077, g.l.=2, $p=0,011$.

2.4.4 União link

Em uma análise considerando a associação entre uso de *links/não-links* avaliados e presença de falha registrada (tabela 3), o pior grupo foi aquele sem o uso de *link* (Zr+MZr) com n=6, seguido do grupo MC. Porém, não foi identificada uma associação significativa para os grupos ZrL+MZrL (n=3) quando comparado ao grupo sem *link* (Zr+MZr, n=6), $p=0,128$ e grupo controle (n=5). Uma sub-análise comparando ZrL+MZrL vs. Zr+MZr também não identificou diferença significativa na comparação entre grupos ($p=0,451$ – teste exato de Fisher)

Tabela 3. Associação entre os diferentes grupos (*link*) e falhas registradas*.

Grupos/Falha	MC	ZrL+MZrL	Zr+MZr	Total
Falha	5 (50%)	3 (15%)	6 (30%)	14 (28%)
Não-falha	5 (50%)	17 (85%)	14 (70%)	36 (72%)
Total	10 (100%)	20 (100%)	20 (100%)	50 (100%)

Fonte: Autoria própria. Legenda: MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + *link* + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZrL - Coroa Monolítica Zr + *link*; MZr: Coroa monolítica de Zr; *Qui-quadrado=4,177, g.l.=2, $p=0,128$. Teste Exato de Fisher entre somente: ZrL+MZrL vs. Zr+MZr: $p=0,451$.

Capítulo 2 - Resultados

2.4.5 Fator tempo (número de ciclos)

Em uma análise comparando os tempos de falha registrados para os grupos MC, ZrL, Zr, MZr não foi identificada uma diferença estatisticamente significativa na comparação, $p=0,202$, tabela 4. Uma análise detalhada de cada falha para cada grupo pode ser analisada na figura 3.

Tabela 4. Média (DP) do número de ciclos e falhas

Grupo	N	Média	Desvio Padrão
MC	5	1.892.146	1.004.906,79
ZrL	3	1.226.481,67	846.860,18
Zr	5	2.374.676	858.261,54
MZr	1	1.060.473	0

Fonte: Autoria própria. Legenda: MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + link + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZr: Coroa monolítica de Zr; ANOVA one way: $p=0,202$

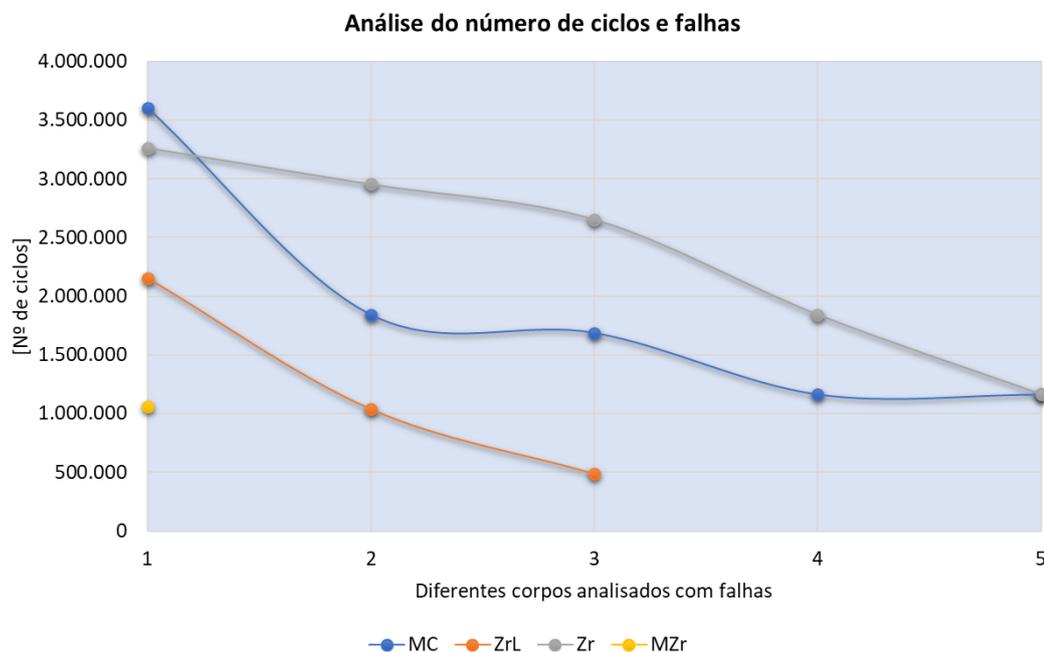


Figura 3 - Relação do número de ciclos para a falha dos diferentes materiais analisados.

