

Caroline Cantieri de Mello

**Avaliação da precisão e distribuição de tensões
em próteses fixas sobre implantes de hexágono
externo obtidas por diferentes sistemas CAD-
CAM**

ARAÇATUBA – SP

2017

Caroline Cantieri de Mello

**Avaliação da precisão e distribuição de tensões em próteses fixas
sobre implantes de hexágono externo obtidas por diferentes
sistemas CAD-CAM**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia do
Câmpus de Araçatuba - UNESP, para a obtenção
do título de Doutor em Odontologia - Área de
Concentração em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Tit. Eduardo Piza Pellizzer

ARAÇATUBA – SP

2017

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

M527a

Mello, Caroline Cantieri de.

Avaliação da precisão e distribuição de tensões em próteses fixas sobre implantes de hexágono externo obtidas por diferentes sistemas CAD-CAM / Caroline Cantieri de Mello. – Araçatuba, 2017

151 f. : 16 il. ; 7 tab.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Orientador: Prof. Eduardo Piza Pellizzer

1. Implantes dentários 2. Prótese dentária 3. Projeto auxiliado por computador 4. Análise de elementos finitos 5. Fenômenos biomecânicos I. T.

Black D3
CDD 617.69

Dados Curriculares

Caroline Cantieri de Mello

Nascimento	17/07/1989 – Ceres - GO / Brasil
Filiação	Lucas Gomes de Mello Mariangela Cantieri de Mello
2008/2011	Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista - Júlio de Mesquita Filho
2012/2014	Curso de especialização em Prótese Dentária na Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista - Júlio de Mesquita Filho
2012/2014	Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós - Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em nível de Mestrado na Faculdade de Odontologia de Araçatuba- UNESP.
2014/2016	Obtenção dos créditos referentes ao Curso de Pós - Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, em nível de Doutorado na Faculdade de Odontologia de Araçatuba- UNESP.

Dedicatória



Dedicatória

- Aos meus **pais, Mariangela Cantieri de Mello e Lucas Gomes de Mello**, razões de todo meu esforço e dedicação. O amor que sentimos um pelo outro, e a certeza de que sempre teremos um ao lado do outro, me faz superar todos os obstáculos da vida e continuar lutando por meus sonhos. A conclusão do meu doutorado é a concretização de um sonho, sonhado por nós três. Sem vocês ao meu lado e me apoiando em cada decisão, nada disso seria possível. Serei eternamente grata por tudo que vocês fazem e deixam de fazer para me ver feliz. Obrigada por tudo. Meus grandes e eternos amores.

- Ao meu irmão, **Danilo Cantieri de Mello** que é um grande exemplo de determinação, e de homem. Esta vitória você também me ajudou a conquistar. Obrigada por ter entendido minhas ausências durante todos estes anos e principalmente por ter cuidado de perto da nossa família, nosso bem maior. Te admiro desde o dia em que te conheci e tenho certeza que Deus me deu de presente um companheiro para a vida toda. É difícil dizer o quanto eu te amo. Obrigada por tudo.

- Às minhas amigas **Fernanda de Castro Brum, Raíssa de Lima Costa e Maysa Peixoto Benjamim**. Me faltam palavras para demonstrar o que sinto quando falo de vocês. Nossa amizade e nossos sentimentos superam qualquer impasse. Suas palavras e carinho, além do apoio em todos os momentos que eu vivi longe de vocês, reuniram sempre as minhas forças para que eu nunca desistisse do que eu tinha me proposto a fazer. Só tenho a agradecer e dizer que esta conquista também é de vocês que estão comigo desde sempre e para sempre. Minhas irmãs de coração, dessa e de todas as outras vidas. Obrigada.

- Aos meus **familiares**, maternos, paternos e de consideração, que sempre me recebem com palavras de carinho e apoio e que também foram essenciais para que eu conseguisse finalizar mais essa etapa.

Dedico esta Dissertação

*Agradecimentos
Especiais*



Agradecimentos Especiais

- Ao meu orientador, Professor Tit. **Eduardo Piza Pellizzer**, um grande e inesquecível professor que Deus me deu. Com suas palavras e lições me ensinou muito mais do que possa imaginar. Me fez entender e acreditar com todas as palavras, que realmente no final tudo dá certo e que a vida pode não ser tão fácil, mas com muita força de vontade, esforço e dedicação, nós conseguimos ser maiores que nossos melhores pensamentos e alcançar muito mais do que somos capazes. Obrigada por todos estes anos suportando os meus “desesperos” e meus poucos, porém marcantes, momentos de choro. O senhor estará sempre guardado no meu coração, e fará muita falta nos meus dias. Tenho certeza que de alguma forma eu também toquei o seu coração e pude contribuir para que o seu forte coração se amolecesse por alguns minutos. Toda sua competência e dedicação são espelhos para todos os seus orientados. Obrigada por tudo.

Agradecimentos Especiais

- À minha admirável **banca examinadora**. Obrigada por me darem a alegria e a satisfação de recebê-los comigo em um dia tão especial. Tenham certeza que admiro o trabalho e a postura de cada um de vocês e por isso fiz questão de convidá-los a avaliarem o nosso trabalho e darem suas sugestões. Seus ensinamentos serão sempre bem vindos. Obrigada a todos.

Agradecimentos Especiais

- Ao professor Assistente Doutor **Fellippo Ramos Verri**, um admirável professor e amigo, responsável por grande parte desta minha conquista. Sempre abraçou todas nossas causas como se fossem dele, e esteve ao nosso lado nos momentos de desespero e de alegria. Obrigada por toda a ajuda de sempre. Serei eternamente grata por tudo que o senhor me ajudou em todos estes anos de pós-graduação, e principalmente por ter nos aberto de coração a porta da sua sala para que a gente fizesse como nossa sala. A salinha será inesquecível e ainda trará muitos frutos. Obrigada.

- Aos meus amigos **Cleidiel Aparecido Araújo Lemos, Victor Eduardo de Souza Batista, Joel Ferreira Santiago Júnior e Daniel Augusto de Faria Almeida**. Obrigada a todos vocês por cada ensinamento. Cada um com seu jeito me ensinou a ser um pouco menos mulher e um pouco mais homem (no bom sentido, é claro..), e fizeram com que meus dias de pós-graduação fossem muito mais divertidos e animados.

Ao lado de vocês criamos um grupo e uma turma de pós-graduação diferente de todas que já se passaram. Criamos grandes amigos/irmãos que fizeram todos esses anos passarem como se fossem poucos dias. Nossa convivência criou laços que a vida se encarregará de manter para sempre. Nossa amizade e principalmente a nossa diversão, falou muito mais alto do que a nossa concorrência ou a nossa preocupação com o dia de amanhã, em que seremos grandes profissionais. Seremos grandes talvez não apenas por nossas inúmeras folhas de curriculum lattes, ou por nossas conquistas acadêmicas e financeiras, mas sem dúvidas, grandes porque estaremos sempre cheios de gratidão aos nossos pais e nossa família, e cheios de muitas lembranças boas que iremos levar da nossa fase de pós-graduação.

Obrigada a cada uma de vocês por todas as horas perdidas em conversas intermináveis que só nos faziam perceber o quanto não sabemos de nada, e que talvez por este mesmo motivo nos fizeram sempre respeitar a todos ao nosso redor, e continuar aprendendo um pouco mais a cada dia que se passa.

É indescritível a falta que vocês farão (já fazem) nos meus dias. Eu amo vocês meus queridos irmãos.

Agradecimentos Especiais

- Aos professores **José Vitor Quinelli Mazaro** e **Adriana Cristina Zavanelli**, grandes amigos e grandes exemplos que eu procuro seguir na minha carreira acadêmica. Me acolheram e me ensinaram coisas novas desde o primeiro dia de pós-graduação ou até mesmo desde a minha época de graduação. Grandes ensinadores que eu sou muito grata por conviver de perto e poder fazer parte junto a vocês de diferentes projetos e realizações. Meu eterno agradecimento por tudo e todas oportunidades que vocês me proporcionaram. Espero tê-los sempre ao meu lado e poder ser uma grande companheira de profissão.

- À minha amiga/irmã **Laura Molinar Franco**, que junto comigo conquistou minhas vitórias e aprendeu com meus tropeços. Ao meu lado desde os nossos primeiros dias de Araçatuba e minha companheira nas melhores e nas piores situações durante todos esses nossos quase 10 anos juntas. Compartilhou comigo sua família, seus amigos e principalmente seus sentimentos, que me fizeram torcer e sofrer com você por muitas vezes. Obrigada a Deus por ter colocado alguém como você nos meus dias, e obrigada você por todos estes anos de companheirismo e compreensão que levaremos para sempre em nossas vidas. Te amo.

- Às minhas amigas **Hiskell Francine Fernandes e Oliveira** e **Jéssica Marcela de Luna Gomes**, que vieram no momento certo deixar o nosso grupo um pouco mais cor de rosa. A amizade de vocês é coisa de Deus e eu só tenho a agradecer por ter tido a oportunidade de conhecê-las e poder me aproximar de vocês a tempo de criarmos esta grande amizade que vamos levar para sempre. Nosso carinho e cuidado uma com a outra, além de todas as nossas bagunças, fizeram nossos dias mais agradáveis e com certeza vão fazer com que as saudades sejam ainda maiores. Contem comigo para o que precisarem, porque eu estarei sempre disposta ao lado de vocês para ajudar no que for preciso. Amo vocês.

- Aos meus dois amigos e amores **Fabiane Arruda** e **Michel Deusdete**. Não posso esquecer de vocês em nenhum minuto quando eu agradeço esta grande conquista. Foram nossos treinos que aliviaram a grande maioria das minhas tensões, e que me deram noites mais tranquilas e dias mais alegres. Minha amiga Fabi, gema, uma amiga que Deus me deu, que estará para sempre comigo e que irá fazer falta em todos os dias que estiver longe, e o Michel um grande pai/amigo/irmão que Deus me deu para tornar os meus dias muito mais saudáveis e cheios de amor, de luz e de humildade. Amo muito vocês e vocês também fazem parte desta minha vitória.

Agradecimentos Especiais

- À **Kadu Gevartosky do Amaral**, um grande companheiro. Chegou em dias difíceis e fez com que eles ficassem cheios de alegria e de esperança. Segurou muitos choros e muitas incertezas, e sempre com um sorriso no rosto me fez a cada dia, ver o quanto eu sou capaz de lutar por todos meus objetivos e alcançar os meus sonhos. Despertou em mim a vontade de querer ser alguém melhor, e foi por muitas vezes o meu melhor amigo e a representação da minha família ao meu lado. Obrigada por tudo.

Agradecimentos Especiais

- À Conexão Sistemas de Prótese Ltda., pelo apoio no desenvolvimento deste projeto.
- À Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP - Processo 2011/06311-5 pelo financiamento de parte desta pesquisa no caráter de Auxílio Regular.
- À Fundação CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior pelo financiamento de parte desta pesquisa no caráter de Bolsa de Doutorado por 24 meses.
- Ao CNPQ – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – pelo financiamento deste trabalho no caráter de Bolsa de Doutorado por 12 meses (Processo: 165406/2015-1).

Agradecimientos



Agradecimentos

- Ao Professor Adj. **André Luiz Fraga Briso**, Coordenador do programa de Pós-Graduação desta Faculdade, que contribui na liderança e incentivo aos alunos de pós-graduação.

- À Professora Adj. **Maria José Hitomi Nagata**, Coordenadora do programa de Pós-Graduação desta Faculdade e que acima de tudo acreditou em minha capacidade e comprometimento, me proporcionando a oportunidade de ter o primeiro contato com a rotina científica odontológica. Uma pessoa admirável em sua competência e um exemplo para todos os alunos e colegas de profissão. Me orientou no desenvolvimento de minha iniciação científica, além de apoiar prontamente a minha decisão ao escolher a área da Prótese Dentária. Obrigada pelo apoio, pela ajuda e por todos os ensinamentos.

- À família periodontia, em especial nos nomes de **Natália Marcumini Pola, Natália Campos e Carolina dos Santos Santinoni**, que se disponibilizaram com todo o carinho e paciência a me ensinar o que fosse necessário para meu crescimento e desenvolvimento durante a iniciação científica. Obrigada pelos dias em que trabalhamos juntas. Vocês são muito especiais.

- As minhas amigas, **Carolinne Machado Marinho, Camila de Assis Vianna, Thays Cristina de Carvalho Rodrigues e Stefania de Oliveira Abatte**, que acompanharam todo o meu caminho pela pós-graduação, sempre com palavras de carinho e de incentivo para que eu conseguisse continuar em busca dos meus objetivos. Independente da distância continuamos juntas e mantendo uma linda amizade que se Deus quiser se perdurará para sempre.

- Aos meus queridos amigos **Rodrigo Antônio Medeiros, Adhara Smith Nobrega, Agda Marobo Andreotti e Aljomar Vechiato** que foram grandes companheiros de jornada e da vida. Começamos juntos, crescemos juntos e agora cada um em seu tempo está começando a trilhar caminhos diferentes, e que se Deus quiser, cheios de muito sucesso e muitas vitórias. Contem sempre comigo para o que precisarem. Tenho um carinho especial por vocês.

- Aos amigos de Pós-Graduação **Emily Silva, Mariana Vilela e Sandro Bittencourt** pelo convívio, carinho e pela experiência mútua. Vocês são amigos que eu tenho uma grande admiração. Obrigada por todos os momentos de descontração e por todos os abraços nos

Agradecimentos

momentos difíceis. Tenho um carinho especial por cada um de vocês e espero que nossas amizades se mantenham para sempre.

- Aos **colegas de Pós-Graduação e Graduação** que tiveram convivência, mas que não é possível citar aqui.

- Especiais agradecimentos à pós-doutoranda **Graziella Ávila Prado Galhano**, que esteve presente durante o desenvolvimento de uma parte experimental que compõe esta tese, além de ter compartilhado comigo seus conhecimentos que só me engrandeceram, e fizeram com que eu conseguisse me estabelecer na linha de pesquisa dos sistemas CAD-CAM. Obrigada pela ajuda, pelo apoio e pela compreensão.

- A todos os **docentes, técnicos e funcionários** do departamento de Materiais Dentários e Prótese, com quem convivi ao longo destes anos e que fizeram a nossa universidade se tornar um ambiente familiar e agradável para trabalhar, estudar e confraternizar.

- À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na pessoa de seu diretor, professor Tit. **Wilson Roberto Poi** pela oportunidade e honra de realizar este curso de Doutorado.

- A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

- À **Deus**, por me abençoar a cada dia me fazendo renovar minhas esperanças a cada amanhecer. Por ter guiado e iluminado cada uma de minhas decisões tomadas ao longo de todos estes anos. Por minha vida, saúde, sabedoria, família e amigos. **Obrigada Senhor.**

Επίγραφε



“O saber a gente aprende com os mestres e os livros. A sabedoria se aprende com a vida e com os humildes. ”

Cora Coralina.

Resumo e Abstract



Resumo Geral

Avaliação da precisão e distribuição de tensões em próteses fixas sobre implantes de hexágono externo obtidas por diferentes sistemas CAD-CAM

Introdução: Os sistemas CAD-CAM tem sido responsáveis por automatizar a produção odontológica, otimizando o tempo e tornando este processo cada vez mais viável. **Objetivo:** O objetivo deste trabalho foi mensurar as descondações marginais vertical (DMV) e horizontal positiva (DMHP) e negativa (DMHN) de PPF de zircônia confeccionadas por diferentes sistemas CAD-CAM e por um método convencional, e analisar pelo MEF-3D (método dos elementos finitos tridimensionais) a influência das descondações no comportamento biomecânico das estruturas protéticas. Além disso, confeccionar uma revisão sistemática e meta-análise comparando os estudos da literatura que tenham avaliado a descondação marginal de próteses e componentes protéticos implantossuportados confeccionados pelos sistemas CAD-CAM e pelo método convencional da fundição por cera perdida. **Materiais e Métodos:** Quarenta infraestruturas (n=10) foram confeccionadas (G1: Cerec Bluecam, G2: iTero, G3: 3Series, G4: Ni-Cr), e randomizadas para mensuração das descondações. Os resultados encontrados foram submetidos à análise de variância (ANOVA), com nível de significância à 5%. Os valores médios de DMV de cada grupo foram utilizados para a confecção de 6 modelos pelo MEF-3D, submetidos à aplicação de forças axiais e oblíquas. Os resultados foram visualizados através de mapas de tensão Von Mises. A revisão sistemática foi desenvolvida de acordo com o PRISMA e registrada na plataforma PROSPERO (CRD42017055685). **Resultados:** Os resultados do capítulo 1 foram: o método convencional apresentou menores valores de descondação vertical do que os sistemas CAD-CAM ($p<0.05$). Os sistemas CAD-CAM apresentaram menores valores de DMHN ($p=0.014$) e o método convencional não apresentou valores de DMHP. Na análise biomecânica, o carregamento oblíquo concentrou uma maior quantidade de tensões do que o carregamento axial, em todas as situações avaliadas. Os modelos adaptados apresentaram comportamento biomecânico mais favorável do que os modelos descondaçados, enquanto pequenas variações de descondações não influenciaram de maneira significativa no padrão de distribuição de tensões entre os modelos analisados. O parafuso protético foi a estrutura que concentrou a maior quantidade de tensões. Os resultados do capítulo 2 foram: 12 estudos elegíveis e publicados de 2011 a 2017, avaliados qualitativamente e quantitativamente por meio da realização de uma meta-análise. Na análise geral os sistemas CAD-CAM apresentaram menores valores de descondação do que o método convencional ($p<0.03$). Para as próteses unitárias ($p<0.00001$) e parafusadas ($p=0.01$) os sistemas CAD-CAM também foram

Resumo Geral

superiores ao método convencional. **Conclusões:** 1) O método de confecção utilizado influenciou as adaptações das infraestruturas, tanto para as medidas verticais quanto para as medidas horizontais, sendo o método convencional o mais preciso e o Sistema Cerec Bluecam o menos favorável; 2) A desadaptação influenciou na distribuição das tensões nas estruturas protéticas, sendo as próteses adaptadas mais favoráveis biomecanicamente do que as próteses desadaptadas; 3) A partir da meta-análise pode-se concluir que os sistemas CAD-CAM foram mais favoráveis do que o método convencional na confecção de restaurações implantossuportadas unitárias e parafusadas.

Palavras-Chave: Implantes dentários, Prótese dentária, Projeto auxiliado por computador, Análise de elementos finitos, Fenômenos biomecânicos, Revisão sistemática

General Abstract

Evaluation the accuracy and stress distribution 3-unit fixed prostheses on external hexagon implants obtained by different CAD-CAM systems

Background: CAD-CAM systems in dentistry automate production, thus optimizing time and making the process even more convenient. **Purpose:** The aim of this study was to measure vertical (VMD) and positive (PHMD) and negative horizontal (NHMD) marginal discrepancy of FPD frameworks made by different CAD-CAM systems (zirconia Y-TZP) and conventional method (cast), and to analyze by FEA-3D the biomechanical performance of implant-prosthesis misfit. In addition, to do a systematic review and meta-analysis comparing studies in the literature that have evaluated the marginal misfit of prostheses and implant-supported prosthetic components made by the CAD-CAM systems and the conventional method of lost-wax casting. **Material and Methods:** Forty frameworks (n=10) were fabricated (G1: Cerec Bluecam, G2: iTero, G3: 3Series, G4: Ni-Cr) and were randomized, to measure the misfits. The results were submitted to analysis of variance (ANOVA), with significance level at 5%. The average values of DMV of each group were used to make six models using FEA-3D, applying axial and oblique loads. The results were analyzed using maps of Von Mises stresses, for each model. The systematic review was developed according to PRISMA statement and was register in the PROSPERO (International prospective register of systematic reviews) (CRD42017055685). **Results:** The results of chapter 1 were: the conventional method showing the lowest values of vertical misfit compared to CAD-CAM systems ($p<0.05$). The CAD-CAM systems showing lowest values of PHMD ($p=0.014$) and the conventional method did not present values of NHMD. In the biomechanical analysis, the oblique loading concentrated a greater amount of stresses than the axial loading, in all situations evaluated. The fit models presented the most favorable biomechanical performance compared to misfit models and slight variations in misfit values did not influence significantly the pattern of stress distribution between the analyzed models. The screw was the prosthetic component that concentrated the highest amount of stresses. The results of chapter 2 were: 12 eligible studies published between 2011 and 2017, qualitative and quantitative evaluated by the meta-analysis. In general analysis the CAD-CAM systems presented the lowest values compared to conventional method ($p<0.03$). For the single-unit ($p<0.00001$) and screwed ($p=0.01$) implant-supported prosthesis the CAD-CAM systems were also superior to conventional method. **Conclusions:** 1) The marginal vertical and horizontal misfit were influenced by the frameworks manufacturing technique, being the conventional method the most favorable and the Cerec Bluecam system the less favorable; 2) The marginal misfit was

General Abstract

more damaging to stress distribution in the implant-prosthesis, with the fit models being more favorable than the misfit ones and the variations of the misfit between the groups were not significant in the stress generated in the implant-supported components; 3) From the meta-analysis it can be concluded that the CAD-CAM systems were more favorable than conventional method to fabricate single-unit and screwed implant-supported prosthesis.

Keywords: Dental Implants, Dental Prosthesis, Computer-Aided Design, Finite Element Analysis, Biomechanical Phenomena, Systematic review

Lísten e Sumário



Lista de Figuras

CAPÍTULO 1

- Figura 1** Imagem ilustrativa da matriz e dos implantes que foram utilizados. 39
- Figura 2** Análise comparativa dos sistemas CAD-CAM e Método convencional para DMV. Sinais diferentes indicam $p < 0.05$. 49
- Figura 3** Análise comparativa entre os grupos avaliados para DMV. Letras diferentes indicam $p < 0.05$. G1: Cerec Bluecam, G2: iTero, G3: 3Series, G4: Método convencional. 49
- Figura 4** Análise comparativa para DMHN dos sistemas CAD-CAM e Método convencional. Sinais diferentes indicam $p < 0.05$. 51
- Figura 5** Mapa de Tensão de von Mises: vista interna das infraestruturas. Carregamento axial. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional. 53
- Figura 6** Mapa de Tensão de von Mises: corte sagital (anteroposterior), vista lingual das estruturas protéticas. Carregamento axial. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional. 54
- Figura 7** Mapa de Tensão de von Mises: Vista vestibular dos parafusos protéticos individualizados. Carregamento axial. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional. 54

- Figura 8** Mapa de Tensão de von Mises: vista interna das infraestruturas. Carregamento oblíquo. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional. 55
- Figura 9** Mapa de Tensão de von Mises: corte sagital (anteroposterior), vista lingual das estruturas protéticas. Carregamento oblíquo. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional. 56
- Figura 10** Mapa de Tensão de von Mises: Vista vestibular dos parafusos protéticos individualizados. Carregamento oblíquo. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional. 56

CAPÍTULO 2

- Figura 1** Fluxograma da pesquisa bibliográfica e resultados. 83
- Figura 2** Gráfico “*Forest plot*” da análise geral realizada com os valores de desadaptação marginal dos sistemas CAD-CAM versus técnica convencional da fundição por cera perdida. 86
- Figura 3** Gráfico “*Forest plot*” da análise realizada com os valores de desadaptação marginal de restaurações implantossuportadas unitárias. Sistemas CAD-CAM versus técnica convencional da fundição por cera perdida. 86

Listas

- Figura 4** Gráfico “*Forest plot*” da análise realizada com os valores de desadaptação marginal de próteses fixas implantossuportadas. Sistemas CAD-CAM versus técnica convencional da fundição por cera perdida. 87
- Figura 5** Gráfico “*Forest plot*” da análise realizada com os valores de desadaptação marginal de restaurações implantossuportadas cimentadas. Sistemas CAD-CAM versus técnica convencional da fundição por cera perdida. 87
- Figura 6** Gráfico “*Forest plot*” da análise realizada com os valores de desadaptação marginal de restaurações implantossuportadas parafusadas. Sistemas CAD-CAM versus técnica convencional da fundição por cera perdida. 88

Lista de Tabelas

CAPÍTULO 1

Tabela 1	Grupos experimentais.	39
Tabela 2	Especificações dos modelos.	44
Tabela 3	Propriedades dos Materiais.	46
Tabela 4	Valores médios de desadaptação marginal vertical (μm), de cada ponto em cada grupo, obtidos pela microscopia óptica e utilizados na geração dos modelos de elementos finitos	52

CAPÍTULO 2

Tabela 1	Pergunta PICO.	77
Tabela 2	Características dos estudos incluídos.	80
Tabela 3	Razões para a exclusão de 33 artigos.	84

Lista de Abreviaturas e Siglas

CAD-CAM	=	<i>Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing</i> – Desenho Assistido por Computador e Manufatura Assistida por Computador
MEF	=	Método dos Elementos Finitos Tridimensionais
2D	=	Duas dimensões ou Bidimensional
3D	=	Três dimensões ou Tridimensional
DMV	=	Desadaptação ou Discrepância Marginal Vertical
DMH	=	Desadaptação ou Discrepância Marginal Horizontal
DMHP	=	Desadaptação ou Discrepância Marginal Horizontal Positiva
DMHN	=	Desadaptação ou Discrepância Marginal Horizontal Negativa
HE	=	Hexágono Externo
g	=	Gramas
ml	=	Milímetros
psi	=	<i>Pound force per square inch</i> – <i>Libra por polegada ao quadrado</i>
s	=	Segundos
rpm	=	Rotações por minuto
STL.	=	<i>Stereolithography</i>
UCLA	=	Universal castable implant abutment
N	=	<i>Newtons</i>
µm	=	Micrômetros
PM	=	Pré-molar
M	=	Molar

Listas

Y-TZP	=	Zircônia Policristalina Estabilizada por Ítria
Ni-Cr	=	Níquel-Cromo
CTI	=	Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer
VM		Mapa de tensão de von Mises
MPa		Megapascal
PICO		<i>Population/Intervention/Comparsion/Outcome</i>
PRISMA		<i>Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses</i>
IC		Intervalo de Confiança
MD		<i>Mean difference</i>
NiCrMo		Liga metálica de Níquel-Cromo-Molibdênio
NiCr		Liga de Níquel-Cromo
AgPd		Liga de Prata-Paládio
CoCr		Liga de Cromo-Cobalto

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO GERAL	30
2 CAPÍTULO 1 - Avaliação da precisão e distribuição de tensões em próteses fixas sobre implantes de hexágono externo obtidas por diferentes sistemas CAD-CAM	33
2.1 RESUMO	34
2.2 ABSTRACT	35
2.3 INTRODUÇÃO	36
2.4 PROPOSIÇÃO	38
2.5 MATERIAIS E MÉTODOS	39
2.6 RESULTADOS	48
2.7 DISCUSSÃO	57
2.8 CONCLUSÃO	61
2.9 AGRADECIMENTOS	62
2.10 REFERÊNCIAS	63
3 CAPÍTULO 2 - Sistemas CAD-CAM versus Técnica convencional na fabricação de próteses implantossuportadas: uma revisão sistemática e meta-análise.	71
3.1 RESUMO	72
3.2 ABSTRACT	73
3.3 INTRODUÇÃO	74
3.4 MATERIAIS E MÉTODOS	77
3.5 RESULTADOS	83
3.6 DISCUSSÃO	89
3.7 CONCLUSÃO	92
3.8 REFERÊNCIAS	93
ANEXOS	106

INTRODUÇÃO GERAL



INTRODUÇÃO GERAL

A odontologia como uma das áreas das ciências da saúde, visa principalmente a manutenção da saúde oral por meio da preservação ou reestabelecimento funcional e estético. A prótese dentária especificamente lida com a reposição de tecidos e estruturas bucais que foram perdidas, e ainda é subdividida em pequenas subáreas de acordo com fatores como a extensão, o suporte e a fixação.¹

A prótese sobre implante, é uma das modalidades protéticas que vem se destacando nas últimas décadas devido aos resultados promissores que tem apresentado diante de condições clínicas significativas de perdas dentárias.^{2,3} Entretanto, por ser uma modalidade que vive um constante processo de evolução ainda é capaz de originar diferentes questionamentos aos clínicos e pesquisadores.