2.4.6 Área de falhas (mm^2)

Em uma análise considerando a área da falha foi possível mensurar em mm^2 as áreas nos grupos (tabela 5). O grupo Zr apresentou a maior área de falha quando comparado aos demais ($15,55 \pm 9,17 mm^2$), como pode ser observado na figura 1 – E-F. A análise entre grupos identificou uma diferença significativa na comparação, $p=0,029$, indicando o grupo Zr como

Capítulo 2 - Resultados

mais desfavorável, conforme figura 4 ($15,55 \pm 9,17 \text{mm}^2$). É possível constatar maior dispersão dos dados no grupo Zr, já melhor uniformidade no grupo MC (figura 4). Os demais grupos e comparações, assim como o grupo ZrL quando comparado aos demais não foi identificado diferença significativa ($p > 0,05$). Além disso, o grupo Zr apresentou um número maior de locais com falhas e de áreas com fraturas mais extensas, como pode ser observado na figura 1 (3 – E e F) e figura 4.

Tabela 5. Análise das áreas de falhas (mm^2)

Grupo	Área (mm^2)		
	Média	DP	Número de áreas (N amostras)
MC	1,615	0,80541915	05(05)
ZrL	8,363333333	4,1602564	03(03)
Zr	15,55	9,17334454	06(05)
MZr	1,41 (NC)	NC	01(01)

Fonte: Autoria própria. Legenda: MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + *link* + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZr: Coroa monolítica de Zr; *DP: Desvio padrão, NC: não calculado.

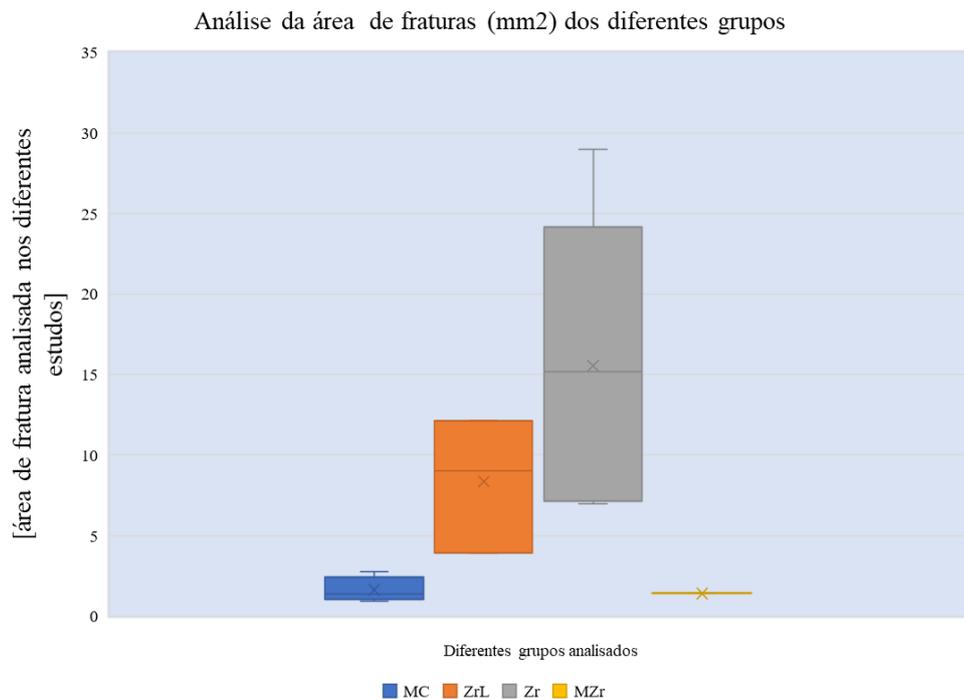


Figura 4 - Gráfico box plot indicando área de fratura (mm^2) para diferentes grupos analisados.