Juntamente, à evolução das modalidades protéticas encontra-se o aperfeiçoamento progressivo dos materiais e técnicas disponíveis para a execução de uma prótese dentária, e neste contexto que os sistemas completamente digitalizados, conhecidos como sistemas CAD-CAM (*Computer-Aided Design* e *Computer-Aided Manufacturing*) foram introduzidos na odontologia desde meados dos anos de 1970, revolucionando de maneira significativa todo o mercado odontológico, e a qualidade do tratamento reabilitador que tem sido oferecido aos pacientes.^{4,5}

Entretanto, observa-se que os sistemas CAD-CAM entraram em uso com uma pequena carga de pesquisas que comprovem que a tecnologia existente no momento, é suficiente para resolver as mais diversas situações clínicas; e por este motivo é nítido um crescente número de estudos que vem sendo realizados para verificar a precisão dos sistemas CAD-CAM, mesmo estes já estando em uso.⁶⁻¹¹

A literatura encontra-se controversa com relação ao uso dos sistemas CAD-CAM quando comparados com técnicas convencionais de produção odontológica. Apesar de

resultados promissores estarem sendo observados para os sistemas CAD-CAM,¹²⁻¹⁴ estudos como o de Zaghloul & Younis et al.,¹⁵ Abdel-Azim et al.¹⁶ e Bayramoglu et al.,¹⁷ realizados para comparar dentre outras coisas, a desadaptação marginal de próteses e componentes protéticos implantossuportados confeccionados pelos sistemas CAD-CAM e pelo método convencional da fundição por cera perdida, observaram uma melhor precisão de adaptação com o uso do método convencional; ou ainda, estudos como de Presotto et al.¹⁸ observaram valores semelhantes de desadaptação entre as próteses implantossuportadas confeccionadas pelos sistemas CAD-CAM e pelo método convencional da fundição por cera perdida.

Desta forma, verifica-se claramente a necessidade em se desenvolver estudos visando verificar a real funcionalidade e precisão dos sistemas CAD-CAM para a confecção de restaurações e componentes protéticos implantossuportados, observando se a tecnologia existente até então, já é capaz de superar os métodos convencionalmente utilizados ou se ainda são necessárias adaptações significantes nestes sistemas digitalizados advindos das indústrias aeroespacial e automobilística, para então se tornarem mais confiáveis e precisos para o uso em grande escala na produção odontológica.

Avaliação da precisão e distribuição de tensões em próteses fixas sobre implantes de hexágono externo obtidas por diferentes sistemas CAD-CAM

Capítulo 1



Este capítulo está apresentado em formato de artigo, e de acordo com as normas do periódico "Clinical Implant Dentistry and Related Research" - Qualis Capes A1 - Fator de Impacto 4.152 – ANEXO D

2.1 Avaliação da precisão e distribuição de tensões em próteses fixas sobre implantes de hexágono externo obtidas por diferentes sistemas CAD-CAM

Declaração do problema: A longevidade e sucesso clínico de reabilitações implantossuportadas estão intimamente relacionados ao assentamento passivo dos componentes protéticos. **Objetivo:** Mensurar as desadaptações marginais vertical (DMV) e horizontal posistiva (DMHP) e negativa (DMHN) de infraestruturas de PPF de três elementos de zircônia confeccionadas por diferentes métodos, comparando-as com as fabricadas por um método convencional (fundição por cera perdida), e analisar pelo MEF-3D a influência das desadaptações no comportamento biomecânico das estruturas protéticas. **Materiais e métodos:** Quarenta infraestruturas (n=10) foram confeccionadas de acordo com os seguintes grupos: G1: Cerec Bluecam, G2: iTero, G3: 3Series. G4: Ni-Cr. As peças foram randomizadas para mensuração das desadaptações em microscópio 3D (Mitutoyo) de alta precisão. Os resultados encontrados foram submetidos à análise de variância (ANOVA), com nível de significância à 5%. Os valores médios de DMV de cada grupo foram utilizados para a confecção de 6 modelos pelo MEF-3D com as desadaptações encontradas na microscopia óptica. Os programas computacionais de pré e pós-processamento utilizados foram: Rhinoceros 3D 4.0, SolidWorks 2011, InVesalius, FEMAP v.11.2 e NEiNastran 11, simulando a aplicação de 400N axial e 200N oblíquo (45°). Os resultados foram visualizados através de mapas de tensão Von Mises, individualizados para cada modelo. **Resultados:** O G4 (16.73 μm) apresentou os menores valores médios de DMV, seguido pelos grupos G3 (20.71 μm), G2 (21.01 μm) e G1 (41.77 μm) ($p<0.001$). O G2 foi mais preciso que G1 ($p<0.05$) e semelhante ao G3 ($p=0.319$). Para DMHP o G4 foi o mais preciso, não apresentando valores de sobrecontorno. Para DMHN os sistemas CAD-CAM foram mais precisos (-61.91 μm) do que G4 (-95.36 μm) ($p=0.014$). Na análise biomecânica, o carregamento oblíquo concentrou uma maior quantidade de tensões do que o carregamento axial, em todas as situações avaliadas. No carregamento axial o G4 foi o mais favorável e o G1 o menos favorável biomecanicamente. Já no carregamento oblíquo o padrão de distribuição de tensões de todos os modelos analisados foram semelhantes entre si. O material das infraestruturas não influenciou na distribuição de tensões nos dois carregamentos. A desadaptação foi menos favorável em todas as situações testadas. O parafuso protético foi a estrutura que concentrou a maior quantidade de tensões. **Conclusões:** 1) O método de confecção utilizado influenciou as adaptações das infraestruturas, tanto para as medidas verticais quanto para as medidas horizontais, sendo o método convencional o mais favorável e o Sistema Cerec Bluecam o menos favorável; 2) A desadaptação influenciou na distribuição das tensões nas estruturas protéticas, sendo as próteses adaptadas mais favoráveis biomecanicamente do que as próteses desadaptadas.

Palavras-Chave: Implantes dentários, Prótese dentária, Projeto auxiliado por computador, Análise de elementos finitos, Fenômenos biomecânicos

2.2 Evaluation the accuracy and stress distribution 3-unit fixed prostheses on external hexagon implants obtained by different CAD-CAM systems

Background: The longevity and clinical success of implant-supported rehabilitations is closely related to passive fit of prosthetic components. **Purpose:** Measure vertical (VMD) and horizontal positive (PHMD) and negative (NHMD) marginal discrepancy of FPD frameworks made by different CAD-CAM systems (zirconia Y-TZP) and conventional method (cast) to analyze the biomechanical behavior of implant-prosthesis misfit. **Materials and Methods:** Forty frameworks (n=10) were fabricated according to the following groups: G1: Cerec Bluecam, G2: iTero, G3: 3Series. G4: Ni-Cr. The specimens were randomized, to measure the misfits in 3D high precision microscope (Mitutoyo). The results were submitted to analysis of variance (ANOVA), with significance level at 5%. The average values of DMV of each group were used to make six models using FEA-3D with misfits finding in the optical microscopy. The pre and post-processing computational programs used were: Rhinoceros 3D 4.0, SolidWorks 2011, InVesalius, FEMAP v.11.2 and NeiNastran 11, applying 400N axial and 200N oblique (45°) loads. The results were analyzed using maps of Von Mises stresses, for each model. **Results:** G4 (16.73 μm) showed the lowest mean values of VMD, followed by G3 (20.71 μm), G2 (21.01 μm) and G1 (41.77 μm) ($p<0.001$). G2 was more accurate than G1 ($p<0.05$) and similar to G3 VMD ($p=0.319$). For PHMD the G4 was more favorable and did not present values of overextension, and G3 it was more accurate than G2 ($p=0.018$). For NHMD the CAD-CAM system was more accurate (-61.91 μm) than G4 (-95.36 μm) ($p=0.014$). In the biomechanical analysis, the oblique loading concentrated a greater amount of stresses than the axial loading, in all situations evaluated. Under axial loading the G4 was more favorable and the G1 the less biomechanical favorable. Under oblique loading all models presented a similar distribution pattern. Framework material did not influence the stress distribution in the two loads and the misfit was less favorable to all analyzed situations. The screw was the prosthetic component that concentrated the highest amount of stresses. **Conclusions:** The marginal vertical and horizontal misfit were influenced by the frameworks manufacturing technique. The marginal misfit was more damaging to stress distribution in the implant-prosthesis, with the fit models being more favorable than the misfit ones and the variations of the misfit between the groups were not significant in the stress generated in the models.

Keywords: Dental Implants, Dental Prosthesis, Computer-Aided Design, Finite Element Analysis, Biomechanical Phenomena

2.3 INTRODUÇÃO

A literatura clássica na área da implantodontia^{1,2,3,4,5,6,7} se propuseram nas últimas décadas, a evidenciar a importância na confecção de uma prótese implantossuportada bem adaptada, e os efeitos biológicos e mecânicos que podem se originar a partir de adaptações protéticas.^{8,9,10,11,12,13} Neste sentido, os sistemas CAD-CAM (*Computer-Aided Design* e *Computer-Aided Manufacturing*) foram introduzidos na produção odontológica a partir da década de 70¹⁴, e especificamente na implantodontia em meados dos anos 90, transformando a partir de então o processo de fabricação dos pilares dos implantes¹⁵ e possibilitando além de uma automatização no processo de fabricação de restaurações protéticas, a inserção no mercado odontológico de materiais altamente resistentes e estéticos, desenvolvidos exclusivamente para o uso nesta tecnologia,^{16,17} e principalmente permitindo uma maior precisão na confecção das restaurações e componentes protéticos.^{18,19,20,21}

Estes sistemas são didaticamente divididos em extraorais (indireto), que realizam o escaneamento de um modelo de trabalho tradicionalmente obtido por técnicas convencionais de moldagem, e intraorais (direto) que digitalizam os dados a partir da inserção de uma câmera diretamente na cavidade oral do paciente, proporcionando conforto e eliminando algumas etapas clínicas e laboratoriais que otimizam ainda mais o tratamento odontológico oferecido ao paciente.¹⁴ Estudos recentes tem verificado uma semelhança, ou melhor precisão dos escaneamentos digitais quando comparados aos métodos convencionais de moldagem.^{22,23,24}

Entretanto, apesar de diferentes sistemas CAD-CAM estarem disponíveis para o uso, ainda pouco se sabe em relação às tecnologias de escaneamento e produção mais precisas na confecção dos componentes e restaurações implantossuportadas. A partir de variadas metodologias, estes sistemas estão sendo amplamente avaliados e a literatura tem apresentado pequenos valores de adaptação marginal com o uso desta tecnologia.^{25,26} Porém, ainda

mais escasso na literatura é a correlação ou a consequência real que as desconadaptações protéticas podem causar nas estruturas envolvidas no conjunto implante-prótese.

Dentre outras metodologias como a extensimetria ou a fotoelasticidade que estão sendo utilizadas para verificar os efeitos biomecânicos das desconadaptações protéticas,^{27,28} do ponto de vista metodológico, o método dos elementos finitos (MEF) tem se mostrado uma ferramenta eficaz para analisar comportamentos complexos de próteses e estruturas circunvizinhas,^{29,30} e tem sido utilizado para avaliar o efeito da desconadaptação no comportamento biomecânico das próteses implantossuportadas.^{13,31-35}

Diante do exposto, observa-se que pesquisas para fundamentação científica do tratamento ou reabilitação com estruturas e restaurações protéticas implantossuportadas confeccionadas através dos sistemas CAD-CAM, e a distribuição das tensões geradas sobre as estruturas protéticas, são de grande importância e de repercussão clínica expressiva, podendo acrescentar ou ainda solidificar conceitos essenciais para o uso desta tecnologia.

2.4 PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi:

- 1) Mensurar o nível de desadaptação marginal vertical (DMV) e horizontal positiva (DMHP) e negativa (DMHN) de infraestruturas de zircônia confeccionadas por diferentes métodos, comparando-as com infraestruturas fabricadas pelo método convencional (fundição por cera perdida).
- 2) Analisar através da metodologia dos MEF-3D, a distribuição das tensões nas estruturas protéticas a partir das desadaptações encontradas em cada grupo.

As hipóteses nulas formuladas para este estudo foram as seguintes: 1) as infraestruturas adaptadas e desadaptadas não apresentam diferença nos valores de discrepância marginal, independente do método de confecção utilizado; 2) próteses implantossuportadas adaptadas e desadaptadas não apresentam diferença na distribuição de tensões (axiais e oblíquas).

2.5 MATERIAIS E MÉTODOS

2.5.1 Análise microscópica da discrepância marginal vertical e horizontal

Quatro grupos foram obtidos para análises da DMV e DMH, conforme tabela 1.

Tabela 1: Grupos experimentais

Grupos (n=10)	Sistemas de Confecção
G1	Cerec BlueCam/ Sirona (intraoral fechado + pó de contraste)
G2	iTero/ Cadent (intraoral aberto e sem pó de contraste)
G3	3Series/ DWOS (extraoral)
G4	Método convencional da fundição por cera perdida (controle)

2.5.1.1 Confecção da matriz de resina e procedimentos de moldagem

Dois implantes de hexágono externo (H.E. - Ø 4,1mm x 10mm de comprimento) (Master Screw Grip HE, Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil) foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável (JET, Clássico, São Paulo, SP, Brasil), simulando uma situação de prótese implantossuportada de três elementos na região posterior mandibular [44, 45 (pôntico) e 46] (Figura 1).

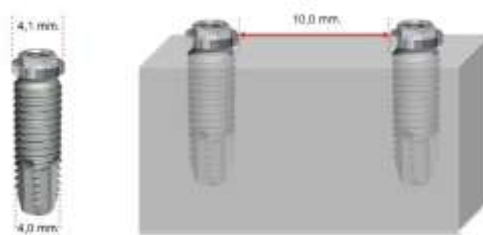


Figura 1: Imagem ilustrativa da matriz e dos implantes que foram utilizados.

Vinte moldagens dos implantes com transferentes quadrados de moldeira aberta (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e silicone polimerizado por reação de adição (Elite H-D Putty Soft Normal Setting e Elite H-D Light Body Normal Setting [Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália]), foram realizadas dando origem à 20 modelos em gesso tipo IV (Elite Rock Thixotropic – Zhermack SpARovigo, Itália) para

confeção das infraestruturas dos grupos G3 (escâner extraoral, 3Series, DWOS Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá) e G4 (Técnica da fundição por cera perdida).

2.5.1.2 Transferência dos dados para o *software*

Para a digitalização dos dados, e transferência das dimensões da plataforma e do posicionamento dos implantes, 20 escaneamentos com o auxílio de dois transferentes específicos para sistemas CAD-CAM (Scan Body Unico – Simbiosi, Empoli Firenze, Itália) (n=10) foram realizados com dois diferentes sistemas intraorais (G1 – Cerec Bluecam, Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha e G2 - iTero, Cadent, São José, Califórnia, EUA), de acordo com as recomendações de cada fabricante. Para o sistema Cerec Bluecam (G1) foi realizado anteriormente ao escaneamento, a aplicação de um pó de contraste (CEREC Optispray, Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha), nas superfícies a serem escaneadas para uma adequada aquisição de imagens.

Dez escaneamentos dos modelos de gesso confeccionados anteriormente, foram realizados com o sistema extraoral (G3 – 3Series, DWOS Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá) e auxílio dos mesmos transferentes utilizados anteriormente para os sistemas intraorais.

Os dados dos grupos G2 e G3 foram obtidos em formato STL. (*Stereolithography*) e transferidos para o *software* “*Implant Abutment Module*” (DWOS – Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá), no qual foram desenhados os protótipos das infraestruturas dos grupos G1, G2 e G3. Os desenhos foram padronizados e personalizados com espessuras de 0,6mm para as coroas e 3mm para os conectores. Como a estrutura a ser confeccionada abrange múltiplos implantes, foi confeccionada sem o sistema anti-rotacional. O desenho obtido foi visualizado em todos os ângulos para a observação de eventuais falhas, e em seguida transferidos para fresagem em zircônia pré-sinterizada (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) na

central de fresagem do Complexo Industrial da Conexão Sistema de Prótese (Sistema CAD-CAM Conexão, Precision System, São Paulo, SP, Brasil) para os grupos de sistemas abertos G2 (iTero, Cadent, São José, Califórnia, EUA) e G3 (3Series, DWOS Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá). Para o grupo G1 (Cerec Bluecam, Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha), por ser um sistema CAD-CAM fechado, os dados do escaneamento foram obtidos em formato .inLab e por isso foram fresados em uma fresadora do mesmo sistema (InLab MC XL, Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha) e com o mesmo material utilizado nos outros grupos (zircônia pré-sinterizada - VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha).

Os *softwares* de fresagem, a partir de um código de barras contido na embalagem da zircônia, calculam automaticamente a contração que o material irá sofrer durante os procedimentos de sinterização (1500°C por 8 horas, com aumento gradual da temperatura) (inFire HTC Speed, Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha) e realizam a fresagem aproximadamente 20% maior do que o planejado, objetivando compensar tal contração.

2.5.1.3 Grupo Controle – Método Convencional da Fundição por cera perdida

Dez infraestruturas metálicas foram confeccionadas sem pontos de solda, através de um método convencional (Técnica da fundição por cera perdida – Dr. William H. Taggart) (G4), com o auxílio de 20 pilares UCLA com base em cromo-cobalto sem hexágono (055025 - Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, SP, Brasil). Para todas as infraestruturas os parafusos hexagonais receberam um torque de 30Ncm, com auxílio de um torquímetro calibrado (torquímetro protético/cirúrgico 10 a 80 Ncm, Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, SP, Brasil). Os destorques foram realizados com o mesmo aparelho e os parafusos foram trocados a cada corpo de prova analisado. As peças foram confeccionadas com as mesmas dimensões das infraestruturas de zircônia por meio de um molde das estruturas fresadas obtido com auxílio de silicone polimerizado por reação de adição (Elite H-D Putty

Soft Normal Setting - Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália). As infraestruturas foram fundidas em liga de Níquel-Cromo sem berílio (Fit Cast-SB Plus, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) e processadas por um mesmo técnico sob as mesmas condições. A realização de ajustes manuais foram evitadas no intuito de se verificar a precisão das diferentes técnicas avaliadas, imediatamente após a confecção das infraestruturas, eliminando a interferência de fatores externos. Com todas as peças finalizadas, as mesmas foram levadas para análise da adaptação marginal vertical e horizontal.

2.5.1.4 Mensuração das desadaptações marginais (vertical e horizontal)

As 40 infraestruturas obtidas foram mensuradas individualmente, posicionadas uma a uma sobre a matriz inicial e parafusadas com torque de 30 Newtons (N). As mensurações das DMV e DMH (positiva ou negativa) foram realizadas em microscópio óptico tridimensional (Quick Scope-Mitutoyo, Takatsu-ku, Kawasaki, Japão) (Figura 4) com mesa digital, 350x de aumento e precisão de 1 µm (micrômetro), e as medidas calculadas utilizando-se o programa computacional QSPAK (Mitutoyo, Takatsu-ku, Kawasaki, Japão).

Nove pontos equidistantes e pré-determinados, foram demarcados 1mm abaixo da plataforma dos implantes com o intuito de padronizar a sequência e o posicionamento das mensurações que foram obtidas em milímetros e transformadas em micrômetros antes da análise estatística. Ao final, foram realizadas 1440 mensurações: 2 elementos dentários x (9 pontos verticais x 40 amostras + 9 pontos horizontais x 40 amostras

2.5.1.5 Forma de análise dos resultados

2.5.1.5.1 Randomização

Inicialmente, um primeiro examinador foi responsável pela numeração das 40 infraestruturas, em seguida um segundo examinador realizou a randomização de 40 números

em um site específico para randomização de dados ([http://www. Randomizer.com.br](http://www.Randomizer.com.br) – Urbaniak)³⁶. Um terceiro examinador foi o responsável pela mensuração das desadaptações marginais, e foi submetido à uma análise estatística intra examinador, realizando duas vezes a leitura de 10% da amostra.

2.5.1.5.2 Análise Estatística

As variáveis experimentais, ou fatores entre grupos (*between-subjects factors*) foram: “Técnica de confecção” (Sistemas CAD-CAM x Técnica convencional), Sistema de escaneamento (Sistema intraoral x Sistema extraoral) e utilização de aparato para aquisição de imagem (Com o uso do pó de contraste x Sem o uso do pó de contraste).

Os valores das mensurações foram submetidos a análise estatística no programa computacional SigmaPlot (SigmaPlot 13, Systat Software, San Jose, Califórnia, EUA). O nível de significância foi de 5%.

2.5.2 Análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais

A partir dos valores de desadaptação mensurados nas etapas anteriores, foram calculadas as médias de desadaptação marginal vertical de cada ponto, com os 10 espécimes de cada grupo. Ao final foram obtidos 9 valores médios de cada grupo, utilizados na confecção de modelos tridimensionais desadaptados, para análise biomecânica por meio da metodologia dos elementos finitos. Os valores médios utilizados estão disponíveis na tabela 3, na sessão de resultados.

2.5.2.1 Descrição e elaboração dos modelos

Seis modelos tridimensionais foram confeccionados, cada modelo representando uma seção de osso da região entre o 1º pré-molar e o 1º molar mandibular direitos (44, 45 pântico

e 46), em forma de bloco ósseo (cortical e esponjoso) com osso tipo III, apresentando dois implantes do tipo hexágono externo, de 4,0mm de diâmetro e 10mm de comprimento, suportando uma prótese fixa de três elementos (com pântico central) com coroas metalocerâmicas ou metal-free, montadas sobre pilar tipo UCLA para aparafusamento (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, SP, Brasil) (Tabela 3).

Tabela 2: Especificações dos modelos

Modelo	Descrição
C1	CONTROLE - Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Y-TZP (zircônia tetragonal estabilizada por ítria) adaptada .
C2	CONTROLE - Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Ni-Cr (Níquel-Cromo) adaptada .
G1	Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Y-TZP com base nos valores de desadaptação das infraestruturas confeccionadas no G1 (sistema CAD-CAM Cerec Bluecam - Sirona).
G2	Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Y-TZP com base nos valores de desadaptação das infraestruturas confeccionadas no G2 (sistema CAD-CAM iTero - Cadent).
G3	Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Y-TZP com base nos valores de desadaptação das infraestruturas confeccionadas no G3 (sistema CAD-CAM 3Series -DWOS).
G4	Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Ni-Cr com base nos valores de desadaptação das infraestruturas confeccionadas no G4 (método convencional da fundição por cera perdida).

2.5.2.2 Bloco ósseo

O bloco ósseo foi obtido a partir de uma tomografia computadorizada utilizando-se o programa Invesalious 3.0.0. (CTI, São Paulo, SP, Brasil), com posterior simplificação da estrutura com o programa Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Thousand Oaks, Califórnia, EUA). Foi simulado um osso tipo III com uma camada de osso cortical (1mm) que circunda um núcleo de osso trabecular de baixa densidade.³⁷

2.5.2.3 Implante, componentes protéticos e coroas

O desenho dos implantes e componentes protéticos foram obtidos a partir de desenhos originais (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, SP, Brasil), simulando implantes do tipo hexágono externo ($\varnothing$ 4,0 x 10mm de comprimento). Os desenhos originais foram simplificados nos programas Rhinoceros 3D 4.0. (NURBS Modeling for Windows, Thousand Oaks, Califórnia, EUA) e Solidworks 2011 (SolidWorks Corp, Waltham, Massachusetts, EUA), entretanto sem perder a fidelidade do desenho original (dimensões e formato interno e externo). O componente protético simulado foi do tipo UCLA (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, SP, Brasil).

As coroas foram obtidas através de um escaneamento de superfície de um manequim odontológico (*Scanner* 3D MDX-20, Roland DG, São Paulo, SP, Brasil), exportado para o programa Rhinoceros 3D 4.0. (NURBS Modeling for Windows, Thousand Oaks, Califórnia, EUA) para simplificações, e finalizando com uma coroa implantossuportada parafusada, totalmente metálica ou em zircônia. Todo o conjunto (implante/componentes/coróa) foi incorporado ao bloco ósseo previamente modelado, para posterior exportação dos sólidos para o programa de elementos finitos.

2.5.2.4 Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

2.5.2.4.1 Incorporação das propriedades dos materiais e geração das malhas de elementos finitos

Os sólidos obtidos foram importados no programa Femap (Femap 11.2, Siemens PLM Software, Plano, Texas, EUA) para elaboração de modelos de elementos finitos e incorporação das propriedades mecânicas dos componentes envolvidos no estudo (Tabela 4), bem como a elaboração das malhas das várias estruturas, realizada a partir do uso de

elementos parabólicos sólidos. Todos os materiais envolvidos no estudo foram considerados homogêneos, isotrópicos e lineares.

Tabela 3: Propriedades dos Materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson(ν)	Referências
Osso Trabeculado de baixa densidade (osso tipo III)	1,37	0,30	<i>Sevimay et al.</i> ³⁸
Osso Cortical	13,7	0,30	<i>Sertgoz.</i> ³⁹
Titânio (<i>abutment</i>, implante)	110,0	0,35	<i>Sertgoz.</i> ³⁹
Liga Ni-Cr	200,0	0,33	<i>Pierrisnard et al.</i> ⁴⁰
Zircônia	205,0	0,22	<i>Coelho et al.</i> ⁴¹
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	<i>Papavasiliou et al.</i> ⁴²

2.5.2.4.2 Aplicação de forças

Foram determinadas no programa Femap 11.2 as condições de carregamento, restrições e contorno. As cargas aplicadas foram um total de 400 N em direção axial e 200N em direção oblíqua⁴³, com supressão das cúspides linguais e angulação de 45° em relação ao longo eixo do implante (5 pontos de aplicação de 10N na aresta interna de cada cúspide, no sentido de vestibular para lingual). A restrição dos modelos foi realizada nos limite anterior e posterior do bloco ósseo, tanto cortical quanto trabecular, restringida à movimentação nos três planos do espaço (x, y, z). Após a elaboração final dos modelos de elementos finitos, incorporação do carregamento e restrição de movimentos, os mesmos foram exportados para o programa NEi Nastran 11 (Nei Software, Westminster, California, EUA), para análise do problema matemático previamente modelado.

2.5.2.5 Análise dos resultados

Após resolução dos cálculos matemáticos no programa NEi Nastran 11, os modelos foram novamente importados no programa Femap 11.2, para visualização dos resultados através de mapas específicos de Tensão von Mises (vM). A unidade de medida usada para mensurar a Tensão de von Mises foi Megapascal (MPa).

2.6 RESULTADOS

2.6.1. Análise da desadaptação marginal

2.6.1.1. Análise intra examinador

Em uma análise intra examinador (antes e depois), no quesito desadaptação vertical e horizontal, realizado novamente em 20% da amostra (n=8), o erro sistemático indicou que não houve diferença estatisticamente significativa nas análises antes e depois (vertical = teste t pareado: 1.563; p=0.120 e horizontal = teste t pareado: 0.829; p=0.408). O coeficiente de erro casual (Dahlberg) indicou que a margem de erro foi de 10 μm e 2 μm para as análises vertical e horizontal, respectivamente, aumentando assim a credibilidade dos resultados encontrados, como ressaltado por outros estudos.^{44,45}

2.6.1.2 Desadaptação Marginal Vertical (DMV)

Na análise da DMV dos sistemas CAD-CAM versus o método convencional, observou-se que o método convencional foi estatisticamente mais favorável ($p < 0.001$) do que os sistemas CAD-CAM, apresentando a menor média de DMV, conforme pode ser observado na figura 2. Em uma análise detalhada de cada grupo de estudo, observa-se que o grupo G1 – Cerec Bluecam apresentou os maiores valores médios de DMV (41.77 μm), seguido pelos grupos G2 – iTero (21.01 μm), G3 – 3Series (20.71 μm) e G4 – método convencional (16.73 μm) (Figura 3).

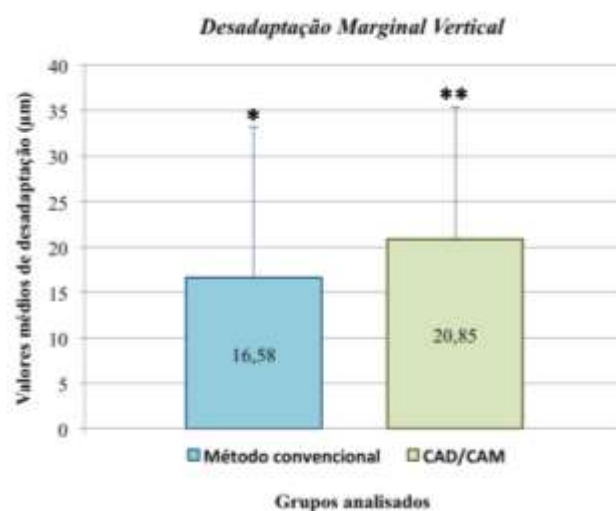


Figura 2. Análise comparativa dos sistemas CAD-CAM e Método convencional para DMV.

Sinais: *,** indicam $p < 0.05$.

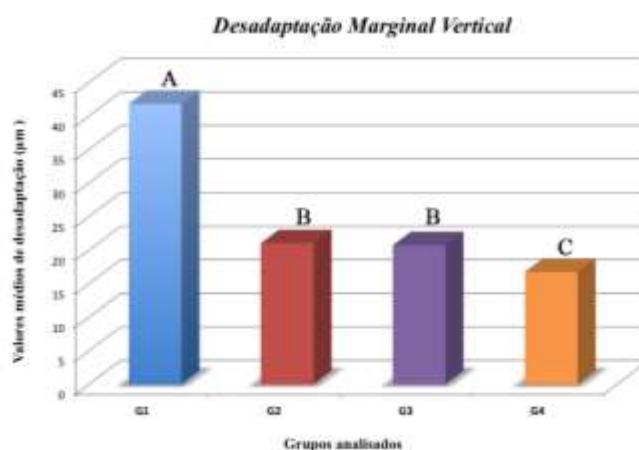


Figura 3. Análise comparativa entre os grupos avaliados para DMV. Letras diferentes indicam $p < 0.05$. G1:Cerec Bluecam, G2: iTero, G3: 3Series, G4: Método convencional.

Em uma análise comparativa da DMV entre o sistema intraoral que utilizou o pó de contraste (G1 – Cerec BlueCam – sistema fechado) e o sistema intraoral que não utilizou o pó de contraste (G2 – iTero – sistema aberto), observou-se que os valores médios do G1 foram estatisticamente maiores do que os valores médios de desadaptação do G2 ($p < 0.05$) (Figura 3).

Na análise comparativa entre o sistema de escaneamento intraoral aberto e que não necessita do uso do pó de contraste (G2 - iTero) e o sistema extraoral aberto e que também não necessita do uso do pó de contraste (G3 - 3Series), observou-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados ($p=0.319$), ao contrário do que foi observado na análise comparativa entre o sistema de escaneamento extraoral aberto que não utiliza contraste (G3 – 3Series) e o sistema de escaneamento fechado que utiliza pó de contraste (G1 – Cerec BlueCam) ($p<0.001$) (Figura 3).

2.6.1.3 Desadaptação Marginal Horizontal (DMH)

2.6.1.3.1 Desadaptação Marginal Horizontal Positiva (DMHP)

Na análise da DMHP (desadaptação marginal horizontal positiva) dos sistemas CAD-CAM versus o método convencional, observa-se que o método convencional foi mais preciso do que os sistemas CAD-CAM, pois não apresentou desadaptações relacionadas a este quesito (sobrecontorno).

Quando comparados os diferentes sistemas de escaneamento intraoral (G1 – Cerec Bluecam - intraoral fechado e com pó de contraste e G2 – iTero - intraoral aberto e sem pó de contraste), não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos (G1: 128.750 μm , G2: 126.46 μm) ($p=0.734$). Porém, na análise do sistema de escaneamento intraoral (G2 – iTero – sem pó de contraste) e extraoral (G3 – 3Series – sem pó de contraste), houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos (G2: 126.46 μm e G3: 116.79 μm) ($p=0.018$).

2.6.1.3.2 Desadaptação Marginal Horizontal Negativa (DMHN)

Na análise da DMHN (desadaptação marginal horizontal negativa) dos sistemas CAD-CAM versus o método convencional, os sistemas CAD-CAM (Média geral: -61.91 μm) foram

mais favoráveis estatisticamente do que o método convencional (G4: -95.36 μm) ($p=0.014$) (Figura 4).

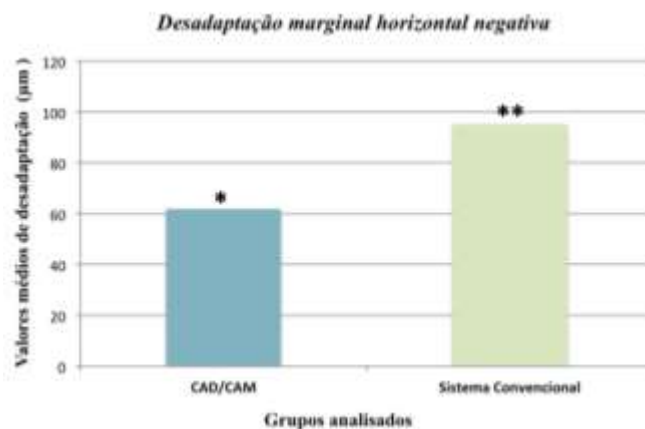


Figura 4. Análise comparativa para DMHN dos sistemas CAD-CAM e Método convencional. Sinais diferentes indicam $p<0.05$.

Dentre os sistemas CAD-CAM avaliados, o sistema mais favorável foi o sistema de escaneamento intraoral aberto que não utiliza o pó de contraste (G2 – iTero), que não apresentou valores de DMHN, seguido pelo sistema extraoral que também é aberto e não necessita do pó de contraste (G3 – 3Series), que apresentou apenas dois valores de DMHN.

2.6.2 Análise pelo Método dos Elementos Finitos

Tabela 4: Valores médios de desadaptação marginal vertical (μm), de cada ponto em cada grupo, obtidos pela microscopia óptica e utilizados na geração dos modelos de elementos finitos

	Grupo 1		Grupo 2		Grupo 3		Grupo 4	
Pontos	PM	M	PM	M	PM	M	PM	M
1	44	57	46	12	24	16	22	11
2	43	60	32	17	25	31	15	14
3	32	51	18	23	14	28	18	14
4	37	36	12	18	16	23	25	6
5	30	36	9	22	11	26	26	7
6	38	36	19	21	23	22	32	13
7	44	45	24	22	25	23	25	16
8	42	42	24	13	25	15	16	17
9	35	43	38	9	13	12	14	12

* PM = pré-molar; M = molar.

2.6.2.1 Tensão de von Mises

Sob carregamento axial, observa-se que o material de confecção da infraestrutura não influenciou no padrão geral de distribuição de tensões dos modelos adaptados. Na análise individual das infraestruturas, vistos por uma vista interna, pode-se observar que os modelos adaptados apresentaram um padrão de distribuição semelhante, com pequenos valores de tensões (0 a 75 Mpa) na região cervical de cada infraestrutura. Porém, para os modelos desadaptados, o modelo confeccionado com os valores de desadaptação do sistema intraoral fechado que utiliza pó de contraste (G1 - Cerec Bluecam) apresentou a situação biomecânica mais favorável, com uma distribuição de tensões mais uniforme e mais próximo ao padrão de distribuição de tensões dos modelos adaptados (Figura 5).

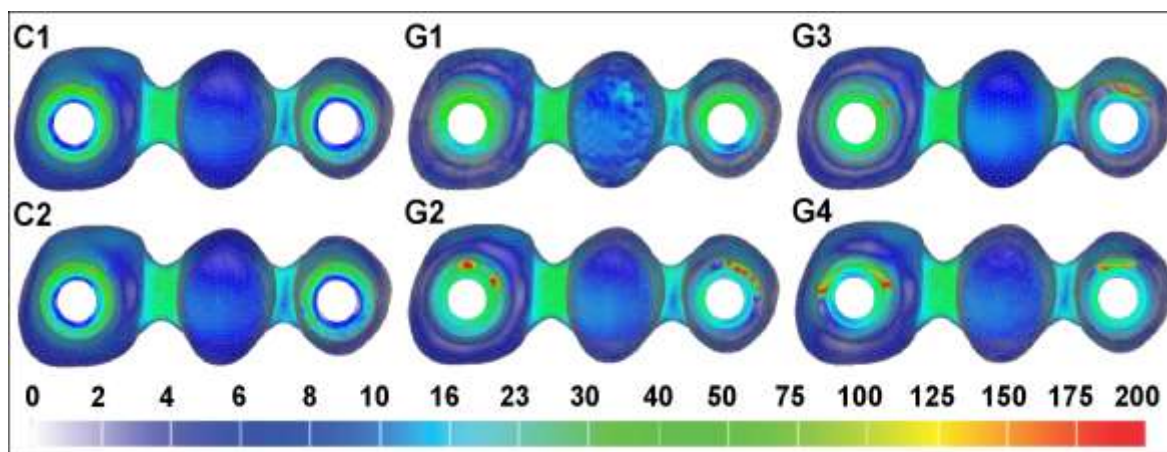


Figura 5: Mapa de Tensão de von Mises: vista interna das infraestruturas. Carregamento axial. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional.

Para as estruturas protéticas, observa-se que o parafuso foi a estrutura que concentrou a maior quantidade de tensões, principalmente para o implante que suportou a coroa do molar. Os modelos adaptados foram semelhantes entre si e apresentaram tensões de baixa intensidade que não excederam 75Mpa, enquanto que dentre os modelos desadaptados apresentaram maiores concentrações de tensões. O parafuso foi a estrutura mais sobrecarregada e o modelo do sistema Cerec Bluecam (G1 – intraoral fechado e com pó de contraste) demonstrou uma maior concentração de tensões, seguido pelo 3Series (G3 – extraoral aberto e sem pó de contraste), iTero (G2 - intraoral aberto e sem pó de contraste) e modelo metálico (G4) (Figuras 6 e 7).

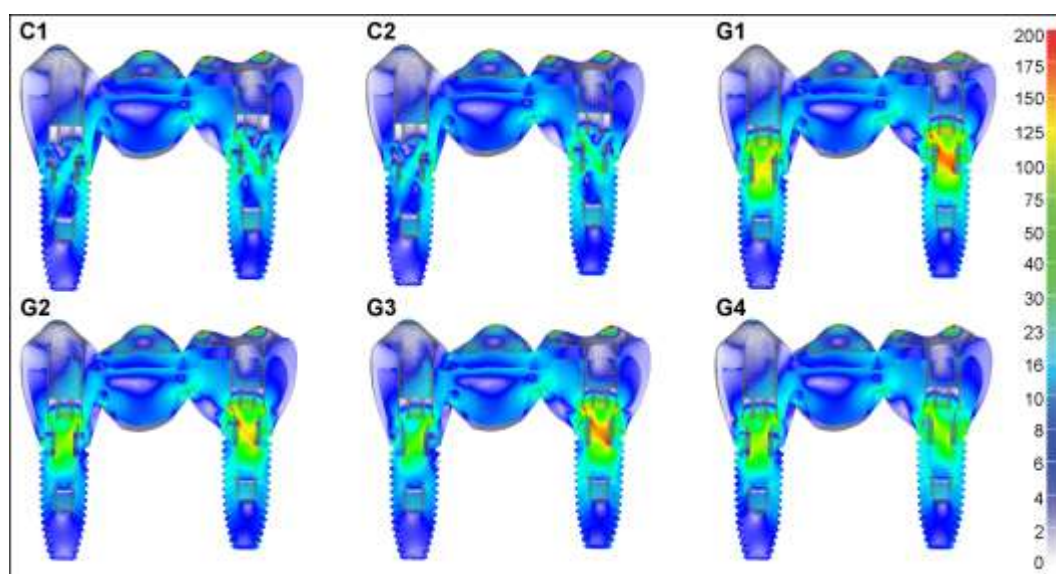


Figura 6: Mapa de Tensão de von Mises: corte sagital (anteroposterior), vista lingual das estruturas protéticas. Carregamento axial. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional.

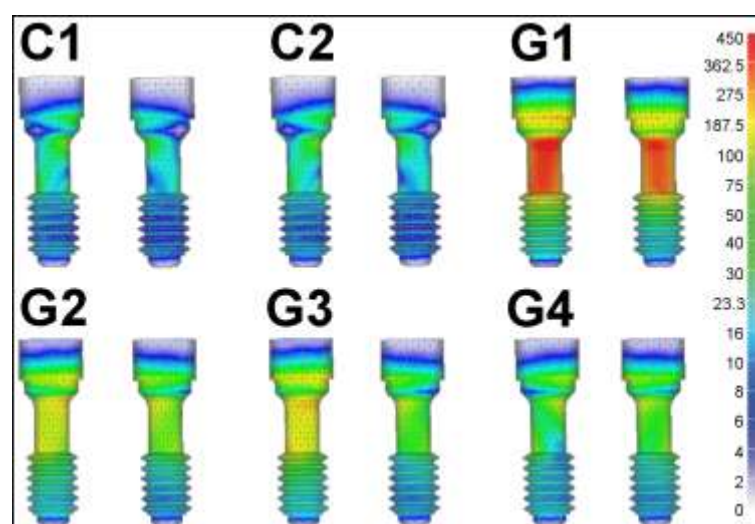


Figura 7: Mapa de Tensão de von Mises: Vista vestibular dos parafusos protéticos individualizados. Carregamento axial. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional.

Sob carregamento oblíquo, os modelos adaptados apresentaram um padrão geral de distribuição de tensões semelhantes entre si, entretanto analisando as infraestruturas por uma vista interna, observa-se que todos os modelos apresentaram maiores concentrações de tensões no carregamento oblíquo, quando comparado ao carregamento axial. Os modelos adaptados foram levemente mais favoráveis do que os modelos desadaptados, que apresentaram uma distribuição de tensões semelhantes entre si, com maiores áreas de tensões de alta intensidade principalmente na face lingual dos pilares. O modelo simulando as desadaptações encontradas para o sistema de escaneamento Cerec Bluecam (G1 – intraoral, fechado e com pó de contraste) apresentou uma concentração de tensões de alta intensidade levemente maior do que os outros modelos desadaptados (Figura 8).

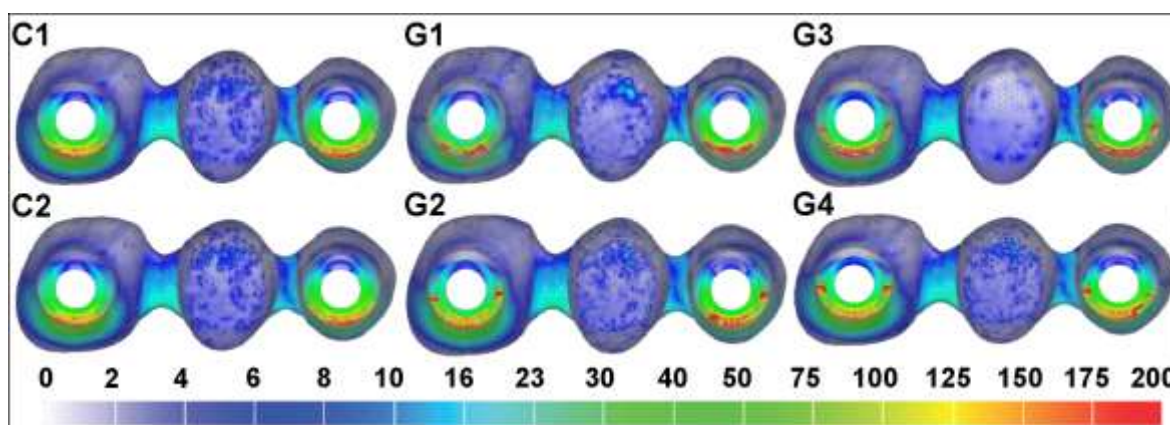


Figura 8: Mapa de Tensão de von Mises: vista interna das infraestruturas. Carregamento oblíquo. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional.

Na análise das estruturas protéticas por um corte sagital (anteroposterior), o padrão de distribuição de tensões de todos os modelos foram semelhantes entre si, com tensões de maiores intensidades (150 à 450MPa) nos parafusos de fixação protética (Figura 9 e 10)

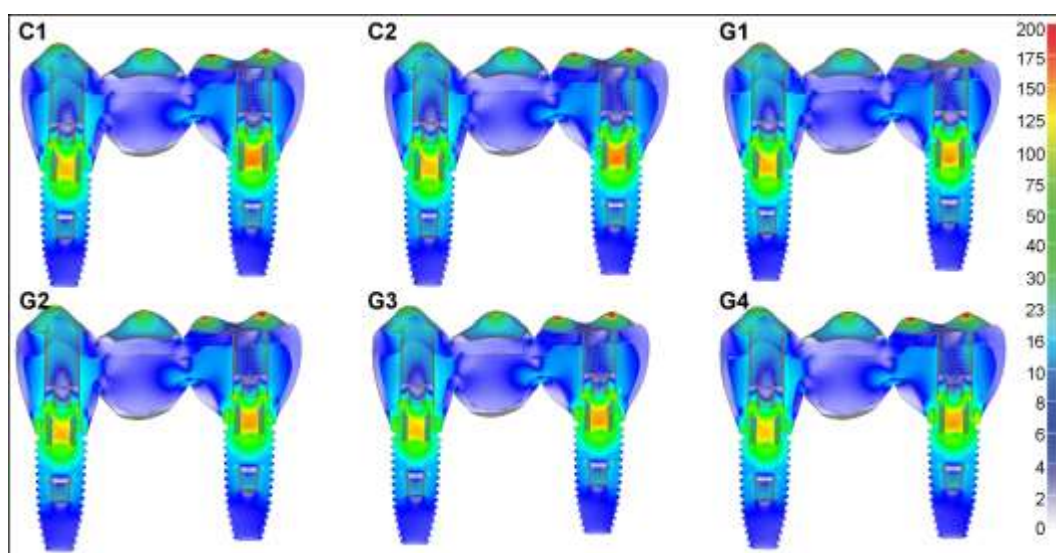


Figura 9: Mapa de Tensão de von Mises: corte sagital (anteroposterior), vista lingual das estruturas protéticas. Carregamento oblíquo. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional.

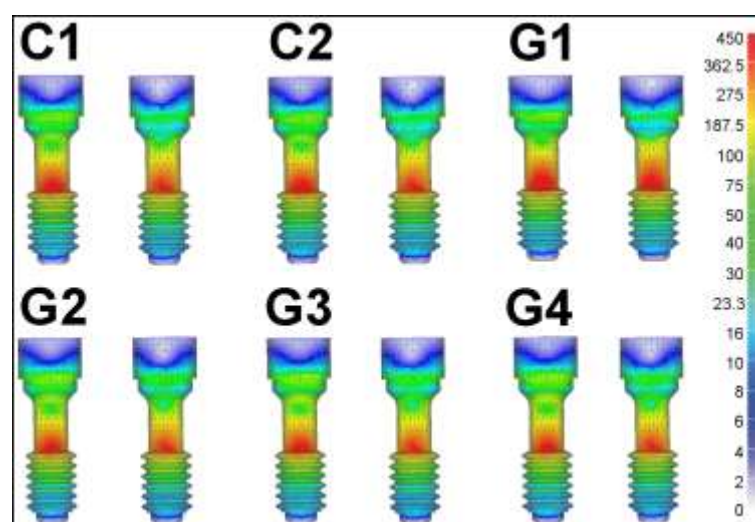


Figura 10: Mapa de Tensão de von Mises: Vista vestibular dos parafusos protéticos individualizados. Carregamento oblíquo. C1: infraestrutura de zircônia adaptada, C2: infraestrutura metálica adaptada, G1: infraestrutura de zircônia desadaptada - Cerec Bluecam, G2: infraestrutura de zircônia desadaptada - iTero, G3: infraestrutura de zircônia desadaptada - 3Series, G4: infraestrutura de metal desadaptada – método convencional.

2.7 DISCUSSÃO

A confecção de próteses implantossuportadas através da tecnologia dos sistemas CAD-CAM, tem se tornado uma conduta prática e de alta previsibilidade para os clínicos. A primeira hipótese nula formulada para este estudo foi rejeitada, uma vez que as próteses confeccionadas pelo método convencional, obtiveram os menores índices de desadaptação marginal vertical quando comparado à desadaptação das infraestruturas confeccionadas pelos sistemas CAD-CAM.

Apesar de inúmeros estudos terem observado os altos níveis de precisão dos sistemas CAD-CAM na implantodontia para a confecção de *abutments*,¹⁸ *copings*¹⁹ ou restaurações múltiplas,^{20,21} os resultados encontrados neste estudo podem estar relacionados ao fato de terem sido utilizados pilares com cinta metálica para a técnica da fundição por cera perdida, os quais tem sua cinta confeccionada em torno mecânico por controle numérico computacional (CNC) de modo semelhante como são confeccionados os implantes osseointegráveis, otimizando assim a precisão de adaptação entre pilar e plataforma do implante, e minimizando as desadaptações entre os componentes. Adicionalmente, como observado no estudo de Kahramaoglu & Kulak-Ozkan⁴⁶, os diferentes valores de coeficiente de expansão térmica da zircônia, da liga metálica do componente protético (Cr-Co) e da infraestrutura metálica (Ni-Cr), podem ter influenciado os resultados encontrados.

Em nosso estudo, valores semelhantes de desadaptação vertical foram observados na comparação das infraestruturas confeccionadas por um sistema de escaneamento intraoral (G2 - iTero) e um sistema de escaneamento extraoral (G3 – 3Series) ($p=0.319$), e também muito próximo aos valores de desadaptação obtidos pelo uso do método convencional (G4). Apesar de alguns autores⁴⁷ acreditarem que o escaneamento intraoral é capaz de oferecer uma maior precisão, eliminando fatores de interferência como a realização dos procedimentos de moldagem convencional e o vazamento do gesso, os sistemas de escaneamento extraoral

podem também apresentar algumas desvantagens expressivas relacionadas à imprecisão durante o escaneamento do modelo de trabalho. Neste caso, a tecnologia empregada na câmera de escaneamento, assim como a qualidade óptica do material pulverizado (quando utilizado) e a resolução do dispositivo de digitalização da superfície^{48,49} são os principais responsáveis por um escaneamento satisfatório e a geração de uma imagem de alta qualidade, que servirão como base para a confecção de infraestruturas e restaurações de alta precisão.