Capítulo 2 - Resultados

2.4.7 Local/quantidade de falhas

Em uma análise considerando o local da falha, houve uma associação significativa entre o grupo MC e fraturas na região de parafuso ($n=5$), uma vez que o grupo MC foi o que mais apresentou fratura especificamente em um local (parafuso), quando comparado aos demais ($p=0,043$), a distribuição de frequência das fraturas nos locais pode ser analisada na tabela 6. As demais comparações considerando o local (parafuso ou cúspide) não apontaram diferenças significativas ($p>0,05$). Alguns exemplos do local de fratura podem ser observados na figura 1.

Tabela 6. Local/quantidade de falhas

Grupos	Local		Total
	Parafuso	Cúspide	
MC	5	0	5
ZrL	0	3	3
Zr	2	3	5
MZr	0	1	1

Fonte: Autoria própria. Legenda: MC – Metalocerâmica; ZrL - Coping fresado Zr + link + Cerâmica Feldspática; Zr: Coping fresado Zr + Cerâmica Feldspática; MZr: Coroa monolítica de Zr; Chi-square= 8,171. G.L.:3. (P = 0,043). Critério utilizado: se houve envolvimento da região de parafuso considerou-se como região de parafuso, caso não considerou-se região marginal e cúspides.

2.5 Discussão

Os resultados indicaram que os grupos de coroas monolíticas (MZrL e MZr) apresentaram uma diferença significativa em termos de menores taxas de falhas quando comparados aos demais grupos (coroas estratificadas), sendo assim a primeira hipótese nula foi rejeitada. De acordo com uma recente revisão sistemática,⁶ a complicação mecânica mais comum para próteses totalmente cerâmicas estratificadas e metalocerâmicas está relacionada à lascamentos e fraturas das cerâmicas de cobertura. As maiores taxas de falhas encontradas nesse estudo foram em coroas estratificadas, que são copings de metal ou zircônia com cerâmica de cobertura aplicada, essas falhas foram classificadas como coesivas que se tratam de falhas dentro da massa de cerâmica de cobertura,²⁴ esses resultados estão de acordo com alguns estudos com tempo médio de acompanhamento de 5 anos, como simulado com a metodologia de ciclagem mecânica no presente trabalho.^{1,3}

Alguns estudos clínicos controlados e randomizados,^{7,25} que compararam coroas monolíticas de Zr e metalocerâmicas com *follow-up* de 1 ano, relataram baixas taxas de complicações protéticas, mostrando resultados promissores para as coroas monolíticas e que seu uso pode ser similar ou até melhor que as coroas metalocerâmicas, o que corrobora com os dados encontrados no presente trabalho, em que apenas uma coroa monolítica falhou, demonstrando uma alta taxa de sucesso desse tipo de prótese.

Alguns estudos⁹⁻¹¹ relatam que o uso de *links* de metal na interface coroa/implante tem resultados promissores quando comparados à zircônia diretamente conectada ao implante. Porém, nesse estudo *in vitro*, apesar dos copings/coroas monolíticas de zircônia apresentarem mais falhas nos grupos conectados diretamente ao implante, quando correlacionados aos grupos com *links*, nenhuma diferença estatística significativa foi encontrada. É importante ressaltar que as coroas não apresentavam falhas na interface coroa/implante, porém o hexágono do implante não foi avaliado. Sendo assim, a segunda hipótese nula desse estudo foi aceita.

Atualmente, as coroas estratificadas continuam sendo um desafio, porque a técnica de estratificação, a adesão entre copings e cerâmicas de cobertura, a presença de uma diferença na taxa de resfriamento entre os diferentes materiais após queima, ajustes do coeficiente de expansão térmica e tenacidade à fratura aumentam o risco de complicações, como lascamentos, podendo levar até as fraturas catastróficas, comprometendo as taxas de sobrevivência das próteses, principalmente no caso das coroas estratificadas sobre copings de zircônia.^{27,28}

Capítulo 2 - Discussão

Desta forma, em relação à área das falhas e local de ocorrência houve diferença estatisticamente significativa de acordo com os resultados, assim rejeitando a terceira hipótese nula desse estudo.