Adicionalmente, na análise comparativa entre os sistemas de escaneamento intraoral avaliados neste estudo, observamos que o sistema que necessita da aplicação de um pó de contraste para facilitar a digitalização e aquisição de imagem da superfície a ser escaneada, apresentou os maiores valores médios de desadaptação marginal vertical ($p < 0.05$), do mesmo modo como tem sido observado na literatura.⁵⁰ Embora a aplicação do pó facilite a digitalização da superfície, pode introduzir uma certa imprecisão de escaneamento, devido à variação de sua espessura (5 a 15 μ m).⁵⁰

Cabe ressaltar, que todos os valores de desadaptação marginal vertical encontrados neste estudo, estão dentro dos limites clinicamente aceitáveis pela maioria dos autores (100-150 μ m), a fim de se evitar complicações mecânicas e biológicas.⁵¹⁻⁵⁸

Para a DMHP o método convencional foi mais preciso e não apresentou estruturas com sobre-extensão ou sobrecontorno, enquanto que os sistemas CAD-CAM apresentaram menores valores médios de DMHN do que o método convencional. As infraestruturas de zircônia pré-sinterizada são fresadas em média 20% maior do que as dimensões finais planejadas. Antes de se iniciar os procedimentos de fresagem é realizada a leitura de um código de barras que consta em cada bloco cerâmico, na qual o *software* de fresagem identifica a taxa de contração que sofrerá cada material após ser submetido ao processo de sinterização,^{59,60,61} e por este motivo os resultados encontrados neste estudo podem estar relacionados a esta alteração dimensional que as infraestruturas de zircônia sofrem durante a

sinterização, ou ainda, podem estar relacionados ao fato de não terem sido realizados ajustes manuais em qualquer peça deste estudo.

A segunda hipótese nula formulada neste estudo também foi rejeitada. Através do método dos elementos finitos tridimensionais, avaliamos o comportamento biomecânico do conjunto implante-prótese, e observamos que a desadaptação protética influenciou na distribuição de tensões das estruturas avaliadas, apesar das pequenas variações de desadaptação que existiram entre os grupos, não terem alterado o padrão de distribuição e a concentração das tensões observadas. Porém, também foi observado que o material de confecção das infraestruturas não influenciou a distribuição de tensões, do mesmo modo como observado por Kunavisarut et al.,⁶² Abreu et al.³⁵ e Abduo & Lyons,²⁷ e apesar de no carregamento oblíquo não terem sido observadas diferenças significantes entre os modelos avaliados, observamos que no carregamento axial a melhor situação foi para o modelo do método convencional (G1), que apresentou a menor desadaptação marginal.

As desadaptações verticais estão relacionadas com dores, fraturas dos componentes protéticos ou das infraestruturas, e afrouxamento do parafuso protético e dos pilares, já as desadaptações horizontais podem aumentar ainda mais a dificuldade na realização de uma higiene satisfatória. Como consequência, poderão induzir uma maior retenção de alimentos e causar um maior acúmulo bacteriano,⁶³ alterando a microflora bucal e aumentando as possibilidades do desenvolvimento de reações inflamatórias e infecções na região peri-implantar, podendo até mesmo aumentar o índice de perda óssea marginal.^{62,64}

Apesar de a literatura se esforçar em determinar valores clinicamente aceitáveis de desadaptações marginais, ainda pouco se sabe a respeito da desadaptação limítrofe capaz de não prejudicar consideravelmente o tecido ósseo e a osseointegração dos implantes. Desta forma, sabendo-se da dificuldade em se obter um assentamento passivo absoluto dos componentes e restaurações implantossuportadas, o recomendável pela maioria dos autores

tem sido minimizar ao máximo possível os desajustes e evitando o desenvolvimento das possíveis complicações.^{64,65,66} Ou ainda, estabelecer um assentamento passivo mínimo das estruturas, no qual não estará induzindo a formação de cargas estáticas e tensões de alta intensidade no interior da prótese ou no tecido ósseo circunjacente.^{64,67}

As limitações deste estudo são inerentes às metodologias *in vitro* que foram utilizadas. A confecção de uma matriz difere de uma situação natural de escaneamento intraoral envolvendo tecido mole, saliva e os movimentos dos pacientes,⁶⁸ além de todos os procedimentos clínicos, terem sido realizados em condições laboratoriais ideais. As análises biomecânicas foram realizadas por uma metodologia inteiramente computacional que simula diferentes condições de carregamento nas estruturas que fazem parte do conjunto implante-prótese. Ainda, avaliamos neste estudo infraestruturas de 3 elementos que por ser uma peça múltipla foi confeccionada sem o sistema anti-rotacional, e no caso de infraestruturas unitárias que apresentam o sistema anti-rotacional, as desadaptações provavelmente seriam ainda maiores, assim como as diferenças encontradas entre os grupos.

Por fim, a partir da realização deste estudo podemos considerar que apesar de o método convencional ter apresentado os menos valores de desadaptação marginal, tanto a técnica de escaneamento intraoral quanto extraoral podem ser previsíveis na confecção de próteses implantossuportadas, apresentando peças com a melhor adaptação possível e otimizando cada vez mais a longevidade dos tratamentos reabilitadores. No entanto, o desenvolvimento e aperfeiçoamento acelerados dos sistemas CAD-CAM na odontologia, devem ser acompanhados por um constante treinamento profissional.⁶⁹ Estudos clínicos controlados e randomizados são estimulados a fim de se analisar com maiores detalhes as diferentes variações dos sistemas CAD-CAM existentes no mercado odontológico.

2.8 CONCLUSÃO

Fundamentado nas metodologias utilizadas neste estudo *in vitro*, podemos concluir que para próteses implantossuportadas de três elementos: 1) O método de confecção utilizado influenciou as adaptações das infraestruturas, tanto para as medidas verticais quanto para as medidas horizontais, sendo o método convencional o mais favorável e o Sistema Cerec Bluecam o menos favorável; 2) A desadaptação influenciou na distribuição das tensões nas estruturas protéticas, sendo as próteses adaptadas mais favoráveis biomecanicamente do que as próteses desadaptadas.

2.9 AGRADECIMENTOS

Os autores reconhecem a agência brasileira FAPESP, pelo apoio financeiro da presente pesquisa através da concessão de um auxílio regular (Projeto Fapesp - 2011/19150-7); a colaboração da empresa Conexão Sistema de Próteses (São Paulo, São Paulo, Brasil); à Fundação CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior pelo financiamento de parte desta pesquisa no caráter de Bolsa de Doutorado por 24 meses e ao CNPQ – Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – pelo financiamento deste trabalho no caráter de Bolsa de Doutorado por 12 meses (Processo: 165406/2015-1).

2.10 REFERÊNCIAS

1. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; 50:399-410.
2. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49:843-848.
3. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4:241-247
4. Misch CE. Principles of cement—Fixed prosthodontics and implant dentistry, in Mische CE (ed): *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis, MO, Mosby, 1993, pp 651-685
5. Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructure for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J* 1985; 28:63-69
6. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:270-276
7. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996; 76:500-509
8. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent.* 1991; 65:436-442.
9. Knoernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2000; 84:492-498.
10. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD-CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Investig.* 2011; 15:527-536.

-
11. Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD-CAM and slip-cast made zirconia copings. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2012; 6:42-48.
 12. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Spring;7(1):26-33.
 13. Assunção WG, Gomes EA, Rocha EP, Delben JA. Three-dimensional finite element analysis of vertical and angular misfit in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26:788-796.
 14. Birnbaum NS, Aaronson H, Stevens C, Cohen B. 3D Digital Scanners: A High-Tech Approach to More Accurate Dental Impressions. *Inside dentistry* 2009; 5. Available at http://www.dentalaegis.com/id/article.php?article=id_2682. Accessed - November, 21, 2016.
 15. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005; 63:22-32.
 16. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*. 2010; 38:553-559.
 17. Liu PR, Essig ME. A Panorama of Dental CAD-CAM Restorative Systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2008; 29:482, 484, 486-488.
 18. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006; 21:575-580.
 19. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD-CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont*. 2004; 17:577-580.
 20. Naert I, Van der Donck A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil* 2005; 32:51–57.

-
21. de França DG, Morais MH, das 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*. 2016. doi: 10.11607/jomi.5023. [Epub ahead of print]
 22. Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2014; 111:186-194. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.07.010. Epub 2013 Nov 8.
 23. van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*. 2012; 7:e43312. doi: 10.1371/journal.pone.0043312. Epub 2012 Aug 22.
 24. Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study [Article in English, German]. *Int J Comput Dent*. 2011;14:11-21.
 25. Leifert MF, Leifert MM, Efstratiadis SS, Cangialosi TJ. Comparasion of space analysis evaluations with digital models and plaster dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136:16.e1-16.e4.
 26. Mously HA, Finkkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD-CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent* 2014; 112:249-256. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.03.017. Epub 2014 Apr 29.
 27. Abduo J, Lyons K. Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. *J Prosthodont Res*. 2012; 56:102-109. doi: 10.1016/j.jpor.2011.09.001. Epub 2011 Nov 16.
 28. Pellizzer EP, de Mello CC, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, de Faria Almeida DA, Verri FR. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-

-
- elasticity method. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015 ;55:187-92. doi: 10.1016/j.msec.2015.05.024. Epub 2015 May 9.
29. Jarvis WC. Biomechanical advantages of wide-diameter implants. *Compend Contin Educ Dent*. 1997;18:687-692.
30. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral Implants Res*. 2006; 17:345-350.
31. Manzella C, Bignardi C, Burello V, Carossa S, Schierano G. Method to improve passive fit of frameworks on implant-supported prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2016; 116:52-58. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.01.006. Epub 2016 Mar 2.
32. Caetano CR, Mesquita MF, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Dos Santos MB. Overdenture retaining bar stress distribution: a finite-element analysis. *Acta Odontol Scand*. 2015; 73:274-279. doi: 10.3109/00016357.2014.923111. Epub 2015 Feb 2.
33. dos Santos MB, Bacchi A, Correr-Sobrinho L, Consani RL. The influence of clip material and cross sections of the bar framework associated with vertical misfit on stress distribution in implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont*. 2014; 27:26-32. doi: 10.11607/ijp.3627.
34. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci*. 2013; 55:239-244.
35. Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. *J Prosthodont*. 2010; 19:425-431. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00612.x. Epub 2010 Jun 8.

-
36. Urbaniak GC, and Plous S. Research Randomizer (Version 4.0). [Computer software].
Available at <http://www.randomizer.org/> [accessed November 21, 2016].
 37. Lekholm U, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence, 1985:199-209.
 38. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005; 93:227-234.
 39. Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997; 10:19-27.
 40. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88:442-448.
 41. Coelho PG, Bonfante EA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res* 2009; 88:382-386.
 42. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S, Felton DA. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent*. 1996; 76:633-640.
 43. Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*. 2002; 15:20-27.
 44. Sjogren AP, Lindgren JE, Huggare JA. Orthodontic study cast analysis- reproducibility of recordings and agreement between conventional and 3D virtual measurements. *J Digit Imaging* 2010; 23: 482-492.
 45. Bongaarts CA, van't Hof MA, Prahl-Andersen B, Kuijpers-Jagtman AM. Identification of cephalometric landmarks in unilateral cleft lip and palate patients: are there alternatives for point A, ANS, and PNS? *Cleft Palate Craniofac J* 2008; 45: 81-86.

-
46. Kahramanoğlu E, Kulak-Ozkan Y. Marginal and internal adaptation of different superstructure and abutment materials using two different implant systems for five-unit implant-supported fixed partial dentures: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28:1207-1216. doi: 10.11607/jomi.2744.
 47. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013; 144:471-478. doi: 10.1016/j.ajodo.2013.04.017.
 48. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD-CAM of crowns. *J Prosthet Dent* 1995; 74:223-229.
 49. Zaghloul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. *J Oral Implantol* 2013; 39: 417-424.
 50. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater* 2013; 29:945-53. doi: 10.1016/j.dental.2013.07.004. Epub 2013 Jul 25.
 51. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Journal of British Dentistry* 1971; 131:107–111.
 52. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:270-6.
 53. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1996; 75:314-325.

-
54. Tioosi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont*. 2008; 21:121-123.
55. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci*. 2008; 116:272-279. doi: 10.1111/j.1600-0722.2008.00527.x.
56. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2009; 101:239-247. doi: 10.1016/S0022-3913(09)60047-0.
57. Beuer F, Korczynski N, Rezac A, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Marginal and internal fit of zirconia based fixed dental prostheses fabricated with different concepts. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2010; 2:5-11. Print 2010.
58. Castillo-Oyagüe R, Lynch CD, Turrión AS, López-Lozano JF, Torres-Lagares D, Suárez-García MJ. Misfit and microleakage of implant-supported crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass-ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. *J Dent*. 2013; 41:90-96. doi: 10.1016/j.jdent.2012.09.014. Epub 2012 Sep 26.
59. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci*. 2010 Dec;52(4):531-9.
60. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ (2001) Reliability and strength of all-ceramic dental restorations made by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 4, 89-106.
61. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G (2001) LAVA - the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 4, 195-206.

-
62. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont*. 2002; 11:30-40.
63. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancopé K, Davi LR, Mendonça G, Cooper LF, Soares CJ. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD-CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent*. 2014; 112:1134-1140. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.04.028. Epub 2014 Jun 24.
64. Buzayan MM, Yunus NB. Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. *J Indian Prosthodont Soc*. 2014; 14:16-23. doi: 10.1007/s13191-013-0343-x. Epub 2013 Dec 28.
65. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent*. 2001; 10:85-92.
66. de Sousa SA, de Arruda Nobilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Rehabil* 2008; 35:123-127.
67. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010; 12 Suppl 1:e63-76. doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00167.x. Epub 2009 May 8.
68. Kim SY, Kim MJ, Han JS, Yeo IS, Lim YJ, Kwon HB. Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging. *Int J Prosthodont* 2013; 26: 161-163.
69. Galhano GÁ, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg*. 2012 Nov;23(6):e575-9. doi: 10.1097/SCS.0b013e31826b8043

Sistemas CAD-CAM versus técnica convencional na fabricação de próteses implantossuportadas: uma revisão sistemática e meta-análise

Capítulo 2



Este capítulo está apresentada em formato de artigo, e de acordo com as normas do periódico "The Journal of Prosthetic Dentistry" - Qualis Capes A1 - Fator de Impacto 1.515 – ANEXO D

3.1 Sistemas CAD-CAM versus técnica convencional na fabricação de próteses implantossuportadas: uma revisão sistemática e meta-análise

Declaração do problema: A desadaptacao marginal é um dos principais fatores que influenciam diretamente a longevidade de um tratamento reabilitador protético implantossuportado. **Objetivo:** O objetivo desta revisão sistemática e meta-análise foi comparar a desadaptacao marginal e interna de próteses e componentes protéticos implantossuportados confeccionados pela tecnologia dos sistemas CAD-CAM e pelo método convencional da fundição por cera perdida. **Materiais e Métodos:** Esta revisão foi confeccionada de acordo com os critérios PRISMA e registrada na plataforma PROSPERO sobre o número de registro CRD42017055685. Uma busca sistemática foi realizada por dois examinadores de maneira independente nas bases de dados PubMed/Medline, Embase, Scopus e Cochrane Library, com os seguintes unitermos e operadores booleanos: “*CAD-CAM and dental implant and marginal fit OR CAD-CAM and dental implant and internal fit OR CAD-CAM and dental implant and misfit OR CAD-CAM and dental implant and marginal discrepancy OR CAD-CAM and dental implant and internal discrepancy*”, objetivando encontrar estudos publicados até Janeiro de 2017. **Resultados:** As buscas identificaram 12 estudos elegíveis (*in vitro*) publicados entre 2011 e 2017. Apenas 2 estudos forneceram dados de desadaptação marginal interna e por isso este fator foi desconsiderado das análises. Ao todo, 13 diferentes sistemas CAD-CAM confeccionaram 246 amostras com diferentes materiais, como a zircônia ou ligas metálicas (NiCrMo, NiCr, AgPd e CoCr). O tipo de prótese variou entre unitárias, fixas ou de arco completo, cimentadas ou parafusadas. Na análise estatística geral a desadaptação marginal dos sistemas CAD-CAM foi inferior ao método convencional ($p < 0.03$), do mesmo modo como observado na análise específica para as próteses unitárias ($p < 0.00001$) e próteses parafusadas ($p < 0.01$). Já para as restaurações fixas ($p = 0.67$) ou cimentadas ($p = 0.48$), não foi observada diferença significativa entre as técnicas avaliadas. **Conclusões:** Os sistemas CAD-CAM foram mais favoráveis na precisão de adaptação de restaurações implantossuportadas unitárias e parafusadas, quando comparada ao método convencional da fundição por cera perdida. Entretanto, não foi observada diferença em próteses prótese parcial fixa e coroas cimentadas.

Palavras-chave: Prótese Dentária Implantossuportada; CAD-CAM; Adaptação Marginal Dental.

3.2 CAD-CAM systems versus conventional technique to fabricate implant-supported prostheses: a systematic review and meta-analysis

Statement of problem: Marginal misfit is one of the most important factors that directly influence the longevity of an implant-supported prosthetic rehabilitation treatment. **Purpose:** The aim of this systematic review and meta-analysis was to compare the marginal and internal misfit of implanto-supported prosthesis and components made by the CAD-CAM systems technology and by the conventional technique of lost wax casting. This review was recorded on the PROSPERO platform on registration number CRD42017055685. **Material and Methods:** A systematic search was performed by two independent examiners in the PubMed/Medline, Embase, Scopus and Cochrane Library databases, with the following key words and Boolean operators: "CAD-CAM and dental implant. The aim of the study was to find studies published up to January 2017. **Results:** The search identified 12 studies that were eligible to participate in the study, (*in vitro*) published between 2011 and 2017. Only 2 studies provide data of internal misfit and therefore this factor was disregarded from analyzes. A total of 13 different CAD-CAM systems made 246 samples with different materials such as zirconia or metallic alloys (NiCrMo, NiCr, AgPd and CoCr). The types of prosthesis diversify between single-unit, partial fixed denture or full-arch prosthesis, cemented or screwed. In the general statistical analysis, the marginal misfit of the CAD-CAM systems was lower than the conventional method ($p < 0.03$), similarly to the specific analysis for single-unit prostheses ($p < 0.00001$) and screw prostheses ($p < 0.01$). For partial fixed restorations ($p = 0.67$) or cemented prosthesis ($p = 0.48$), no significant difference was observed between the evaluated techniques. **Conclusions:** The CAD-CAM systems were more favorable in the accuracy of fit for single-unit and screwed implant-supported restorations when compared to the conventional technique of lost wax casting. However, no difference was observed in fixed partial dentures and cemented crowns.

Keywords: Dental Prosthesis, Implant-Supported; CAD-CAM; Dental Marginal Adaptations.

3.3 INTRODUÇÃO

As reabilitações protéticas implantossuportadas tem apresentado na literatura, um elevado índice de sucesso.^{1,2,3} Novas tecnologias contribuíram na realização de tratamentos a serem realizados na superfície dos implantes osseointegráveis que otimizaram de maneira significativa seu comportamento biomecânico.^{4,5,6} Concomitantemente, a inserção de materiais e meios de produção inovadores na prótese dentária, contribuíram para a confecção de restaurações, infraestruturas e componentes protéticos implantossuportados cada vez mais estéticos, estáveis, homogêneos, resistentes e precisos.^{7,8}

Apesar de se terem inúmeros resultados promissores com a utilização de infraestruturas metálicas e restaurações metalocerâmicas,⁹⁻¹² desde o surgimento dos sistemas CAD-CAM até os dias atuais, a odontologia tem sido favorecida pelos benefícios da era digital, incluindo uma maior praticidade e facilidade na execução dos passos clínicos, menor tempo na execução de um tratamento reabilitador, e principalmente uma maior precisão na estrutura que está sendo produzida.^{3,13}

A precisão de adaptação entre implante e pilar ou entre implante e infraestrutura é um dos principais fatores, que juntamente ao tipo do material de confecção, técnica empregada e a tecnologia utilizada apresentam influência direta na longevidade das próteses implantossuportadas.¹⁴⁻¹⁶ Uma perfeita adaptação entre prótese e implante, bem como um assentamento passivo da infraestrutura é capaz de manter um equilíbrio mecânico e biológico^{17,18} que otimizam a distribuição de tensões nos pilares, parafuso protético e tecido ósseo, sustentando a longo prazo a saúde e a funcionalidade dos tecidos e estruturas circunvizinhas.^{9,19,20}

No entanto, desadaptações protéticas permitem a colonização bacteriana e o surgimento de reações inflamatórias nos tecidos mole periimplantares, além de

complicações biológicas nos tecidos adjacentes.^{19,21-23} Ainda, podem ocasionar o afrouxamento de parafusos e a decimentação ou fratura de componentes, infraestruturas e coroas protéticas.^{24,25}

A literatura tem demonstrado que os sistemas CAD-CAM estão cada vez mais ágeis e capacitados em produzir estruturas com desadaptações mínimas,^{20,26,27} e devido ao bom comportamento biomecânico no meio oral tem aumentado gradativamente o seu uso nas reabilitações implantossuportadas, superando muitas vezes os resultados encontrados por técnicas convencionalmente utilizadas, como a técnica da fundição por cera perdida.²⁷⁻³⁰ Neste caso as duas técnicas apresentam como principal diferença a digitalização completa da produção protética quando se utilizam os sistemas CAD-CAM, que elimina as interferências humanas e aumenta a previsibilidade da técnica, enquanto que o sucesso no uso do método convencional é diretamente relacionado à correta execução dos passos laboratoriais e da destreza manual do técnico que o executa.³¹⁻³³

Estudos clínicos que comparem as duas técnicas de confecção são escassos na literatura, que ainda se encontra controversa com relação à superioridade dos sistemas CAD-CAM sob os métodos convencionais. Enquanto alguns estudos *in vitro* compararam as duas técnicas e observaram que o método convencional foi mais favorável do que os sistemas CAD-CAM,^{9,34} outros observaram uma semelhança estatística entre as técnicas, na análise de desadaptação de estruturas implantossuportadas.³⁵

Por este motivo, o objetivo desta revisão sistemática é avaliar a desadaptação marginal e interna de pilares e estruturas protéticas implantossuportadas confeccionados através da tecnologia dos sistemas CAD-CAM e do método convencional da fundição por cera perdida. A hipótese nula formulada para este

estudo foi: estruturas confeccionadas pela tecnologia dos sistemas CAD-CAM e pela técnica da fundição por cera perdida não apresentam diferença nos valores de desadaptação marginal e interna.

3.4 MATERIAIS E MÉTODOS

3.4.1 Protocolo de Registro

Esta revisão sistemática com meta-análise foi descrita de acordo com os critérios PRISMA (*Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses*) descritos por Moher et al.³⁶ e de acordo com outros modelos propostos na literatura.^{37,38} Os métodos desta revisão sistemática foram registrados na plataforma de registro PROSPERO (CRD42017055685).

3.4.2 Critério de seleção dos estudos

A População, Intervenção, Comparação e Resultados (*PICO Question*) que direcionaram o desenvolvimento desta revisão sistemática com meta-análise, estão definidos na tabela 1, no intuito de responder a seguinte pergunta: “Os sistemas CAD-CAM para a confecção de próteses e componentes protéticos implantossuportados são mais precisos com relação a desadaptação marginal, do que o método convencional da fundição por cera perdida?”

Tabela 1: Pergunta PICO

PICO	Descrição
População	próteses e componentes protéticos implantossuportados
Intervenção	confeccionados através da tecnologia dos sistemas CAD-CAM (escaneamento + fresagem)
Comparação	confeccionados pelo método convencional da fundição por cera perdida
Desfechos	Desadaptação marginal (μm)

3.4.3 Critérios de Inclusão e Exclusão

Os critérios de inclusão foram os seguintes: (1) estudos clínicos controlados e randomizados, (2) estudos prospectivos, (3) estudos *in vitro*, (4) estudos publicados na língua inglesa e (5) estudos que confeccionaram próteses ou componentes protéticos

implantossuportados através da técnica da fundição por cera perdida, estabelecidos como grupo controle.

Os critérios de exclusão foram: (1) estudos duplicados, (2) retrospectivos, (3) série de casos, (4) revisões sistemáticas, (5) estudos que apresentavam apenas grupos confeccionados nos sistemas CAD-CAM ou apenas grupos confeccionados pela técnica da cera perdida, sem os dois grupos comparativos.

3.4.4 Estratégia de busca e Bases de dados

A busca e seleção dos artigos foi realizada de maneira independente por dois examinadores (C.C.M. and C.A.A.L.) em busca de estudos que compararam as adaptações marginal e interna de próteses ou componentes protéticos implantossuportados confeccionados através da tecnologia dos sistemas CAD-CAM (escaneamento e fresagem), com próteses ou componentes protéticos confeccionados pelo método convencional da fundição por cera perdida.

As bases de dados selecionadas para a realização das buscas foram: PubMed/Medline, Embase, Scopus e Cochrane. Os seguintes unitermos e operadores booleanos foram utilizados: *CAD-CAM and dental implant and marginal fit OR CAD-CAM and dental implant and internal fit OR CAD-CAM and dental implant and misfit OR CAD-CAM and dental implant and marginal discrepancy OR CAD-CAM and dental implant and internal discrepancy*; objetivando encontrar artigos publicados até janeiro de 2017. Os estudos foram analisados de acordo com seus títulos e resumos. As discordâncias entre os dois primeiros revisores foram brevemente solucionadas em reunião de consenso, e um terceiro (E.P.P.) foi identificado caso houvesse necessidade de uma análise criteriosa em busca de um consenso entre os principais examinadores.

Análise complementar foi realizada manualmente nos principais periódicos específicos da área, que incluem: *International Journal of Prosthodontics*, *Journal of Prosthetic Dentistry*, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *Clinical Oral Implants Research*, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *Journal of Clinical Periodontology*, *Journal of Dental Research*, *Journal of Oral Implantology*, *Journal of Oral Rehabilitation*, *Journal of Periodontology*, and *Periodontology 2000*, *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, *European Journal of Esthetic Dentistry*, and *Journal of Prosthodontics*.

Após seleção inicial dos artigos nas bases de dados previamente identificadas fundamentados em seus títulos e resumos, foram realizadas as leituras do texto completo e novamente a aplicação dos critérios de inclusão e exclusão.

3.4.5 Síntese de dados

A extração de dados foi realizada para análise qualitativa e comparativa dos estudos selecionados. O número total de amostras e a desadaptação marginal (μm) de cada um dos grupos foram utilizados para análise quantitativa e realização da meta-análise. O tipo de sistema CAD-CAM utilizado para escaneamento e/ou fresagem, o material de confecção das amostras de cada grupo, bem como o número de implantes suporte, o sistema de retenção, o tipo de conexão do implante suporte e o tipo de prótese confeccionada, foram dados utilizados na análise qualitativa. Todos os dados extraídos estão na tabela 2.

TABELA:

Tabela 2: Características dos estudos incluídos (n=12)

Study	Sample Size (n)	System	Material	Nº Implant/ Retention system	Connection/ Prosthesis type	Marginal Gap ± Standard Deviation (µm)	
						CAD-CAM	Control
Karatasli et al.	10	Lava™ and DCS	CAD-CAM: Zirconium - LAVA/ DCS; Control: metal alloy (62% Ni, 25% Cr, 9.5% Mo, 3.5% Si)	1/C	I.C./Si	LAVA: 24.6 (14.0); DCS: 110.1 (36.5)	120.1 (33.1)
Prasad & Al-Kheraif	10	Everest Scan Pro 4102 (KaVo)	CAD-CAM: ZS blank (16), ZH blank (12), G blank (10), T blank (12); Control: NiCr alloy (I-Bond 02, Interdent)	1/C	I.C./Si	ZS blank: 58.60 (4.40); ZH blank: 67.71 (5.36); G blank: 54.75 (9.39); T blank: 18.32 (3.42)	91.50 (14.72)
Zaghloul & Younis	10	Cerec 3 (Sirona Dental Systems Gmbh)	CAD-CAM: Y-TZP (Vita yz); Control: NiCr alloy (Protechno N, Protechno)	2/C	I.C./FPD	84.58 (3.767)	42.27 (3.766)
Abdel-Azim et al.	6	iTero (Cadent)	CAD-CAM: Co-Cr alloy (coron, Straumann); Control: AgPd alloy (Calisto Implant 60, Ivoclar Vivadent)	2,4/S	I.C./S, Fu	S: 61.43 Fu: 63.14	S: 24.10 Fu: 135.19
Fernández et al.	3	Core3dcentres (Core3d Protech SL)	CoCr	1/S	E.C./Si	0.73	9.09
Katsoulis et al.	5	Tactile-scanned (Nobel-Procera™ Forte Scanner; Nobel Biocare)	CAD-CAM: ZrO monoblock; Control: CoCrW alloy (60.5% Co, 28% Cr, 9% W; Remanium Star CoCrW, Dentaaurum)	6/S	I.C./Fu	Median: 18	Median: 236
Araújo et al.	4	Neoshape (Neodent)	CAD-CAM: Zircad and CoCrcad (Neoshape, Neodent); Control: CoCr alloy (Nobilium “PM”; Nobilium American Gold Inc.)	3/S	E.C./FPD	Zircad: 103.81 (43.15); CoCrcad: 48.76 (13.45)	187.55 (103.63)
Bayramoglu et al.	10	Cerec Bluecam + Cerec MC XL (Sirona Dental Systems Gmbh)	CAD-CAM: IPS ZirCAD; Ivoclar Vivadent; Control: NiCr alloy	2/C	I.C./FPD	Zir: 109.3 (46.4)	89.6 (23.4)
de França et al. 2015	4	3Shape D-700 + 3Shape Dental System 2012 (3Shape A/S)	ZirCAD: Zircônia Neoshape; Neodent; CoCrCAD: Co-Cr Neoshape; Neodent; Control: CoCrUCcl (castable abutments) – CoCr alloy (Nobil Star Ultra; Nobilium	3/S	E.C./FPD	ZirCAD: 5.9 (3.6); CoCrCAD: 1.2 (2.2)	CoCrUCcl 12.9(11.0)
de França et al. 2016	4	3Shape D-700 + 3Shape Dental System 2012 (3Shape A/S)	CADZir: Zirconia, Neoshape, Neodent; CADCocr: Cobalt-Chromium, Neoshape, Neodent;	3/S	E.C./FPD	CADZirc: 5.9 (3.6); CADCocr: 1.2 (2.2)	11.8 (9.8)

			CASTCocr: Talladium Microfine, Talladium				
Nejatidanesh et al.	10	3D Bluecam (Sirona Dental Systems GmbH); Optical laser; Cercon eye + Cercon Brain, Degudent	CAD-CAM: Zirconium – e.Max CAD: IPS e.max CAD LT (Ivoclar Vivadent); Cercon: Cercon Base + Cercon Ceram (Degudent)	1/C	I.C./Si	e.MaxCAD: 32.02 (10.38) Cercon: 34.26 (11.41)	59.19 (17.81)
Presotto et al.	10	Ceramill Map 300 scanner + Ceramill Motion 2 (Amann Girrbach)	CAD-CAM: CoCr block (AmannGirrbach) Control: CoCr alloy (Starloy C; DeguDent Dentsply Intl)	2/S	E.C./FPD	41.6 (18.7)	41.6 (28.2)

NR: not related; S: screwed; C: cemented; Si: single implant-supported crown; FPD: fixed partial denture crowns; Fu: full arch prosthesis; I.C.: Internal connection; E.C.: external connection

3.4.6 *Análise Estatística*

Com o intuito de avaliar o método de confecção das próteses e componentes implantossuportados, foi realizada uma análise quantitativa comparando-se os valores de desadaptação marginal (μm) dos sistemas CAD-CAM com o grupo controle (método convencional), além de uma análise individual das restaurações unitárias, próteses fixas, próteses cimentadas e próteses parafusadas; através de um desfecho contínuo de efeito randomizado, e comparação das diferenças de médias (MD) com intervalo de confiança (IC) de 95%. Para a realização da análise estatística o software utilizado foi: *Reviewer Manager 5.3 software* (The Nordic Cochrane Centre, Copenhagen, Denmark); valores de $p < 0.05\%$ foram considerados significativos.

3.4.7 *Análises adicionais*

Para mensurar a concordância entre os examinadores durante as etapas de seleção dos artigos, um teste estatístico inter-examinador foi realizado, determinando o coeficiente *kappa*. Valores entre 0.81-1.00 são considerados como uma concordância quase perfeita.³⁹ Qualquer discordância entre os examinadores foi resolvida por meio de uma discussão, até se alcançar um consenso entre os mesmos.

3.5 RESULTADOS

3.5.1 Resultados gerais

Os detalhes da estratégia de busca estão ilustrados na figura 1. As pesquisas nas bases de dados selecionadas reuniram um total de 160 artigos (PubMed/Medline – 79, Embase – 31, Scopus – 49 e Cochrane -1). Após a remoção dos duplicados, restaram-se 109 estudos, dos quais 64 foram excluídos e 45 foram selecionados para a leitura detalhada do texto completo e aplicação dos critérios de inclusão e exclusão. Em seguida, foram selecionados para a extração de dados e análises qualitativas e quantitativas, um total de 12 estudos^{3,9,20,26,27,28,34,35,40,41,42,43} publicados entre 2011 e 2016. No entanto, a ausência de estudos clínicos que avaliem a desadaptação protética e principalmente a ausência de estudos que comparem as duas técnicas de confecção selecionadas para as próteses implantossuportadas, fizeram com que os estudos selecionados fossem todos estudos *in vitro*. Os 33 artigos excluídos e os motivos da exclusão, estão disponíveis na tabela 3.

Figura 1: Fluxograma da pesquisa bibliográfica e resultados.

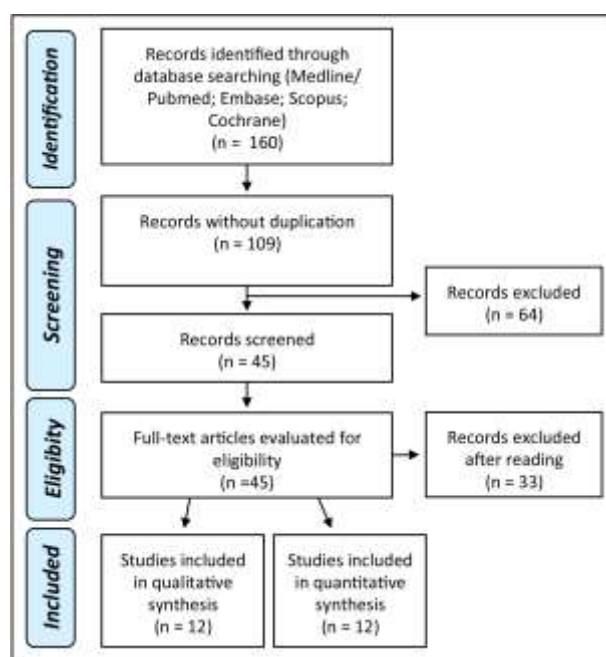


Tabela 3: Razões para a exclusão de 33 artigos.

Razão	Referência
Ausência do grupo controle	<i>Lang et al.</i> , ⁴⁴ <i>Vigolo et al.</i> , ⁴⁵ <i>Sannino et al.</i> , ⁴⁶ <i>Baldassari et al.</i> , ⁴⁷ <i>Cunha et al.</i> , ⁴⁸ <i>Karl et al.</i> , ⁴⁹ <i>Papaspnyridakos et al.</i> , ⁵⁰ <i>Sumi et al.</i> , ⁵¹ <i>Al-Abdullah et al.</i> , ⁵² <i>Hamilton et al.</i> , ⁵³ <i>Katsoulis et al.</i> , ⁵⁴ <i>Martinez-Rus et al.</i> , ⁵⁵ <i>Park et al.</i> , ⁵⁶ <i>Pozzi et al.</i> , ⁵⁷ <i>Stimmelmayer et al.</i> , ⁵⁸ <i>Aktas et al.</i> , ⁵⁹ <i>Buchi et al.</i> , ⁶⁰ <i>Giganet et al.</i> , ⁶¹ <i>Katsoulis et al.</i> , ⁶² <i>Katsoulis et al.</i> , ⁶³ <i>Ueda et al.</i> , ⁶⁴
Análise da liberdade de rotação em min.	<i>Vigolo et al.</i> ⁶⁵
Relato de caso ou Série de casos	<i>Oyama et al.</i> , ⁶⁶ <i>Tahmaseb et al.</i> ⁶⁷
Análise volumétrica em mm ³	<i>Almasri et al.</i> , ⁶⁸ <i>Drago et al.</i> , ⁶⁹
Artigo em Chinês	<i>MA qing-fang et al.</i> , ⁷⁰ <i>Cuiling et al.</i> , ⁷¹
Coroas dentossuportadas	<i>Han et al.</i> , ⁷² <i>Biscaro et al.</i> , ⁷³ <i>Alghazzawi et al.</i> , ⁷⁴ <i>Zarauz et al.</i> , ⁷⁵
Dados inviáveis para análise	<i>Paniz et al.</i> ⁷⁶

O teste inter-examinador calculado para obter os valores *kappa* de concordância entre os examinadores que realizaram as buscas e seleção dos artigos a partir dos seus títulos e resumos, obtiveram os seguintes resultados: PubMed/Medline (*kappa* = 0.87), Embase (*kappa* = 0.90), Scopus (*kappa* = 0.90) e Cochrane Library (*kappa* = 1), apresentando elevado índice de concordância nas etapas de buscas (*Almost Perfect*).⁷⁷

3.5.2 Dados demográficos

3.5.2.1 Análise Qualitativa

Os 12 estudos selecionados reuniram um total de 246 amostras, confeccionadas com 13 diferentes sistemas CAD-CAM, que incluíram sistemas ópticos (Lava, Everest, Cerec, iTero), mecânicos (Nobel Procera TM Forte), intraorais (Cerec Bluecam) e extraorais (neoshape, Ceramill Map 300). Vinte e um diferentes grupos foram obtidos através da tecnologia dos sistemas CAD-CAM, dos quais 13 foram fresados em zircônia e 8 fresados em ligas metálicas como NiCrMo, NiCr, AgPd e CoCr.

Com relação ao número de implantes utilizados em cada estudo e o sistema de retenção da prótese ou do componente protético confeccionado, observou-se que o número de implantes por estudo e por matriz, variou entre 1 e 6, sendo 1 para suportar um componente protético unitário e 6 para suportar uma prótese de arco completo. Quanto ao sistema de retenção, a maioria dos autores preferiram confeccionar e analisar próteses parafusadas (7 estudos), enquanto 5 estudos confeccionaram e avaliaram a desadaptação marginal de próteses implantossuportadas cimentadas. Outro fator que pode ser observado entre os estudos, foi a preferência dos autores em utilizar implantes ou análogos de conexão interna (7 estudos).

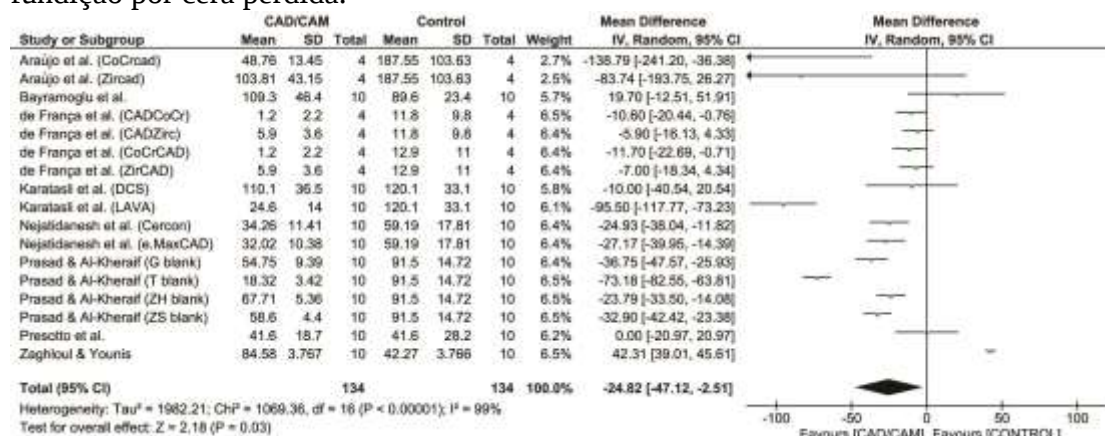
Dos 12 estudos elegíveis para a coleta de dados desta revisão sistemática, observou-se também que apenas dois autores^{9,27} avaliaram a desadaptação interna das estruturas confeccionadas, e a inviabilidade dos dados fornecidos pelos autores com relação à uma análise estatística, nos levou a não considerar nesta revisão sistemática os valores de desadaptação interna das estruturas implantossuportadas.

3.5.2.2 Análise Quantitativa

3.5.2.2.1 Análise geral da desadaptação marginal

Nove estudos avaliaram através da diferença de médias a influência dos valores de desadaptação marginal, comparando diretamente os sistemas CAD-CAM com o grupo controle (técnica da fundição por cera perdida), sendo observado diferença estatisticamente favorável para o grupo dos sistemas CAD-CAM ($P < 0.03$; MD: -24.82; IC 95%: -47.12– -2.51) em comparação aos grupos que foram fundidos (Figura 1).

Figura 2: Gráfico “Forest plot” da análise geral realizada com os valores de desadaptação marginal dos sistemas CAD-CAM versus método convencional da fundição por cera perdida.



3.5.2.2.2 Análise quanto ao tipo de prótese

Em uma análise específica para cada tipo de prótese confeccionada entre os estudos, três avaliaram a influência dos valores de desadaptação marginal para as próteses unitárias, na qual também foi observada diferença significativa favorável para o grupo dos sistemas CAD-CAM em comparação ao grupo controle ($P < 0.00001$; MD: -40.66; IC 95%: -57.06– -24.26) (Figura 2). As próteses parciais fixas implantossuportadas (FPD) foram avaliadas por seis estudos, e não foi observada diferença significativa na comparação entre os sistemas CAD-CAM e o método convencional ($P = 0.67$; MD: -5.31; IC 95%: -29.67–19.05) (Figura 3).

Figura 3: Gráfico “Forest plot” da análise realizada com os valores de desadaptação marginal de restaurações implantossuportadas unitárias. Sistemas CAD-CAM versus técnica convencional da fundição por cera perdida.

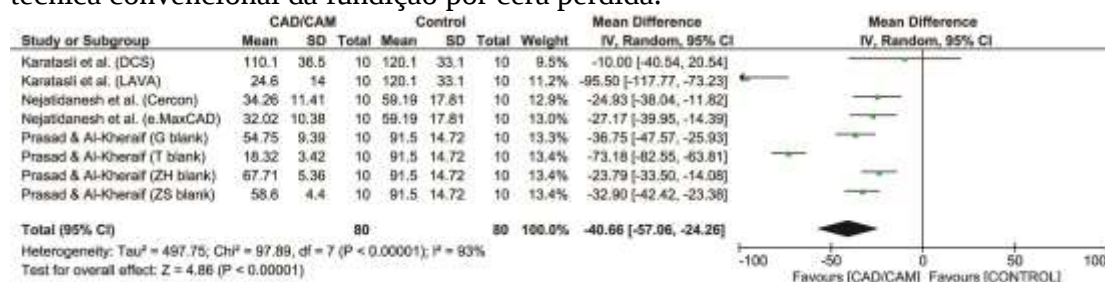
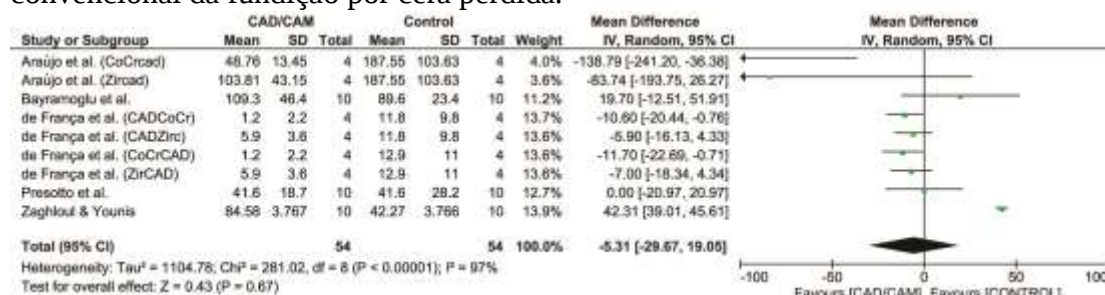


Figura 4: Gráfico “Forest plot” da análise realizada com os valores de desadaptação marginal de próteses fixas implantossuportadas. Sistemas CAD-CAM versus método convencional da fundição por cera perdida.



3.5.2.2.3 Análise quanto ao tipo de retenção da prótese

Diferentes sistemas de retenção (cimentada e/ou parafusada) foram utilizados e avaliados pelos estudos elegíveis. Na análise estatística específica para as próteses cimentadas, não foi verificada influência do método de confecção na desadaptação marginal, uma vez que não houve diferença significativa dos sistemas CAD-CAM em relação ao método convencional ($P=0.48$; MD: -15.91; IC 95%: -58.80–27.98) (Figura 4); entretanto, para as próteses parafusadas foi observado diferença favorável nos valores de desadaptação marginal dos sistemas CAD-CAM em relação ao grupo controle ($P<0.01$; MD: -8.94; IC 95%: -16.10–1.78) (Figura 5).

Figura 5: Gráfico “Forest plot” da análise realizada com os valores de desadaptação marginal de restaurações implantossuportadas cimentadas. Sistemas CAD-CAM versus método convencional da fundição por cera perdida.

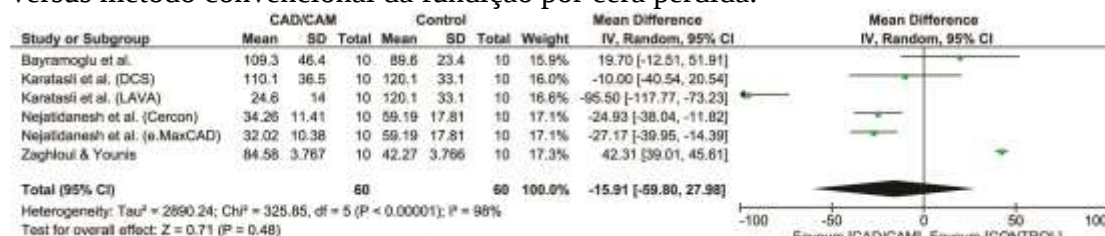
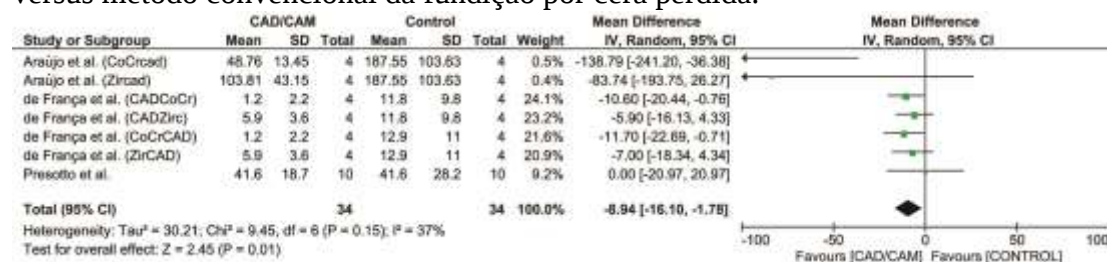


Figura 6: Gráfico “*Forest plot*” da análise realizada com os valores de desadaptação marginal de restaurações implantossuportadas parafusadas. Sistemas CAD-CAM versus método convencional da fundição por cera perdida.



3.6 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi verificar se a literatura apresenta evidências científicas capazes de demonstrar a superioridade dos sistemas CAD-CAM sob os métodos convencionais, para a confecção de próteses e componentes implantossuportados. A partir dos estudo selecionados, e por meio das análises estatísticas, pode ser observado que a primeira hipótese nula formulada neste estudo foi rejeitada, uma vez que os sistemas CAD-CAM foram mais precisos e apresentaram valores de desadaptação marginal estatisticamente menores do que as restaurações confeccionadas pelo método convencional.

Este primeiro achado corrobora com a literatura que tem verificado resultados extremamente positivos dos sistemas CAD-CAM, não só para a produção de próteses implantossuportadas,^{26,27} mas também na confecção das restaurações e infraestruturas dento suportadas,⁷⁸⁻⁸⁰ confecção de guias cirúrgicos, planejamento ortodôntico,^{81,82} e até mesmo próteses totais⁸³ e próteses parciais removíveis.⁸⁴

Na análise individualizada para as restaurações unitárias, observamos também uma superioridade na precisão dos sistemas CAD-CAM, quando comparado ao método convencional, enquanto que para as próteses parciais fixas a técnica utilizada não influenciou nos valores de desadaptação, que foram semelhantes entre si. Sabendo-se que os sistemas CAD-CAM contam com uma tecnologia de produção completamente digitalizada, as interferências humanas são eliminadas e podem aumentar a precisão de adaptação entre as estruturas confeccionadas. Além disso, os *softwares* utilizados para o planejamento por meio dos sistemas CAD-CAM apresentam uma biblioteca de geometrias fornecidas pelo próprio fabricante de cada implante, contendo o desenho de cada conexão, que pode contribuir por uma maior precisão na confecção dos componentes protéticos que estarão em contato direto com

a plataforma do implante. A utilização de um método convencional está predisposta à um número maior de interferências, correlacionadas principalmente com a destreza manual e qualificação do profissional que está o executando.

Entretanto, para as próteses parciais fixas implantossuportadas com mais de 1 elemento, a situação torna-se um pouco diferente. Os resultados encontrados podem estar relacionados ao fato de que, enquanto a precisão da técnica da fundição dependerá das mesmas variáveis apresentadas para as restaurações unitárias, a fresagem de próteses com mais de 1 elemento estão sujeitas a um maior número de interferências, uma vez que são fresadas em monobloco, reduzindo desta forma de maneira significativa a possibilidade de se alcançar e reproduzir de maneira precisa as regiões com maiores riquezas de detalhe, como é a plataforma e o *design* da conexão de um implante.

Com relação ao sistema de retenção, observamos uma tendência um pouco maior dentre os estudos elegíveis, em se confeccionar próteses sobre implante parafusadas ao invés de cimentadas. Na análise estatística os resultados demonstraram que para as próteses cimentadas, o método de confecção não interferiu na desadaptação das infraestruturas, porém para as próteses parafusadas os sistemas CAD-CAM apresentaram um comportamento mais favorável do que o método convencional. Neste caso, a escolha pelo tipo de retenção mais indicado para cada reabilitação, será na maioria das vezes guiado pela preferência e experiência do profissional diante da condição clínica do paciente que está sendo submetido à instalação de um implante.^{18,85-87} A literatura tem observado que próteses cimentadas podem estar mais sujeitas à ocorrência de complicações biológicas, enquanto que as próteses parafusadas apresentam uma tendência maior em originar falhas ou problemas técnicos. Entretanto, sabendo-se da maior reversibilidade das próteses

parafusadas, os problemas técnicos ou até mesmo biológicos que podem ocorrer serão mais facilmente solucionados, do que diante de uma prótese implantossuportada cimentada.⁸⁸

Cabe ressaltar que não menos importante do que a desadaptação marginal, a desadaptação interna também foi um objetivo inicial de avaliação nesta revisão sistemática, no entanto apenas dois estudos dentre os elegíveis^{9,27} apresentaram dados com relação a desadaptação interna, e como estes estudos avaliaram de maneiras diferentes, os resultados não puderam ser agrupados e comparados, impossibilitando análise mais detalhada e confiável deste quesito na comparação dos sistemas CAD-CAM com o método convencional. Entretanto cabe ressaltar que a adaptação interna das peças pode estar diretamente relacionada à ponta fresadora utilizada por cada sistema de fresagem, e que quanto menor o diâmetro da ponta, melhor será a reprodução de detalhes internos das restaurações implantossuportadas^{24,27,89} e melhor a adaptação das mesmas.