Além da diferença estatística para o grupo Zr em relação as áreas das falhas, observa-se de acordo com os resultados que há um maior número de amostras e fraturas para esse grupo, o que também corrobora com dados da literatura científica, como a recente revisão sistemática de Sailer et al.⁵, que tinha como objetivo avaliar próteses implantossuportadas estratificadas e/ou monolíticas de zircônia e metalocerâmicas, concluindo que as coroas estratificadas de zircônia não devem ser a primeira escolha, devido ao alto risco de lascamento/fratura da cerâmica de cobertura, e que as coroas monolíticas podem ser uma alternativa viável, porém seus resultados de médio a longo prazo não foram analisados nessa revisão sistemática.

Nesse estudo *in vitro*, a maioria das falhas envolviam as cúspides vestibulares e região de parafuso. As coroas eram no formato de um pré-molar inferior que anatomicamente apresentam uma proeminência vestibular, associado as possíveis falhas técnicas de aplicação da cerâmica de cobertura, o posicionamento das coroas em 30° na máquina de ciclagem e a ciclagem do pistão no centro das coroas, podem ser algumas das justificativas para a ocorrência das falhas nessas regiões. Além disso, clinicamente, as coroas que apresentaram falhas com menor extensão de área, como as coroas MCs, poderiam ser facilmente reparadas com o aumento da extensão de resina composta na região do parafuso e colocadas em função novamente. Pode-se ainda destacar, em relação à extensão da área das falhas, que apesar de não haver diferença significativa entre os grupos com e sem *link*, o grupo com *link* apresenta menos coroas com falhas e com menores extensões de fraturas, o que pode estar relacionado ao fato do *link* atenuar as falhas, provavelmente através da cimentação.

A metodologia de ciclagem mecânica é muito utilizada, porém também apresenta algumas limitações, como não ser possível realizar a distribuição das forças oclusais na prótese, as falhas também podem estar relacionadas ao hábito funcional e/ou parafuncional de cada paciente, além disso os hábitos alimentares de cada indivíduo são diferentes²⁹, sendo assim mais estudos *in vitro* e principalmente clínicos são necessários para que todas as variáveis clínicas sejam avaliadas.

2.6 Conclusão

Portanto, dentro das limitações desse estudo *in vitro* pode-se concluir que:

- 1- As coroas monolíticas de zircônia, independente do uso de *links*, em termos de complicações protéticas (lascamentos e/ou fraturas de cerâmica) se apresentaram como uma alternativa mais favorável.
- 2- Não houve diferença estatística em relação ao número de falhas entre as coroas estratificadas (Zr e MCs), entretanto as metalocerâmicas (MCs) foram mais favoráveis devido à localização e menor área das falhas, o que possibilitaria o reparo das fraturas.

2.7 Referências

1. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the 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 Implants Res* 2012;23:2-21.
2. Lemos CA, Souza Batista VE, Almeida DA, Santiago Júnior JF, Verri FR, Pellizzer EP. Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2016;115:419-427.
3. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2018;29:199-214.
4. Lemos CAA, Verri FR, Bonfante EA, Santiago Júnior JF, Pellizzer EP. Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2018;70:14-22.
5. Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2018;29:184-198.
6. Lemos CAA, Verri FR, Gomes JML, Souza Batista VE, Cruz RS, Oliveira HFFE, et al. Ceramic versus metal-ceramic implant-supported prostheses: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2019;121:879-886.e4.
7. Mühlemann S, Lakha T, Jung RE, Hämmerle CHF, Benic GI. Prosthetic outcomes and clinical performance of CAD-CAM monolithic zirconia versus porcelain-fused-to-metal implant crowns in the molar region: 1-year results of a RCT. *Clin Oral Implants Res* 2020;31:856-864.
8. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* 2014;30:1195-1203.
9. Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: a systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2017;10:139-146.