Como limitações deste estudo, podemos citar principalmente o fato de que toda a fundamentação científica deste estudo foi realizada apenas com base em estudos *in vitro*, devido a dificuldade de se realizar estudos clínicos avaliando a desadaptação marginal e interna de estruturas implantossuportadas, independente do método de confecção empregado, e consequentemente a inexistência destes na literatura. Além disso, por contarmos apenas com estudos *in vitro* não foi possível a realização de uma análise da qualidade dos estudos elegíveis. Pesquisas adicionais são estimuladas no intuito de reunir um maior conteúdo a ser avaliado criteriosamente e determinar conclusões mais precisas.

3.7 CONCLUSÃO

Os sistemas CAD-CAM foram mais precisos na confecção de restaurações implantossuportadas unitárias e parafusadas, quando comparados ao método convencional da fundição por cera perdida. Entretanto, não foi observada diferença significativa entre as técnicas avaliadas, na confecção de próteses parciais fixas e coroas cimentadas implantossuportadas.

3.8 REFERÊNCIAS

1. Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: A 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21:772–777.
2. den Hartog L, Slater JJ, Vissink A, Meijer HJ, Raghoobar GM. Treatment outcome of immediate, early and conventional single-tooth implants in the aesthetic zone: A systematic review to survival, bone level, soft-tissue, aesthetics and patient satisfaction. *J Clin Periodontol* 2008; 35:1073–1086.
3. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Lin W, Morton D. The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29:1281-8. doi: 10.11607/jomi.3577. Epub 2014 Sep 26.
4. Yeo IS. Reality of dental implant surface modification: a short literature review. *Open Biomed Eng J* 2014;31; 8:114-9. doi: 10.2174/1874120701408010114. eCollection 2014.
5. Anitua E, Piñas L, Murias A, Prado R, Tejero R. Effects of calcium ions on titanium surfaces for bone regeneration. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2015 1;130:173-81. doi: 10.1016/j.colsurfb.2015.04.006. Epub 2015 Apr 8.
6. Annunziata M, Guida L. The Effect of Titanium Surface Modifications on Dental Implant Osseointegration. *Front Oral Biol* 2015; 17:62-77. doi: 10.1159/000381694. Epub 2015 Jul 20.
7. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 2010; 38:553-9. doi: 10.1016/j.jdent.2010.03.015. Epub 2010 Apr 8.

-
8. Liu PR, Essig ME. A Panorama of Dental CAD-CAM Restorative Systems. *Compend Contin Educ Dent* 2008; 29:482, 484, 486-488.
 9. Bayramoğlu E, Özkan YK, Yildiz C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2015; 114:52-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.01.002. Epub 2015 Apr 7.
 10. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2012; 20:235-40.
 11. Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent* 1992; 67:435-40.
 12. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 29-37.
 13. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63(suppl 2):22–32.
 14. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD-CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005; 32:441–447.
 15. Naert I, Van der Donck A, Beckers L. Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil* 2005; 32:51–57.
 16. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 237–244.

-
17. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:506-15.
 18. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:719-28.
 19. Buzayan MM, Yunus NB. Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. *J Indian Prosthodont Soc* 2014; 14:16-23. doi: 10.1007/s13191-013-0343-x. Epub 2013 Dec 28.
 20. de França DG, Morais MH, das Neves FD, Barbosa GA. Influence of CAD-CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2015; 113:22-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.07.010. Epub 2014 Sep 30.
 21. Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008; 10:218-25.
 22. Kahramanoglu E, Kulak-Ozkan Y. Marginal and internal adaptation of different superstructure and abutment materials using two different implant systems for five-unit implant-supported fixed dental prosthesis: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:1207-16.
 23. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthodont* 2002; 11:30-40.

-
24. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed dental prosthesis, generated with three different CAD-CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005; 113:174-9.
 25. Karl M, Graef F, Wichmann M, Beck N. Microfractures in metal-ceramic and all-ceramic implant-supported fixed dental prostheses caused by superstructure fixation. *Dent Mater J* 2012; 31:338-45.
 26. de França DG, Morais MH, das 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* 2016 5. doi: 10.11607/jomi.5023. [Epub ahead of print]
 27. Nejatidanesh F, Shakibamehr AH, Savabi O. Comparison of Marginal and Internal Adaptation of CAD-CAM and Conventional Cement Retained Implant-Supported Single Crowns. *Implant Dent* 2016; 25:103-8. doi: 10.1097/ID.0000000000000346.
 28. Prasad R, Al-Kheraif AA. Three-dimensional accuracy of CAD-CAM titanium and ceramic superstructures for implant abutments using spiral scan microtomography. *Int J Prosthodont* 2013; 26:451-7. doi: 10.11607/ijp.3302.
 29. Fernández M, Delgado L, Molmeneu M, García D, Rodríguez D. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 2014; 111:116-23. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.006. Epub 2013 Oct 28.
 30. de Araújo GM, de França DG, Silva Neto JP, Barbosa GA. Passivity of conventional and CAD-CAM fabricated implant frameworks. *Braz Dent J* 2015; 26:277-83. doi: 10.1590/0103-6440201300145.

-
31. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent* 2000; 84:602–607.
 32. Alfadda SA. Vertical marginal gap evaluation of conventional cast and computer numeric controlled-milled titanium full-arch implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont* 2014; 27:517-22. doi: 10.11607/ijp.4134.
 33. 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; 24:207-20.
 34. Zaghloul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. *J Oral Implantol* 2013; 39:417-24. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00103.
 35. Presotto AG, Bhering CL, Mesquita MF, Barão VA. Marginal fit and photoelastic stress analysis of CAD-CAM and overcast 3-unit implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent* 2016. pii: S0022-3913(16)30279-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.06.011. [Epub ahead of print]
 36. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG; PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *Int J Surg* 2010; 8:336-41. doi: 10.1016/j.ijsu.2010.02.007. Epub 2010 Feb 18.
 37. Lemos CA, Mello CC, dos Santos DM, Verri FR, Goiato MC, Pellizzer EP. Effects of platelet-rich plasma in association with bone grafts in maxillary sinus augmentation: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2016a; 45:517-25. doi: 10.1016/j.ijom.2015.07.012. Epub 2016 Jan 6.
 38. Lemos CA, Verri FR, Batista VE, Júnior JF, Mello CC, Pellizzer EP. Complete overdentures retained by mini implants: A systematic review. *J Dent* 2016b;

-
22. pii: S0300-5712(16)30241-X. doi: 10.1016/j.jdent.2016.11.009. [Epub ahead of print]
39. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977; 33:159-74.
40. Karataşlı O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J*. 2011;30(1):97-102. Epub 2011 Jan 26.
41. Fernández M, Delgado L, Molmeneu M, García D, Rodríguez D. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. *J Prosthet Dent*. 2014 Feb;111(2):116-23. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.006. Epub 2013 Oct 28.
42. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Feb;25(2):165-74. doi: 10.1111/clr.12039. Epub 2012 Oct 2.
43. de Araújo GM, de França DG, Silva Neto JP, Barbosa GA. Passivity of conventional and CAD/CAM fabricated implant frameworks. *Braz Dent J*. 2015 May-Jun;26(3):277-83. doi: 10.1590/0103-6440201300145.
44. Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18:652-8.
45. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 575-80.

-
46. Sannino G, Gloria F, Schiavetti R, Ottria L, Barlattani A. Dental Wings CAD-CAM system precision: an internal and marginal fit sperimental analisys. *Oral Implantol (Rome)* 2009; 2:11-20. Epub 2010 Apr 20.
 47. Baldassarri M, Hjerppe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27:537-43.
 48. de Moraes Alves da Cunha T, de Araújo RP, da Rocha PV, Amoedo RM. Comparison of fit accuracy between Procera® custom abutments and three implant systems. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012; 14:890-5. doi: 10.1111/j.1708-8208.2010.00323.x. Epub 2010 Dec 22.
 49. Karl M, Graef F, Wichmann M, Krafft T. Passivity of fit of CAD-CAM and copy-milled frameworks, veneered frameworks, and anatomically contoured, zirconia ceramic, implant-supported fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 2012; 107:232-8. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60067-5.
 50. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23:676-81. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02219.x. Epub 2011 Jun 2.
 51. Sumi T, Braian M, Shimada A, Shibata N, Takeshita K, Vandeweghe S, Coelho PG, Wennerberg A, Jimbo R. Characteristics of implant-CAD-CAM abutment connections of two different internal connection systems. *J Oral Rehabil* 2012; 39:391-8. doi: 10.1111/j.1365-2842.2011.02273.x. Epub 2011 Dec 19.
 52. Al-Abdullah K, Zandparsa R, Finkelman M, Hirayama H. An in vitro comparison of the accuracy of implant impressions with coded healing abutments and

different implant angulations. *J Prosthet Dent* 2013; 110:90-100. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60346-7.

53. Hamilton A, Judge RB, Palamara JE, Evans C. Evaluation of the fit of CAD-CAM abutments. *Int J Prosthodont* 2013; 26:370-80. doi: 10.11607/ijp.3501.

54. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater* 2013; 29:945-53. doi: 10.1016/j.dental.2013.07.004. Epub 2013 Jul 25.

55. Martinez-Rus F, Ferreiroa A, Ozcan M, Pradies G. Marginal discrepancy of monolithic and veneered all-ceramic crowns on titanium and zirconia implant abutments before and after adhesive cementation: a scanning electron microscopy analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:480-7. doi: 10.11607/jomi.2759.

56. Park JI, Lee Y, Lee JH, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013; 15:769-78. doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00426.x. Epub 2012 Jan 11.

57. Pozzi A, Tallarico M, Mangani F, Barlattani A. Different implant impression techniques for edentulous patients treated with CAD-CAM complete-arch prostheses: a randomised controlled trial reporting data at 3 year post-loading. *Eur J Oral Implantol* 2013; 6:325-40.

58. Stimmelmayer M, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Schlee M, Beuer F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clin Oral Investig* 2013; 17:1929-35. doi: 10.1007/s00784-012-0885-z. Epub 2012 Dec 6.

-
59. Aktas G, Özcan N, Aydın DH, Şahin E, Akça K. Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. *J Prosthet Dent* 2014; 111:367-72. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.11.001. Epub 2013 Dec 19.
60. Büchi DL, Ebler S, Hämmerle CH, Sailer I. Marginal and internal fit of curved anterior CAD-CAM-milled zirconia fixed dental prostheses: an in-vitro study. *Quintessence Int* 2014; 45:837-46. doi: 10.3290/j.qi.a32565.
61. Gigandet M, Bigolin G, Faoro F, Bürgin W, Brägger U. Implants with original and non-original abutment connections. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014; 16:303-11. doi: 10.1111/j.1708-8208.2012.00479.x. Epub 2012 Jul 16.
62. Katsoulis J, Müller P, Mericske-Stern R, Blatz MB. CAD-CAM fabrication accuracy of long- vs. short-span implant-supported FDPs. *Clin Oral Implants Res* 2015a; 26:245-9. doi: 10.1111/clr.12522. Epub 2014 Nov 3.
63. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Enkling N, Katsoulis K, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. *Clin Oral Implants Res* 2015b; 26:44-9. doi: 10.1111/clr.12299. Epub 2013 Dec 2.
64. Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Güth JF. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clin Oral Investig* 2016; 20:283-9. doi: 10.1007/s00784-015-1513-5. Epub 2015 Jun 30.
65. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD-CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23:247-52.

-
66. Oyama K, Kan JY, Kleinman AS, Runcharassaeng K, Lozada JL, Goodacre CJ. Misfit of implant fixed complete denture following computer-guided surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24:124-30.
67. Tahmaseb A, De Clerck R, Eckert S, Wismeijer D. Reference-based digital concept to restore partially edentulous patients following an immediate loading protocol: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26:707-17.
68. Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in CAD-CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. *J Prosthodont* 2011; 20:267-74. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00709.x. Epub 2011 Apr 14.
69. Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD-CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25:920-9.
70. Ma QF, Li L, Gu XH. Marginal and internal fit of two different zirconium copings fabricated on the implant abutment. *Zhongguo Yi Xue Ke Xue Yuan Xue Bao* 2012; 34:249-53. doi: 10.3881/j.issn.1000-503X.2012.03.011.
71. Cuiling L, Liyuan Y, Xu G, Hong S. [Influence of coping material selection and porcelain firing on marginal and internal fit of computer-aided design/computer-aided manufacturing of zirconia and titanium ceramic implant-supported crowns]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2016; 34:262-6.
72. Han HS, Yang HS, Lim HP, Park YJ. Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *J Prosthet Dent* 2011; 106:191-7. doi: 10.1016/S0022-3913(11)60120-0.
73. Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, Vigolo P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD-CAM

systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *J Prosthodont* 2013; 22:36-41. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00907.x. Epub 2012 Sep 4.

74. Alghazzawi TF, Al-Samadani KH, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Effect of imaging powder and CAD-CAM stone types on the marginal gap of zirconia crowns. *J Am Dent Assoc* 2015; 146:111-20. doi: 10.1016/j.adaj.2014.10.006.

75. Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig* 2016; 20:799-806. doi: 10.1007/s00784-015-1590-5. Epub 2015 Sep 12.

76. Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:687-93. doi: 10.11607/jomi.2990.

77. Landis JR, Koch G.G, The measurement of observer agreement for categorical data, *Biometrics* 33 1977; 159–174.

78. Henkel GL. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compend Contin Educ Dent* 2007; 28:422-4, 6-8, 30-1.

79. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LC, Güth JF. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 2014; 18:515-23. doi: 10.1007/s00784-013-0987-2. Epub 2013 May 29.

80. Chandrashekar S, Savadi RC, Dayalan M, Reddy GT. A comparative evaluation of the marginal adaptation of zirconium coping and nickel-chromium

coping using shoulder finish line design: an invitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2012; 12:248-51.

81. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD-CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;1; 14:E141-5.

82. Morris JB. CAD-CAM options in dental implant treatment planning. *J Calif Dent Assoc* 2010; 38:333-6.

83. Keerthi S, Proussaefs P, Lozada J. Clinical and Laboratory Steps for Fabricating a Complete-Arch Fixed Prosthesis Using CAD-CAM. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2015; 35:473-80. doi: 10.11607/prd.2472.

84. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D. CAD-CAM-fabricated removable partial-denture alloy frameworks. *Pract Proced Aesthet Dent* 2008; 20:349-51.

85. Ma S, Fenton A. Screw- versus cement-retained implant prostheses: a systematic review of prosthodontic maintenance and complications. *Int J Prosthodont.* 2015; 28:127-45. doi: 10.11607/ijp.3947.

86. Sherif S, Susarla S, Hwang J-W, Weber H-P, Wright R. Clinician and patient-reported long-term evaluation of screw- and cement-retained implant restorations: A 5-year prospective study. *Clin Oral Investig* 2011; 15:993-999.

87. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement- retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol* 2012; 38:298-307.

88. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23:163-201. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02538.x.

-
89. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD-CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004; 7:25–45.

Anexo A



ANEXO A –**REFERÊNCIAS – INTRODUÇÃO GERAL**

1. Sheiham A. The role of the dental team in promoting dental health and general health through oral health. *Int Dent J* 1992; 42:223-8.
2. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns with stand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17:565-71.
3. Al-Omari WM, Shadid R, Abu-Naba'a L, El Masoud B. Porcelain fracture resistance of screw-retained, cement-retained, and screw cement-retained implant-supported metal ceramic posterior crowns. *J Prosthodont* 2010;19: 263-73.
4. Birnbaum NS, Aaronson H, Stevens C, Cohen B. 3D Digital Scanners: A High-Tech Approach to More Accurate Dental Impressions. *Inside dentistry* 2009; 5. Available at http://www.dentalaegis.com/id/article.php?article=id_2682. Accessed - November, 21, 2016.
5. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD-CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; 10; 204: 505-11. doi: 10.1038/sj.bdj.2008.350.
6. Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD-CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater* 2011; 27:339-47. doi: 10.1016/j.dental.2010.11.012. Epub 2010 Dec 21.
7. Alhashim A, Kamel M, Brackett WW. Four-year follow-up of the rehabilitation of a mandibular arch with a cementable zirconia-reinforced fixed dental prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2012; 108:138-42. doi: 10.1016/S0022-3913(12)00120-5.

-
8. Al-Abdullah K, Zandparsa R, Finkelman M, Hirayama H. An in vitro comparison of the accuracy of implant impressions with coded healing abutments and different implant angulations. *J Prosthet Dent* 2013; 110:90-100. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60346-7.
 9. Lins L, Bemfica V, Queiroz C, Canabarro A. In vitro evaluation of the internal and marginal misfit of CAD-CAM zirconia copings. *J Prosthet Dent* 2015; 113:205-11. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.09.010. Epub 2014 Nov 25.
 10. Nascimento Cd, Ikeda LN, Pita MS, Pedroso e Silva RC, Pedrazzi V, Albuquerque RF, Ribeiro RF. Marginal fit and microbial leakage along the implant-abutment interface of fixed partial prostheses: An in vitro analysis using Checkerboard DNA-DNA hybridization. *J Prosthet Dent* 2015; 114:831-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.05.009. Epub 2015 Sep 8.
 11. Nejatidanesh F, Shakibamehr AH, Savabi O. Comparison of Marginal and Internal Adaptation of CAD-CAM and Conventional Cement Retained Implant-Supported Single Crowns. *Implant Dent* 2016; 25:103-8. doi: 10.1097/ID.0000000000000346.
 12. Karataşlı O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J* 2011; 30:97-102. Epub 2011 Jan 26.
 13. de Araújo GM, de França DG, Silva Neto JP, Barbosa GA. Passivity of conventional and CAD-CAM fabricated implant frameworks. *Braz Dent J* 2015; 26:277-83. doi: 10.1590/0103-6440201300145.
 14. de França DG, Morais MH, das 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*. 2016. doi: 10.11607/jomi.5023. [Epub ahead of print]

15. Zaghloul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. *J Oral Implantol* 2013; 39:417-24. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00103.

16. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Lin W, Morton D. The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29:1281-8. doi: 10.11607/jomi.3577. Epub 2014 Sep 26.

17. Bayramoğlu E, Özkan YK, Yildiz C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2015; 114:52-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.01.002. Epub 2015 Apr 7.

18. Presotto AG, Bhering CL, Mesquita MF, Barão VA. Marginal fit and photoelastic stress analysis of CAD-CAM and overcast 3-unit implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent* 2016 22. pii: S0022-3913(16)30279-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.06.011. [Epub ahead of print]

Anexo B



ANEXO B – Normas dos periódicos que serão submetidos os capítulos originados nesta tese.

CAPÍTULO 1

Periódico de escolha para submissão: ***“Clinical Implant Dentistry and Related Research”***

Qualis Capes A1 – Fator de impacto 4.152

Normas para submissão segue no link abaixo:

[http://onlinelibrary.wiley.com/journal/10.1111/\(ISSN\)1708-8208/homepage/ForAuthors.html](http://onlinelibrary.wiley.com/journal/10.1111/(ISSN)1708-8208/homepage/ForAuthors.html)

Edited By: William Becker, Tucson, Arizona and Lars Sennerby, Gothenburg University

ISI Journal Citation Reports © Ranking: 2015: 4/89 (Dentistry Oral Surgery & Medicine)

Online ISSN: 1708-8208



CAPÍTULO 2

Periódico de escolha para submissão: ***“The Journal of Prosthetic Dentistry”***

Qualis Capes A1- Fator de Impacto 1.515

Normas para submissão segue no link abaixo:

<http://www.thejpd.org/content/authorinfo>

Editor:

Stephen F. Rosenstiel, Columbus, Ohio

Editorial Office

The Journal of Prosthetic Dentistry

The Dental College of Georgia at Augusta University

1120 15th St., GC3094

Augusta, GA 30912-1255

Phone: (706) 721-4558

E-mail: JPD@augusta.edu

Website: <http://www.prosident.org>

Online submission: <http://www.ees.elsevier.com/jpd/>



Anexo C



ANEXO C - Neste anexo contém a metodologia completa realizada no desenvolvimento do CAPÍTULO 1.

MATERIAIS E MÉTODOS

1 Análise microscópica da discrepância marginal vertical e horizontal

A partir da metodologia que será descrita a seguir, foram obtidos quatro grupos para a realização das análises da DMV e DMH, conforme tabela 1:

Tabela 1: Grupos experimentais

Grupos (n=10)	Sistemas de Confecção
G1	Cerec BlueCam/ Sirona (intraoral + pó de contraste)
G2	iTero/ Cadent (intraoral sem pó de contraste sem pó de contraste)
G3	3Series/ DWOS (extraoral)
G4	Método convencional da fundição por cera perdida (controle)

1.1 Confecção da matriz de resina

Para análise da discrepância marginal de infraestruturas parafusadas sobre implantes, confeccionou-se uma matriz em resina acrílica a partir da inclusão de 2 implantes de hexágono externo (H.E.) com dimensões de 4,1mm de diâmetro e 10mm de comprimento (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil), simulando a situação de uma prótese implantossuportada de três elementos na região posterior mandibular (44, 45 - pântico e 46) (Figura 1).

Inicialmente, um transferente cônico de moldeira fechada (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil) foi posicionado sobre cada implante e realizado uma marcação 1mm abaixo de suas plataformas. Com o auxílio de um mandril posicionado em um delineador do tipo Ney modificado (Buso 2004), a parte superior de cada transferente foi colada em um disco também posicionado no delineador, simulando uma prótese fixa de três

elementos com 10mm de espaçamento entre os implantes. Na base do delineador havia uma moldeira individual perfurada (3x2x6cm) sob a qual foi inserida resina acrílica autopolimerizável transparente (JET, Clássico, São Paulo, SP, Brasil). A haste vertical móvel do delineador contendo o disco com os implantes, foi levada de encontro à moldeira e inseridos até atingir a marcação realizada anteriormente. Os implantes foram mantidos em posição no interior do molde até completa polimerização da resina, e em seguida os transferentes foram soltos do disco e removidos da superfície dos implantes. Com o auxílio de um disco, a matriz foi recortada em suas laterais até se obter um formato retangular com dimensões de 2x1x4mm, que deu origem às infraestruturas que foram confeccionadas conforme etapas a seguir.

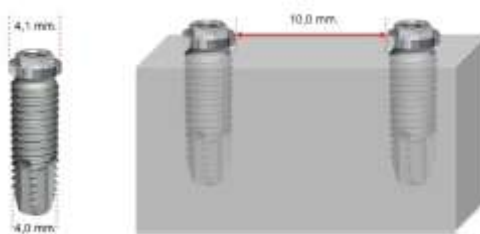


Figura1: Imagem ilustrativa da matriz e dos implantes que foram utilizados.

1.2 Procedimentos de moldagem

A partir da matriz confeccionada, 20 moldagens dos implantes foram realizadas dando origem à 20 modelos em gesso para confecção das infraestruturas dos grupos G3 e G4.

Os procedimentos de moldagem serão descritos a seguir:

Inicialmente foi parafusado um transferente quadrado de moldeira aberta (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, São Paulo, SP, Brasil) sobre cada implante, e após correto assentamento dos mesmos foi realizada a união dos transferentes com uso de fio dental e resina acrílica (Pattern Resin® - GC America – Alsip, Illinois, EUA). Após a polimerização da resina, o corpo da férula foi seccionado com disco diamantado sob constante irrigação e as

porções novamente unidas com a mesma resina a fim de diminuirmos a tensão induzida pela contração de polimerização do material.

Em seguida, a base em resina acrílica foi colada na haste vertical móvel do delineador modificado e a moldeira individual redonda com 6cm de diâmetro foi posicionada sob o dispositivo receptor de moldeira que se encontra na base do porta modelo (Figura 2), objetivando-se padronizar a inserção e remoção da matriz na moldeira e facilitar a manutenção de espessura uniforme do material de moldagem durante todos os procedimentos.

A partir da técnica da dupla mistura, preconizada por Mantovani et al. (1990), a moldagem dos implantes foi realizada com silicone polimerizado por reação de adição (Elite H-D Putty Soft Normal Setting e Elite H-D Light Body Normal Setting - Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália) de acordo com as recomendações do fabricante. Inicialmente o material denso foi proporcionado com as colheres dosadoras do kit, e manipulados manualmente durante 30 segundos até a obtenção de uma massa homogênea e isenta de estrias, que foi posicionada no interior da moldeira individual.

Concomitantemente, com o cartucho do silicone fluido adaptado na pistola proporcionadora, o material foi dispensado ao redor dos transferentes e sobre o material denso ainda não polimerizado, que se encontrava no interior da moldeira. A haste vertical móvel com a matriz contendo os implantes foi abaixada até que os transferentes tocassem na base da moldeira, e o conjunto foi mantido 6 minutos em posição até completa polimerização do material de moldagem. Em seguida, a matriz e a haste vertical móvel foram removidas da moldeira individual.

Os transferentes foram desparafusados para separação do molde e dos implantes, sendo o passo seguinte o posicionamento de dois análogos na região correspondente a cada transferente, possibilitando a obtenção dos modelos em gesso.

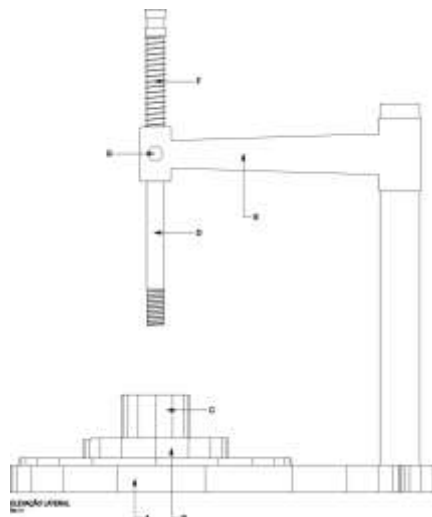


Figura 2: Representação esquemática do delineador preparado para a padronização da moldagem (A= base porta modelo, B= dispositivo receptor da moldeira, C= moldeira individual, D= haste vertical móvel, E= braço horizontal fixo, F= mola, G= parafuso da bainha).

1.3 Obtenção dos modelos de gesso

Inicialmente, foi aplicado sobre a superfície de cada molde um líquido redutor de tensão superficial (Surfacer®, Polidental Ind. e Com. Ltda., Cotia, São Paulo, Brasil), com o objetivo de evitar a formação de bolhas nos modelos. O excesso do líquido foi removido com jatos de ar após 20 minutos de sua aplicação, e o vazamento com gesso tipo IV (Elite Rock Thixotropic – Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália) foi realizado vinte e quatro horas após a obtenção de cada molde.

A proporção de gesso utilizada para a confecção dos modelos foi de 100g de pó, para 20ml de água destilada proporcionados com auxílio de uma balança digital de alta precisão (Modelo Grey, Plenna, São Paulo, SP, Brasil) e proveta plástica (Nalgon Equipamentos Científicos, Itupeva, São Paulo, Brasil). A incorporação do pó na água foi realizada manualmente durante 15s, seguida pela espatulação mecânica e a vácuo (20psi) por 30s com

425rpm, em espatuladora mecânica (Modelo 1170/97, Polidental Ind. e Com. Ltda., Cotia, São Paulo, Brasil).

Com um pincel fino nº4 (Pincel pelo de Marta kolinsky, Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil) e uma espátula nº 7 (Quinelato, Rio Claro, São Paulo, Brasil), cada molde apoiado em um vibrador de gesso (Vibramax, Bragança Paulista, São Paulo, Brasil) foi preenchido com pequenas porções de gesso. Somente após o recobrimento da região da plataforma do implante e do análogo, porções maiores de gesso foram incorporadas até o recobrimento total do molde.

Após 45 min do vazamento dos moldes, estes foram separados e analisados visualmente. Cada molde foi preenchido com gesso apenas uma única vez, e caso fosse verificada a presença de bolhas na região próxima à plataforma dos implantes, a matriz de gesso era descartada, iniciando-se novamente os procedimentos de moldagem para obtenção de novo molde e novo modelo.

A porção inferior de cada modelo foi recortada com um recortador de gesso (Motor de indução monofásico – Kolhbach MOD 52, Wolfsberg, Áustria), mantendo sua base lisa e paralela ao plano horizontal. Tal procedimento facilitaria as etapas de leitura e captura das imagens de toda área de plataforma dos implantes, realizadas posteriormente pelos sistemas de escaneamento óptico.

Para correta identificação e orientação dos procedimentos de fresagem e de leitura óptica de cada modelo, os mesmos foram numerados de 1 a 10 com um lápis grafite 0,5 mm (Faber-Castell, Stein/Nuremberg, Baviera, Alemanha), em sua área plana lateral. Dez modelos foram utilizados para a confecção das infraestruturas do grupo G3, e outros 10 modelos foram utilizados para a confecção das infraestruturas do grupo G4.

1.4 Transferência dos dados para o software

Para os grupos em que foram realizados os escaneamentos com os sistemas CAD-CAM, as dimensões da plataforma e o posicionamento dos implantes foram transferidos para um software aberto Dental Wings (DWOS – Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá) conforme segue:

Um modelo de gesso obtido de uma arcada inferior, foi recortado na região dos elementos 44, 45 e 46. Na região do recorte a matriz em resina foi posicionada e fixada com silicone polimerizado por reação de adição (Elite H-D Putty Soft Normal Setting, Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália). Além disso, uma camada de silicone também foi inserida nas regiões adjacentes aos implantes para que o aparelho de escaneamento pudesse reunir corretamente e sem maiores dificuldades as imagens obtidas pelos escaneamentos. Em seguida, os escaneamentos se procederam, das seguintes formas:

1.4.1 Grupo 1: Sistema Cerec Bluecam (Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha)

Para a digitalização e aquisição do posicionamento dos implantes, foram utilizados dois transferentes específicos para escaneamento (Scan Body Unico – Simbiosi, Empoli Firenze, Itália), contendo três esferas em sua superfície superior, que permitem que o software posicione corretamente os implantes no espaço.

Inicialmente um pó de contraste (CEREC Optispray, Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha) específico e necessário para a correta aquisição de imagens por este sistema de escaneamento, foi aplicado cuidadosamente à uma distância padrão de 10cm, na superfície da matriz a ser escaneada. Um controle da aplicação deste material é necessário para a incorporação de uma camada fina e homogênea, evitando-se distorções e alcançando uma imagem final de alta qualidade. A câmera de aquisição de dados do sistema Cerec Bluecam (Figura 3) foi posicionada sobre os transferentes e realizados dez escaneamentos de dados no modo de captura automática. O sistema interno de detecção de trepidação combinado com o

tempo de captura curto, realizou a captação das imagens somente quando a câmera se manteve absolutamente imóvel. O software do CEREC 3D eliminou automaticamente as imagens de baixa qualidade, não sendo necessária a utilização de qualquer aparato para digitalização. Inúmeras imagens foram obtidas e sobrepostas automaticamente dando origem aos modelos virtuais em formato STL. (*Stereolithography*), que foram transferidos para o software “Implant Abutment Module” (DWOS – Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá), e desenhados os protótipos das infraestruturas do grupo G1.



Figura 3: Detalhe da câmera de aquisição de dados do Sistema Cerec Bluecam (Sirona), adquirido por auxílio concedido - Auxílio Fapesp (2011/19150-7). Imagem retirada do site <http://www.sirona.com.br/br/produtos/sistemas-cad-cam/cerec-chairside-solutions/?tab=2557>. Data 21/11/2016).

1.4.2 Grupo 2: Sistema iTero (Cadent, São José, Califórnia, EUA)

Para a digitalização e aquisição do posicionamento dos implantes na matriz, foram parafusados sobre os mesmos, os mesmos transferentes utilizados para o escaneamento com o sistema Cerec Bluecam.

A câmera de aquisição de dados do sistema iTero (Figura 4) foi posicionada sobre os transferentes e realizados dez escaneamentos dos mesmos, segundo as instruções de voz que o

próprio sistema envia indicando o melhor posicionamento do *scanner* para uma correta captação dos dados. Deste modo é procedido até que todas as imagens dos 10 escaneamentos estivessem transferidas para o software, com delimitação precisa das plataformas. Se houvesse movimentação da câmera durante a captação das imagens, o sistema emite um sinal ao operador para repetir o escaneamento em determinada região, antes de prosseguir para as demais áreas (Glassman, 2009; Lowe, 2009), não sendo assim, necessária a utilização de qualquer aparato para escaneamento. Da forma como explicitado, foram realizadas dez aquisições de dados em formato STL., enviados diretamente para o software *Implant Abutment Module* (DWOS - Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá) onde foram desenhados os protótipos de cada infraestrutura do grupo G2.



Figura 4: Câmera de aquisição de dados do sistema iTero. Imagem retirada do site <http://www.dentalimplantpro.com/procedures/itero-digital-impressions/>. Data 21/11/2016.

1.4.3 Grupo 3: Sistema 3Series (DWOS Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá)

Para a confecção das infraestruturas do grupo G3, os modelos em gesso obtidos nas fases anteriores, foram escaneados com a utilização de um sistema de escaneamento extraoral - 3Series (DWOS - Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá). Para a digitalização e

aquisição do posicionamento dos implantes foi utilizado os mesmos transferentes citados anteriormente (Scan Body Unico – Simbiosi, Empoli Firenze, Itália). Após parafusar os transferentes sobre os análogos, o modelo foi posicionado sobre um dispositivo próprio para esta finalidade, e o conjunto inserido na câmara de escaneamento do sistema 3Series (Figura 5). O próximo passo foi a seleção dos pilares no software deste sistema, para em seguida dar o comando de início do escaneamento. Do modo como foi descrito, foram realizadas dez aquisições de dados em formato STL., enviados diretamente para o software *Implant Abutment Module* (DWOS – Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá) onde foram desenhados os protótipos de cada infraestrutura.



Figura 5: Câmara de escaneamento do sistema 3Series (Dental Wings, Montreal, Quebec, Canadá) (Imagem obtida no site www.dentalwings.com)

1.5 Desenho das infraestruturas nos softwares

Sob as imagens obtidas durante as fases de escaneamento, foram inseridos os análogos virtuais sob os quais foram desenhados os protótipos das trinta infraestruturas de prótese fixa de três elementos sobre implantes dos grupos G1, G2 e G3. Em uma ferramenta do software, foram selecionados os elementos pilares (44 e 46) a serem substituídos, e o mesmo realizou a projeção de uma infraestrutura padronizada e personalizada com espessuras de 0,6mm para as

coroas, e 3mm para os conectores de todos os protótipos. Como a estrutura a ser confeccionada abrange múltiplos implantes, foi confeccionada sem o sistema anti-rotacional.

O desenho obtido foi visualizado em todos os ângulos para a observação de eventuais falhas. Os protótipos foram transferidos e fresados em zircônia pré-sinterizada (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) na central de fresagem do Complexo Industrial da Conexão Sistema de Prótese (Sistema CAD-CAM Conexão, Precision System, São Paulo, SP, Brasil).

Anteriormente ao início dos procedimentos de fresagem, o software CAM define a melhor estratégia para a produção dos arquivos recebidos. Levando-se em consideração as dimensões pré-determinadas das infraestruturas, o software calcula a porcentagem de contração do material que ocorrerá após os processos de sinterização, e materializa uma estrutura com dimensões aproximadamente 20% maiores do que o projetado. A sinterização das peças foi realizada em forno específico de alta temperatura (inFire HTC Speed, Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha) (1500°C por 8 horas, com aumento gradual da temperatura).

1.6 Grupo Controle – Método Convencional da Fundição por cera perdida

Como forma de comparar as infraestruturas de zircônia confeccionadas por uma nova tecnologia de produção, foram confeccionadas dez infraestruturas metálicas através de um método convencionalmente utilizado (Técnica da fundição por cera perdida). Para tanto, foram utilizados 20 pilares UCLA com base em cromo-cobalto sem hexágono (055025 - Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, SP, Brasil) posicionados dois a dois sobre dez dos modelos de gesso obtidos nas fases anteriores. Após parafusar os UCLAS sobre os análogos, foi utilizado um molde bipartido em silicone (Zetalabor, Zhermack SpA, Badia Polesine, Rovigo, Itália) para padronização das dimensões das estruturas durante a fase de enceramento.

Este molde bipartido é composto por duas barras retangulares que foram unidas por um parafuso, e em seu interior existe o negativo de uma infraestrutura de três elementos com as mesmas dimensões das infraestruturas que foram obtidas com os sistemas CAD-CAM. Através de um orifício em sua parte superior, o molde foi preenchido com resina acrílica (Pattern Resin® GC America – Alsip, Illinois, EUA) e após sua completa polimerização, os possíveis excessos foram removidos com broca de carboneto de tungstênio (KPMG, Seabra, Bahia, Brasil), e o conjunto desparafusado e incluído em material de revestimento para fundição (liga de Níquel-Cromo sem berílio Fit Cast-SB Plus - Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil). Todas as peças foram processadas sob as mesmas condições e pelo mesmo técnico, inicialmente instruído com relação as dimensões necessárias para garantir a padronização dos resultados. A realização de ajustes manuais foi evitada no intuito de se verificar a precisão das diferentes técnicas avaliadas, imediatamente após a confecção das infraestruturas, eliminando a interferência de fatores externos.

Com todas as peças finalizadas, as mesmas foram levadas para análise da adaptação marginal vertical e horizontal.

1.7 Mensuração das desadaptações marginais (vertical e horizontal)

As 40 infraestruturas obtidas foram mensuradas individualmente, posicionadas uma a uma sobre a matriz inicial e parafusadas com torque de 30Newtons (N). Durante as mensurações, o conjunto matriz/infraestrutura foi posicionado em uma prensa, para a padronização da posição de todas as infraestruturas na mesa do microscópio.

As mensurações das discrepâncias marginais vertical e horizontal (positiva ou negativa) (Figuras 7 e 8) foram realizadas em microscópio óptico tridimensional (Quick Scope-Mitutoyo, Takatsu-ku, Kawasaki, Japão) (Figura 8) com mesa digital, 350x de aumento e precisão de 1 μ m (micrômetro), e as medidas calculadas utilizando-se o programa

computacional QSPAK (Mitutoyo, Takatsu-ku, Kawasaki, Japão). As leituras foram realizadas com o feixe do microscópio posicionado perpendicularmente à margem do conjunto (Figura 6).



Figura 6: (A) Microscópio óptico tridimensional (Quick Scope-Mitutoyo). (B) Conjunto dispositivo/matriz/infraestrutura sob a mesa digital do microscópio para posteriores análises de desadaptações. (C) Imagem ilustrativa do programa computacional interligado ao microscópio para as mensurações.

Nove pontos equidistantes e pré-determinados, foram demarcados abaixo da plataforma dos implantes com o intuito de padronizar a sequência e o posicionamento das mensurações. As imagens a seguir ilustram pontos de desadaptação vertical e horizontal.

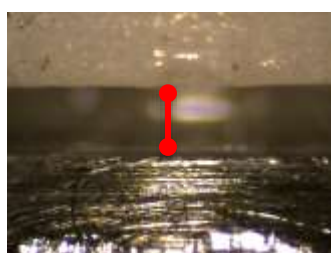


Figura 7: Imagem obtida pelo microscópio digital óptico com aumento de 350x, utilizado durante as mensurações da desadaptações marginais sobre as infraestruturas implantossuportadas. A marcação em vermelho é representativa de uma desadaptação marginal vertical.

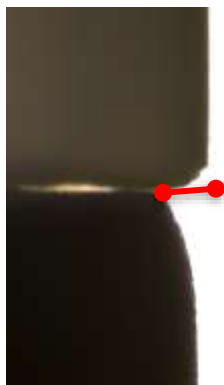


Figura 8: Imagem obtida pelo microscópio digital óptico com aumento de 350x, utilizado durante as mensurações da desadaptações marginais sobre as infraestruturas implantossuportadas. A marcação em vermelho é representativa de uma desadaptação marginal horizontal que será mensurada.

Como citado anteriormente, para cada infraestrutura foram realizadas 9 medições, por um único operador, e que ao final totalizaram 1440 valores: 2 elementos dentários x (9 pontos verticais x 40 amostras) + 2 elementos dentários (9 pontos horizontais x 40 amostras) obtidos em milímetros e transformados em micrômetros antes da análise estatística.

1.8 Forma de análise dos resultados

1.8.1 Planejamento experimental

Este é um estudo considerado como randomizado e duplo cego, uma vez que contou com 3 examinadores durante a fase de obtenção e análise dos resultados. Um primeiro examinador foi responsável pela numeração das 40 infraestruturas, em seguida um segundo examinador realizou a randomização de 40 números em um site específico para randomização de dados ([http://www. Randomizer.com.br](http://www.Randomizer.com.br) – Urbaniak).

Posteriormente o terceiro examinador foi o responsável pela mensuração das desadaptações marginais, e foi submetido a uma análise estatística intra examinador, realizando duas vezes a leitura de 10% da amostra, que também foi determinada a partir de uma nova randomização de 40 números, nos quais os 4 primeiros foram novamente

mensurados e aplicados os testes estatísticos específicos para verificar a concordância dos dados obtidos durante as leituras, aumentando a confiabilidade dos resultados encontrados ao final deste estudo.

1.8.2 Análise Estatística

As variáveis experimentais, ou fatores entre grupos (between-subjects factors) foram o “Método de confecção” (Método convencional X Sistemas CAD-CAM) e “Tipo de escaneamento” (Intraoral com pó de contraste X Intraoral sem pó de contraste e Intraoral X Extraoral), avaliados para os três tipos de desadaptações que foram mensuradas.

Os dados da desadaptação de cada grupo foram submetidos à análise estatística por meio do programa computacional SigmaPlot (SigmaPlot 13, Systat Software, San Jose, Califórnia, EUA).

A estatística descritiva consistirá dos seguintes parâmetros: a) tendência central (média e mediana); b) dispersão (faixa, desvio padrão e faixa inter-quartil) e representação gráfica (gráfico de colunas e esquema dos cinco números, Box-Plot).

A diferença estatisticamente significativa, sob hipóteses iniciais de igualdade dos efeitos “interações”, foi testada por meio do modelo da análise de variância. O estudo do efeito interação foi conduzido por meio do teste de Tukey e visualizado por meio do gráfico de médias. O nível de significância foi o valor convencional de 5%.

2 Análise pelo método dos elementos finitos tridimensionais

A partir dos valores de desadaptação mensurados, foram calculadas as médias de desadaptação marginal vertical de cada ponto, com os 10 corpos de prova de cada grupo. Ao final foram obtidos 9 valores médios de cada grupo, utilizados na confecção de modelos

tridimensionais desadaptados para análise biomecânica por meio da metodologia dos elementos finitos. Os valores médios utilizados estão disponíveis na tabela 2:

2.1 Descrição dos modelos

Para análise biomecânica, foram confeccionados 6 modelos tridimensionais, cada um representando uma seção de osso da região entre o 1º pré-molar e o 1º molar mandibular direitos (44, 45 pântico e 46), em forma de bloco ósseo (cortical e esponjoso) com osso tipo III, apresentando dois implantes do tipo hexágono externo, de 4,0 de diâmetro e 10mm de comprimento, suportando coroas metalocerâmicas ou metal-free, montados sobre pilar tipo UCLA para aparafusamento (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, SP, Brasil). As coroas simuladas foram do 1º pré-molar, 2º pré-molar (pântico) e 1º molar inferiores. As especificações de cada modelo estão representadas na tabela 3.

Tabela 2: Especificações dos modelos

Modelo	Descrição
C1	CONTROLE - Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 Implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Y-TZP (zircônia tetragonal estabilizada por ítria) adaptada .
C2	CONTROLE - Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 Implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Ni-Cr (Níquel-Cromo) adaptada .
G1	Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 Implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Y-TZP com base nos valores de desadaptação das infraestruturas confeccionadas no G1 (sistema CAD-CAM Cerec Bluecam - Sirona).
G2	Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 Implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Y TZP com base nos valores de desadaptação das infraestruturas confeccionadas no G2 (sistema CAD-CAM iTero - Cadent).
G3	Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 Implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Y-TZP TZP com base nos valores de desadaptação das infraestruturas confeccionadas no G3 (sistema CAD-CAM 3Series -DWOS).
G4	Prótese implantossuportada parafusada de 3 elementos com 2 Implantes H.E. de 4,0x10mm, e infraestrutura confeccionada em Ni-Cr TZP com base nos valores de desadaptação das infraestruturas confeccionadas no G4 (método convencional da fundição por cera perdida)

2.2 Elaboração dos modelos

Os modelos foram elaborados a partir de modelagem gráfica 3D, com auxílio dos programas computacionais Invesalious 3.0.0 (CTI, São Paulo, SP, Brasil), Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Thousand Oaks, Califórnia, EUA) e SolidWorks 2011 (SolidWorks Corp, Waltham, Massachusetts, EUA) em uma estação de trabalho HP de alta performance (Intel® Xeon® x3470, 16 GB de RAM e 2 TB de HD; Hewlett-Packard Development Company, L.P., Palo Alto, California, USA). Toda fase de elaboração dos modelos foi assessorada por engenheiros do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, Unidade de pesquisa do Ministério da Ciência e Tecnologia, Campinas, SP, Brasil), cuja parceria foi iniciada desde 2007.

2.3 Bloco ósseo

Para a obtenção de um bloco ósseo foi realizada a recomposição de uma tomografia computadorizada, por meio do programa Invesalious 3.0.0. (CTI, São Paulo, SP, Brasil). A partir de imagens de cortes bidimensionais, foi confeccionado um bloco ósseo tridimensional da região correspondente entre o 1º pré-molar e o 1º molar mandibular do lado direito. Em seguida, a imagem obtida foi importada ao programa Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Thousand Oaks, Califórnia, EUA) para a modelagem do osso cortical.

De acordo com a classificação de Lekholm e Zarb (1985), foi simulado um osso tipo III com uma fina camada de osso cortical (1 mm) que circunda um núcleo de osso trabecular de baixa densidade. A diferenciação entre os dois tipos de tecido ósseo foi realizada por modelagem no programa Rhinoceros (NURBS Modeling for Windows, Thousand Oaks, Califórnia, EUA), por *offset* de superfícies.

Como toda análise de elementos finitos, para o correto modelamento geométrico das estruturas, foram realizadas algumas simplificações nas mesmas, a fim de se evitar

difficultades na geração da malha (Holmgren 1998, Almeida 2014) e no processamento computacional. Entre as simplificações, o bloco foi simulado como estrutura sólida (sem trabéculas internas) e com alisamento da superfície externa e interna para não gerar grande demanda de processamento durante as análises. Neste bloco ósseo, foram inseridos os implantes e demais componentes necessários para a análise biomecânica.

2.4 Implante

O desenho do implante foi obtido a partir de desenhos originais fornecidos pela empresa Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, SP, Brasil), com as características propostas no estudo, que foram: implante do tipo hexágono externo, de 4,0 mm de diâmetro e 10mm de comprimento. Porém, também com a finalidade de simplificação de técnica, os desenhos originalmente fornecidos foram simplificados por meio dos programas Rhinoceros 3D 4.0. (NURBS Modeling for Windows, Thousand Oaks, Califórnia, EUA) e Solidworks 2011 (SolidWorks Corp, Waltham, Massachusetts, EUA), obtendo-se um desenho com alta fidelidade de dimensões e formato interno e externo, mas com as simplificações necessárias para um melhor desenvolvimento da técnica (Figura 9).

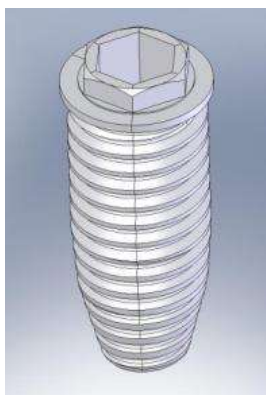


Figura 9: Figura ilustrativa de implante de hexágono externo retirado do software Solidworks.

Após finalizado, o desenho do implante foi importado ao programa Rhinoceros 3D 4.0, (NURBS Modeling for Windows, Thousand Oaks, Califórnia, EUA) para montagem junto com a coroa e componentes protéticos que foram obtidos como descrito a seguir.

2.5 Componentes protéticos e coroas

O desenho do componente protético UCLA – Index, para implantes de hexágono externo (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, SP, Brasil), bem como seu parafuso de fixação, foram obtidos de forma semelhante ao descrito para a obtenção do desenho do implante. As coroas, seguindo metodologias realizadas em estudos prévios, foram desenhadas a partir do escaneamento de superfície de um manequim odontológico (*Scanner 3D MDX-20*, Roland DG, São Paulo, SP, Brasil) na região do 1º pré-molar e do 1º molar mandibulares direitos. Após digitalização, os desenhos das superfícies foram importado no programa Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, Thousand Oaks, Califórnia, EUA) para simplificação geométrica da superfície e montagem com os demais componentes citados anteriormente (Figuras 10 e 11). O resultado final é uma coroa implantossuportada parafusada, totalmente metálica ou em zircônia.

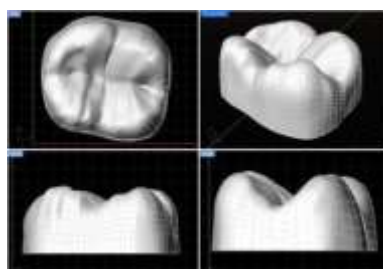


Figura 10: Imagens ilustrativas retiradas de trabalhos anteriores, de diferentes ângulos da superfície da coroa obtida após escaneamento (Falcón-Antenucci 2010).

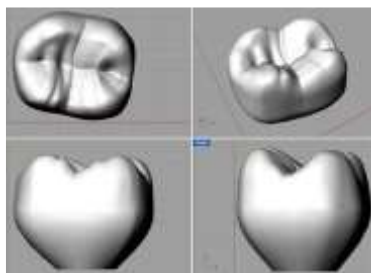


Figura 11: Coroa completa retirada de trabalhos anteriores, ilustrando a fase de montagem da coroa (Falcón-Antenucci 2010).

Em seguida, todo o conjunto foi incorporado ao bloco ósseo previamente modelado, tomando-se os cuidados para que o pescoço do implante ficasse completamente nivelado ao tecido ósseo cortical simulado, e o implante dentro do bloco.

2.6 Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

2.6.1 Incorporação das propriedades dos materiais e geração das malhas de elementos finitos

O método dos elementos finitos é uma técnica pela qual pode-se reproduzir matematicamente o comportamento de um sistema físico determinado, ou seja, um protótipo físico pode ser estudado mediante a criação de um modelo matemático preciso. Para isso, necessitamos de um modelo com uma representação geométrica da estrutura física real a ser estudada (Geng 2001). Deste modo, todo o conjunto modelado descrito anteriormente, com dimensões próximas das reais, foi importado em programa específico para elaboração de modelos de elementos finitos (Femap 11.2, Siemens PLM Software, Plano, Texas, EUA) e incorporação das propriedades mecânicas dos componentes envolvidos no estudo, bem como a elaboração das malhas das várias estruturas, realizada a partir do uso de elementos parabólicos sólidos. Um exemplo de malha finalizada está representada na figura 12 a seguir, retirada de trabalhos anteriores.

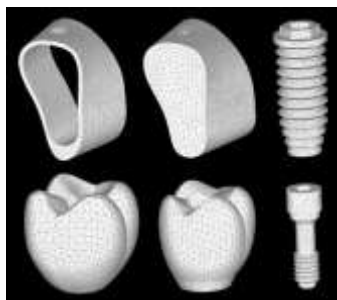


Figura 12: Malhas de elementos finitos: implante/componentes/coróa/osso cortical/osso trabecular (Falcón-Antenucci 2010).

Todos os materiais envolvidos no estudo foram considerados homogêneos (as propriedades dos materiais são as mesmas em qualquer ponto do elemento estrutural), isotrópicos (as propriedades dos materiais são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural) e lineares (as deformações da estrutura são diretamente proporcionais às forças aplicadas). A tabela 4 mostra os valores de módulo de elasticidade e coeficientes de Poisson para cada material envolvido no estudo, e que foram necessários para o desenvolvimento da análise.