Capítulo 2 - Referências

10. Queiroz DA, Hagee N, Lee DJ, Zheng F. The behavior of a zirconia or metal abutment on the implant-abutment interface during cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2020;124:211-216.
11. Pereira PHS, Amaral M, Baroudi K, Vitti RP, Nassani MZ, Silva-Concílio LRD. Effect of implant platform connection and abutment material on removal torque and implant hexagon plastic deformation. *Eur J Dent* 2019;13:349-353.
12. Moris ICM, Faria ACL, Ribeiro RF, Fok AS, Rodrigues RCS. Custom Morse taper zirconia abutments: influence on marginal fit and torque loss before and after thermomechanical cycling. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018;78:241-245.
13. Lopez-Suarez C, Tobar C, Sola-Ruiz MF, Pelaez J, Suarez MJ. Effect of thermomechanical and static loading on the load to fracture of metal-ceramic, monolithic, and veneered zirconia posterior fixed partial dentures. *J Prosthodont* 2019;28:171-178.
14. International Organization for Standardization. ISO 14801:2007 - Dentistry -- Implants -- Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2007.
15. Bitencourt SB, Santos DM, Silva EVF, Barão VAR, Rangel EC, Cruz NC, et al. Characterisation of a new plasma-enhanced film to improve shear bond strength between zirconia and veneering ceramic. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2018;92:196-205.
16. Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent* 2013;22:66-70.
17. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J Appl Oral Sci* 2004;12:26-36.
18. Sciasci P, Abi-Rached FO, Adabo GL, Baldissara P, Fonseca RG. Effect of surface treatments on the shear bond strength of luting cements to Y-TZP ceramic. *J Prosthet Dent* 2015;113:212-219.
19. Mehl C, Zhang Q, Lehmann F, Kern M. Retention of zirconia on titanium in two-piece abutments with self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent* 2018;120:214-219.
20. Wiskott HW, Nicholls JJ, Belser UC. Fatigue resistance of soldered joints: a methodological study. *Dent Mater* 1994;10:215-220.

Capítulo 2 - Referências

21. Amaral M, Villefort RF, Melo RM, Pereira GKR, Zhang Y, Valandro LF, et al. Fatigue limit of monolithic Y-TZP three-unit-fixed dental prostheses: effect of grinding at the gingival zone of the connector. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017;72:159-162.
22. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:153-161.
23. Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JM, Consani RL, Mesquita MF. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:833-838.
24. Lohbauer U, Scherrer SS, Della Bona A, Tholey M, van Noort R, Vichi A, et al. ADM guidance-Ceramics: all-ceramic multilayer interfaces in dentistry. *Dent Mater* 2017;33:585-598.
25. Mangano F, Veronesi G. Digital versus analog procedures for the prosthetic restoration of single implants: a randomized controlled trial with 1 year of follow-up. *Biomed Res Int* 2018;2018:5325032.
27. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: an up to 9-year retrospective study. *J Dent* 2013;41:1164-1174.
28. Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci* 2013;28:259-266.
29. López-Suárez C, Castillo-Oyagüe R, Rodríguez-Alonso V, Lynch CD, Suárez-García MJ. Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *J Dent* 2018;73:97-104.

Anexo

ANEXO A - Normas para submissão dos artigos confeccionados

***Para facilitar a leitura e avaliação da banca examinadora, as tabelas e figuras foram incluídas junto ao texto, bem como as legendas foram utilizadas de forma descritiva, assim como, o capítulo 2 (materiais e métodos e resultados) está dividido em subtítulos. Após, as adequações da banca, os artigos serão reconfigurados de acordo com as normas disponíveis abaixo.**

Capítulo 1

O capítulo 1 será formatado de acordo com as normas para submissão no periódico:

The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants (Qualis A2 – Fator de Impacto: 2.320)

As normas para submissão estão disponíveis no link:

http://www.quintpub.com/journals/omi/jomi_authorguide.pdf

Editor-in-Chief: Steven E. Eckert

Capítulo 2

O capítulo 2 será formatado de acordo com as normas para submissão no periódico: The Journal of Prosthetic Dentistry (Qualis A1 – Fator de Impacto: 2.444)

As normas para submissão estão disponíveis no link:

<https://www.elsevier.com/journals/journal-of-prosthetic-dentistry/0022-3913/guide-for-authors>

Editor-in-Chief: Stephen F. Rosenstiel