Tabela 3: Propriedades dos Materiais

Estrutura	Módulo de Elasticidade (E) (GPa)	Coefficiente de Poisson(ν)	Referências
Osso Trabeculado de baixa densidade (osso tipo III)	1,37	0,30	<i>Sevimay et al.</i>
Osso Cortical	13,7	0,30	<i>Sertgoz.</i>
Titânio (<i>abutment</i> , implante)	110,0	0,35	<i>Sertgoz.</i>
Liga Ni-Cr	200,0	0,33	<i>Pierrisnard et al.</i>
Zircônia	205,0	0,22	<i>Coelho et al.</i>
Porcelana Feldspática	82,8	0,35	<i>Papavasiliou et al.</i>

2.6.2 Aplicação de forças

Por meio do programa Femap 11.0 (Femap 11.2, Siemens PLM Software, Plano, Texas, EUA) foram determinadas as condições de carregamento, aplicando-se um total de 400 N (Morneburg 2002) em direção axial e 200N em direção oblíqua. Para o carregamento axial estas aplicações foram divididas em 5 pontos distribuídos na região de ponta de cúspide, tendo 20 pontos de 10N de aplicação para o molar, e 10 pontos de 10N para os pré-molares, na aresta interna das cúspides, no sentido de vestibular para lingual (Figura 13). Para aplicação de cargas oblíquas as cúspides linguais foram suprimidas, mantendo-se apenas os pontos de aplicação vestibular, em angulação aproximada a 45 graus.

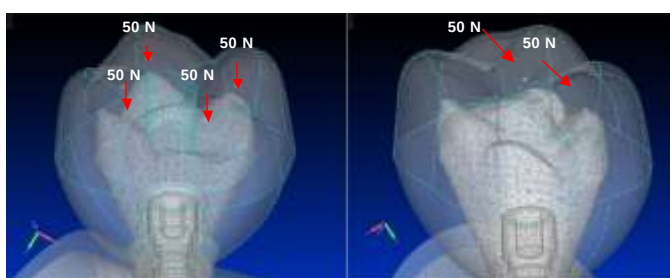


Figura 13: Aplicação de cargas axiais (lado esquerdo) e oblíquas (lado direito) retiradas de trabalhos anteriores (Falcón-Antenucci 2010).

Para o desenvolvimento da análise, foi necessário também realizar a restrição dos modelos, para que estes não se movimentassem tridimensionalmente no espaço durante as aplicações de forças. Simulando uma situação real, toda a superfície do limite anterior e posterior do bloco ósseo, tanto cortical quanto trabecular, foram então restringidas de movimentação nos três planos do espaço (x, y, z). Apenas após aplicação das cargas, que todas as estruturas (coroas, componentes, implantes e tecido ósseo) puderam se movimentar e sofrer as tensões de intrusão, restando apenas as laterais do bloco ósseo fixadas e sem movimentação.

Após a elaboração final dos modelos de elementos finitos, incorporação do carregamento e restrição de movimentos, os mesmos foram exportados para o programa de

solução de elementos finitos NEi Nastran 11 (Nei Software, Westminster, California, EUA), para análise do problema matemático previamente modelado.

2.7 Análise dos resultados

O problema matemático gerado no programa Femap 11.2 (Femap 11.2, Siemens PLM Software, Plano, Texas, EUA) foi resolvido pelo “*solver*” do NEi Nastran 11 (Nei Software, Westminster, California, EUA) responsável por gerar os resultados. Novamente foi utilizado o programa Femap 11.2 (Femap 11.2, Siemens PLM Software, Plano, Texas, EUA) para visualização dos resultados gerados, através de mapas de Tensão von Mises, individualizados em cada modelo proposto para as estruturas de interesse que foram modeladas.

Portanto, subdividindo-se a análise em fases de pré-processamento (determinação do problema matemático), processamento (solução do problema matemático) e pós-processamento (visualização dos resultados), o programa Femap 11.2 (Femap 11.2, Siemens PLM Software, Plano, Texas, EUA) foi utilizado nas fases de pré e pós-processamento, enquanto o programa NeiNastran 11 (Nei Software, Westminster, California, EUA) foi utilizado na fase de processamento. A análise dos modelos foi realizada na estação de trabalho HP (Intel® Xeon® x3470, 16 GB de RAM e 2 TB de HD; Hewlett-Packard Development Company, L.P., Palo Alto, California, USA).

Os mapas de tensões de von Mises (vM) foram utilizados para avaliar componentes protéticos, implantes e parafusos de fixação (Verri 2014; Ramos Verri 2015). As tomadas de imagens utilizadas no estudo foram as posições que melhor expressaram os resultados encontrados para as estruturas avaliadas. A unidade de medida usada para mensurar a Tensão de von Mises foi Megapascal (MPa).

Anexo D



ANEXO D - Neste anexo contém todas as análises estatísticas que foram realizadas no CAPÍTULO 1 com o intuito de se obter os resultados do estudo relacionados as desconfortos marginais.

DESCONFORTO MARGINAL VERTICAL

Questão 1

One Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook1

Dependent Variable: Valores de desconforto

Normality Test (Shapiro-Wilk) Failed ($P < 0,050$)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

Data source: Data 1 in Notebook1

Dependent Variable: Valores de desconforto

Group	N	Missing	Median	25%	75%
Convencional	179	0	0,0130	0,00500	0,0220
CAD-CAM	360	0	0,0200	0,01000	0,0280

$H = 19,294$ with 1 degrees of freedom. ($P = <0,001$)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference ($P = <0,001$)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Dunn's Method) :

Comparison	Diff of Ranks	Q	P<0,05
CAD-CAM vs Convencional	62,540	4,391	Yes

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

Questão 2

One Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook2

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Normality Test (Shapiro-Wilk) Failed ($P < 0,050$)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

Data source: Data 1 in Notebook2

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Group	N	Missing	Median	25%	75%
iTero	180	0	0,0185	0,00700	0,0310
3Series	180	0	0,0215	0,0140	0,0280

$H = 0,991$ with 1 degrees of freedom. ($P = 0,319$)

The differences in the median values among the treatment groups are not great enough to exclude the possibility that the difference is due to random sampling variability; there is not a statistically significant difference ($P = 0,319$)

Questão 3

One Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook3

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Normality Test (Shapiro-Wilk) Failed ($P < 0,050$)

Test execution ended by user request, ANOVA on Ranks begun

Kruskal-Wallis One Way Analysis of Variance on Ranks

Data source: Data 1 in Notebook3

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Group	N	Missing	Median	25%	75%
Convencional	179	0	0,0130	0,00500	0,0220
iTero	180	0	0,0185	0,00700	0,0310
CerecBlueCam	126	0	0,0330	0,0190	0,0645

$H = 69,780$ with 2 degrees of freedom. ($P = <0,001$)

The differences in the median values among the treatment groups are greater than would be expected by chance; there is a statistically significant difference ($P = <0,001$)

To isolate the group or groups that differ from the others use a multiple comparison procedure.

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Dunn's Method) :

Comparison	Diff of Ranks	Q	P<0,05
CerecBlueCam vs Convencional	134,207	8,235	Yes
CerecBlueCam vs iTero	97,042	5,961	Yes
iTero vs Convencional	37,165	2,512	Yes

Note: The multiple comparisons on ranks do not include an adjustment for ties.

Questão 4

Two Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook4

General Linear Model

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Normality Test (Kolmogorov-Smirnov) Failed (P < 0,050)

Equal Variance Test: Failed (P < 0,050)

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Grupo	1	0,00215	0,00215	9,477	0,002
Implante	1	0,00401	0,00401	17,670	<0,001
Grupo x Implante	1	0,00121	0,00121	5,334	0,021
Residual	535	0,122	0,000227		
Total	538	0,128	0,000238		

Main effects cannot be properly interpreted if significant interaction is determined. This is because the size of a factor's effect depends upon the level of the other factor.

The effect of different levels of Grupo depends on what level of Implante is present. There is a statistically significant interaction between Grupo and Implante. (P = 0,021)

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Grupo : 0,845

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Implante : 0,991

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Grupo x Implante : 0,539

Least square means for Grupo :

Group	Mean	SEM
Convencional	0,0166	0,00113
CAD-CAM	0,0209	0,000794

Least square means for Implante :

Group	Mean	SEM
Pré-Molar	0,0216	0,000977
Molar	0,0158	0,000973

Least square means for Grupo x Implante :

Group	Mean	SEM
Convencional x Pré-Molar	0,0211	0,00160

Convencional x Molar	0,0121	0,00159
CAD-CAM x Pré-Molar	0,0222	0,00112
CAD-CAM x Molar	0,0195	0,00112

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor: **Grupo**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
CAD-CAM vs. Convencional	0,00424	2	4,354	0,002	Yes

Comparisons for factor: **Implante**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
Pré-Molar vs. Molar	0,00580	2	5,945	<0,001	Yes

Comparisons for factor: **Implante within Convencional**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Pré-Molar vs. Molar	0,00898	2	5,635	<0,001	Yes

Comparisons for factor: **Implante within CAD-CAM**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Pré-Molar vs. Molar	0,00261	2	2,324	0,100	No

Comparisons for factor: **Grupo within Pré-Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
CAD-CAM vs. Convencional	0,00106	2	0,767	0,587	No

Comparisons for factor: **Grupo within Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
CAD-CAM vs. Convencional	0,00743	2	5,398	<0,001	Yes

Questão 5

Paired t-test:

Data source: Data 1 in Notebook5

Normality Test (Shapiro-Wilk) Passed (P = 0,428)

Treatment Name	N	Missing	Mean	Std Dev	SEM
Antes	144	0	0,0219	0,0167	0,00139
Depois	144	0	0,0239	0,0160	0,00133
Difference	144	0	-0,00203	0,0156	0,00130

t = -1,563 with 143 degrees of freedom.

95 percent two-tailed confidence interval for difference of means: -0,00459 to 0,000537

Two-tailed P-value = 0,120

The change that occurred with the treatment is not great enough to exclude the possibility that the difference is due to chance (P = 0,120)

One-tailed P-value = 0,0601

The sample mean of treatment Depois does not exceed the sample mean of the treatment Antes by an amount great enough to exclude the possibility that the difference is due to random sampling variability. The hypothesis that the population mean of treatment Antes is greater than or equal to the population mean of treatment Depois cannot be rejected. ($P = 0,120$)

Power of performed two-tailed test with $\alpha = 0,050$: 0,342

Questão 6

Two Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook6

General Linear Model

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Normality Test (Kolmogorov-Smirnov) Failed ($P < 0,050$)

Equal Variance Test: Failed ($P < 0,050$)

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Grupo	2	0,00216	0,00108	4,822	0,008
Implante	1	0,00302	0,00302	13,472	<0,001
Grupo x Implante	2	0,00330	0,00165	7,373	<0,001
Residual	533	0,119	0,000224		
Total	538	0,128	0,000238		

Main effects cannot be properly interpreted if significant interaction is determined. This is because the size of a factor's effect depends upon the level of the other factor.

The effect of different levels of Grupo depends on what level of Implante is present. There is a statistically significant interaction between Grupo and Implante. ($P = <0,001$)

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Grupo : 0,695

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Implante : 0,958

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Grupo x Implante : 0,914

Least square means for Grupo :

Group	Mean	SEM
iTero	0,0210	0,00112
3Series	0,0207	0,00112
Convencional	0,0166	0,00112

Least square means for Implante :

Group	Mean	SEM
Pré-Molar	0,0218	0,000913
Molar	0,0171	0,000911

Least square means for Grupo x Implante :

Group	Mean	SEM
iTero x Pré-Molar	0,0247	0,00158

iTero x Molar	0,0173	0,00158
3Series x Pré-Molar	0,0196	0,00158
3Series x Molar	0,0218	0,00158
Convencional x Pré-Molar	0,0211	0,00159
Convencional x Molar	0,0121	0,00158

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor: **Grupo**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
iTero vs. Convencional	0,00439	3	3,932	0,015	Yes
iTero vs. 3Series	0,000300	3	0,269	0,980	No
3Series vs. Convencional	0,00409	3	3,664	0,026	Yes

Comparisons for factor: **Implante**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
Pré-Molar vs. Molar	0,00473	2	5,191	<0,001	Yes

Comparisons for factor: **Implante within iTero**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Pré-Molar vs. Molar	0,00743	2	4,710	<0,001	Yes

Comparisons for factor: **Implante within 3Series**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Molar vs. Pré-Molar	0,00221	2	1,401	0,322	No

Comparisons for factor: **Implante within Convencional**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Pré-Molar vs. Molar	0,00898	2	5,674	<0,001	Yes

Comparisons for factor: **Grupo within Pré-Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
iTero vs. 3Series	0,00512	3	3,246	0,056	No
iTero vs. Convencional	0,00362	3	2,288	0,238	Do Not Test
Convencional vs. 3Series	0,00150	3	0,949	0,781	Do Not Test

Comparisons for factor: **Grupo within Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
3Series vs. Convencional	0,00969	3	6,140	<0,001	Yes
3Series vs. iTero	0,00452	3	2,866	0,106	No
iTero vs. Convencional	0,00517	3	3,274	0,054	No

A result of "Do Not Test" occurs for a comparison when no significant difference is found between two means that enclose that comparison. For example, if you had four means sorted in order, and found no difference between means 4 vs. 2, then you would not test 4 vs. 3 and 3 vs. 2, but still test 4 vs. 1 and 3 vs. 1 (4 vs. 3 and 3 vs. 2 are enclosed by 4 vs. 2: 4 3 2 1). Note that not testing the enclosed means is a procedural rule, and a result of Do Not Test should be treated as if there is no significant difference between the means, even though one may appear to exist.

DESADAPTAÇÃO MARGINAL HORIZONTAL

DESADAPTAÇÃO MARGINAL HORIZONTAL POSITIVA

Two Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook4

General Linear Model

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Normality Test (Kolmogorov-Smirnov) Failed (P < 0,050)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,098)

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Grupo Geral	1	7942,019	7942,019	5,624	0,018
Implante	1	575,770	575,770	0,408	0,524
Grupo Geral x Implante	1	15,884	15,884	0,0112	0,916
Residual	336	474489,879	1412,172		
Total	339	483006,353	1424,798		

The difference in the mean values among the different levels of Grupo Geral is greater than would be expected by chance after allowing for effects of differences in Implante. There is a statistically significant difference (P = 0,018). To isolate which group(s) differ from the others use a multiple comparison procedure.

The difference in the mean values among the different levels of Implante is not great enough to exclude the possibility that the difference is just due to random sampling variability after allowing for the effects of differences in Grupo Geral. There is not a statistically significant difference (P = 0,524).

The effect of different levels of Grupo Geral does not depend on what level of Implante is present. There is not a statistically significant interaction between Grupo Geral and Implante. (P = 0,916)

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Grupo Geral : 0,567

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Implante : 0,0500

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Grupo Geral x Implante : 0,0500

Least square means for Grupo Geral :

Group	Mean	SEM
iTero	126,469	2,952
3Series	116,792	2,817

Least square means for Implante :

Group	Mean	SEM
Molar	120,328	2,893
Pré-Molar	122,933	2,878

Least square means for Grupo Geral x Implante :

Group	Mean	SEM
iTero x Molar	125,383	4,175
iTero x Pré-Molar	127,556	4,175
3Series x Molar	115,273	4,006
3Series x Pré-Molar	118,311	3,961

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor: **Grupo Geral**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
iTero vs. 3Series	9,677	2	3,354	0,018	Yes

Comparisons for factor: **Implante**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
Pré-Molar vs. Molar	2,606	2	0,903	0,523	No

Comparisons for factor: **Implante within iTero**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Pré-Molar vs. Molar	2,173	2	0,520	0,713	No

Comparisons for factor: **Implante within 3Series**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Pré-Molar vs. Molar	3,038	2	0,763	0,590	No

Comparisons for factor: **Grupo Geral within Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
iTero vs. 3Series	10,110	2	2,471	0,081	No

Comparisons for factor: **Grupo Geral within Pré-Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
iTero vs. 3Series	9,244	2	2,272	0,108	No

DESADAPTAÇÃO MARGINAL HORIZONTAL - POSITIVA

Two Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook6

General Linear Model

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Normality Test (Kolmogorov-Smirnov) Passed (P = 0,308)

Equal Variance Test: Failed (P < 0,050)

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Grupo Geral	1	351,663	351,663	0,115	0,734
Implante	1	3271,393	3271,393	1,073	0,301
Grupo Geral x Implante	1	5634,098	5634,098	1,848	0,175
Residual	274	835446,670	3049,075		
Total	277	843493,759	3045,104		

The difference in the mean values among the different levels of Grupo Geral is not great enough to exclude the possibility that the difference is just due to random sampling variability after allowing for the effects of differences in Implante. There is not a statistically significant difference (P = 0,734).

The difference in the mean values among the different levels of Implante is not great enough to exclude the possibility that the difference is just due to random sampling variability after allowing for the effects of differences in Grupo Geral. There is not a statistically significant difference ($P = 0,301$).

The effect of different levels of Grupo Geral does not depend on what level of Implante is present. There is not a statistically significant interaction between Grupo Geral and Implante. ($P = 0,175$)

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Grupo Geral : 0,0500

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Implante : 0,0551

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Grupo Geral x Implante : 0,140

Least square means for Grupo Geral :

Group	Mean	SEM
Cerec/BlueCam	128,750	5,127
iTero	126,469	4,338

Least square means for Implante :

Group	Mean
Molar	131,088
Pré-Molar	124,131
Std Err of LS Mean = 4,749	

Least square means for Grupo Geral x Implante :

Group	Mean	SEM
Cerec/BlueCam x Molar	136,793	7,251
Cerec/BlueCam x Pré-Molar	120,707	7,251
iTero x Molar	125,383	6,135
iTero x Pré-Molar	127,556	6,135

DESADAPTAÇÃO MARGINAL HORIZONTAL - POSITIVA

Two Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook3

General Linear Model

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Normality Test (Kolmogorov-Smirnov) Failed ($P < 0,050$)

Equal Variance Test: Passed ($P = 0,098$)

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Grupo Geral	1	7942,019	7942,019	5,624	0,018
Implante	1	575,770	575,770	0,408	0,524
Grupo Geral x Implante	1	15,884	15,884	0,0112	0,916
Residual	336	474489,879	1412,172		
Total	339	483006,353	1424,798		

The difference in the mean values among the different levels of Grupo Geral is greater than would be expected by chance after allowing for effects of differences in Implante. There is a statistically significant difference ($P = 0,018$). To isolate which group(s) differ from the others use a multiple comparison procedure.

The difference in the mean values among the different levels of Implante is not great enough to exclude the possibility that the difference is just due to random sampling variability after allowing for the effects of differences in Grupo Geral. There is not a statistically significant difference ($P = 0,524$).

The effect of different levels of Grupo Geral does not depend on what level of Implante is present. There is not a statistically significant interaction between Grupo Geral and Implante. ($P = 0,916$)

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Grupo Geral : 0,567

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Implante : 0,0500

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Grupo Geral x Implante : 0,0500

Least square means for Grupo Geral :

Group	Mean	SEM
iTero	126,469	2,952
3Series	116,792	2,817

Least square means for Implante :

Group	Mean	SEM
Molar	120,328	2,893
Pré-Molar	122,933	2,878

Least square means for Grupo Geral x Implante :

Group	Mean	SEM
iTero x Molar	125,383	4,175
iTero x Pré-Molar	127,556	4,175
3Series x Molar	115,273	4,006
3Series x Pré-Molar	118,311	3,961

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor: **Grupo Geral**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	$P < 0,050$
iTero vs. 3Series	9,677	2	3,354	0,018	Yes

Comparisons for factor: **Implante**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	$P < 0,050$
Pré-Molar vs. Molar	2,606	2	0,903	0,523	No

Comparisons for factor: **Implante within iTero**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	$P < 0,05$
Pré-Molar vs. Molar	2,173	2	0,520	0,713	No

Comparisons for factor: **Implante within 3Series**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	$P < 0,05$
Pré-Molar vs. Molar	3,038	2	0,763	0,590	No

Comparisons for factor: **Grupo Geral within Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	$P < 0,05$
iTero vs. 3Series	10,110	2	2,471	0,081	No

Comparisons for factor: **Grupo Geral within Pré-Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	$P < 0,05$
iTero vs. 3Series	9,244	2	2,272	0,108	No

DADOS DE DESADAPTAÇÃO MARGINAL HORIZONTAL NEGATIVA

Two Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook3

General Linear Model

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Normality Test (Kolmogorov-Smirnov) Passed (P = 0,094)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,405)

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Grupo Específico	1	12256,953	12256,953	6,098	0,014
Implante	1	1268,033	1268,033	0,631	0,428
Grupo Específico x Implante	1	3634,621	3634,621	1,808	0,180
Residual	188	377867,103	2009,931		
Total	191	397284,245	2080,022		

The difference in the mean values among the different levels of Grupo Específico is greater than would be expected by chance after allowing for effects of differences in Implante. There is a statistically significant difference (P = 0,014). To isolate which group(s) differ from the others use a multiple comparison procedure.

The difference in the mean values among the different levels of Implante is not great enough to exclude the possibility that the difference is just due to random sampling variability after allowing for the effects of differences in Grupo Específico. There is not a statistically significant difference (P = 0,428).

The effect of different levels of Grupo Específico does not depend on what level of Implante is present. There is not a statistically significant interaction between Grupo Específico and Implante. (P = 0,180)

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Grupo Específico : 0,611

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Implante : 0,0500

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Grupo Específico x Implante : 0,135

Least square means for Grupo Específico :

Group	Mean	SEM
Convencional	-95,361	3,342
CAD-CAM	-61,914	13,126

Least square means for Implante :

Group	Mean	SEM
Molar	-73,259	8,796
Pré-Molar	-84,017	10,300

Least square means for Grupo Específico x Implante :

Group	Mean	SEM
Convencional x Molar	-99,089	4,726
Convencional x Pré-Molar	-91,633	4,726
CAD-CAM x Molar	-47,429	16,945
CAD-CAM x Pré-Molar	-76,400	20,050

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor: **Grupo Específico**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
CAD-CAM vs. Convencional	33,447	2	3,492	0,014	Yes

Comparisons for factor: **Implante**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
Molar vs. Pré-Molar	10,758	2	1,123	0,427	No

Comparisons for factor: **Implante within Convencional**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Pré-Molar vs. Molar	7,456	2	1,578	0,265	No

Comparisons for factor: **Implante within CAD-CAM**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Molar vs. Pré-Molar	28,971	2	1,561	0,270	No

Comparisons for factor: **Grupo Específico within Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
CAD-CAM vs. Convencional	51,660	2	4,153	0,003	Yes

Comparisons for factor: **Grupo Específico within Pré-Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
CAD-CAM vs. Convencional	15,233	2	1,046	0,460	No

DESADAPTAÇÃO MARGINAL HORIZONTAL – NEGATIVA

Contém apenas dois resultados do grupo 3Series.

DESADAPTAÇÃO MARGINAL HORIZONTAL - NEGATIVA

Two Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook2

General Linear Model

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Normality Test (Kolmogorov-Smirnov) Passed (P = 0,090)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,419)

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Grupo Geral	1	9140,141	9140,141	4,504	0,035
Implante	1	664,049	664,049	0,327	0,568
Grupo Geral x Implante	1	2373,334	2373,334	1,170	0,281
Residual	186	377428,189	2029,184		
Total	189	390533,768	2066,316		

The difference in the mean values among the different levels of Grupo Geral is greater than would be expected by chance after allowing for effects of differences in Implante. There is a statistically significant difference ($P = 0,035$). To isolate which group(s) differ from the others use a multiple comparison procedure.

The difference in the mean values among the different levels of Implante is not great enough to exclude the possibility that the difference is just due to random sampling variability after allowing for the effects of differences in Grupo Geral. There is not a statistically significant difference ($P = 0,568$).

The effect of different levels of Grupo Geral does not depend on what level of Implante is present. There is not a statistically significant interaction between Grupo Geral and Implante. ($P = 0,281$)

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Grupo Geral : 0,448

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Implante : 0,0500

Power of performed test with $\alpha = 0,0500$: for Grupo Geral x Implante : 0,0655

Least square means for Grupo Geral :

Group	Mean	SEM
Controle	-95,361	3,358
Cerec/BlueCam	-64,300	14,245

Least square means for Implante :

Group	Mean
Molar	-75,644
Pré-Molar	-84,017
Std Err of LS Mean = 10,349	

Least square means for Grupo Geral x Implante :

Group	Mean	SEM
Controle x Molar	-99,089	4,748
Controle x Pré-Molar	-91,633	4,748
Cerec/BlueCam x Molar	-52,200	20,145
Cerec/BlueCam x Pré-Molar	-76,400	20,145

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor: **Grupo Geral**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
Cerec/BlueCam vs. Controle	31,061	2	3,001	0,034	Yes

Comparisons for factor: **Implante**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
Molar vs. Pré-Molar	8,372	2	0,809	0,567	No

Comparisons for factor: **Implante within Controle**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Pré-Molar vs. Molar	7,456	2	1,570	0,267	No

Comparisons for factor: **Implante within Cerec/BlueCam**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Molar vs. Pré-Molar	24,200	2	1,201	0,396	No

Comparisons for factor: **Grupo Geral within Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
------------	---------------	---	---	---	--------

Cerec/BlueCam vs. Controle	46,889	2	3,204	0,023	Yes
----------------------------	--------	---	-------	-------	-----

Comparisons for factor: **Grupo Geral within Pré-Molar**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Cerec/BlueCam vs. Controle	15,233	2	1,041	0,462	No

DESADAPTAÇÃO MARGINAL HORIZONTAL – NEGATIVA

Two Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook1

General Linear Model (No Interactions)

Dependent Variable: Valores de desadaptação

Normality Test (Kolmogorov-Smirnov) Passed (P = 0,086)

Equal Variance Test: Passed (P = 0,088)

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Grupo Geral	1	7911,287	7911,287	3,863	0,051
Implante	1	2501,339	2501,339	1,222	0,271
Residual	179	366546,689	2047,747		
Total	181	376135,978	2078,099		

The difference in the mean values among the different levels of Grupo Geral is not great enough to exclude the possibility that the difference is just due to random sampling variability after allowing for the effects of differences in Implante. There is not a statistically significant difference (P = 0,051).

The difference in the mean values among the different levels of Implante is not great enough to exclude the possibility that the difference is just due to random sampling variability after allowing for the effects of differences in Grupo Geral. There is not a statistically significant difference (P = 0,271).

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Grupo Geral : 0,375

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Implante : 0,0710

Least square means for Grupo Geral :

Group	Mean	SEM
Controle	-95,361	3,373
3Series	-31,772	32,175

Least square means for Implante :

Group	Mean	SEM
Molar	-67,294	16,176
Pré-Molar	-59,839	16,864