

Gizella Moreira Abrão

**Análise pelo método de elementos finitos da
distribuição de tensões em dentes pilares de
Próteses Parciais Removíveis Classe I de Kennedy
associada a implante osseointegrado**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal de
Uberlândia, para obtenção do título de
Mestre em Odontologia, Área de
Concentração Clínica Odontológica.

Uberlândia

2014

Gizella Moreira Abrão

Análise pelo método de elementos finitos da distribuição de tensões em pilares de Próteses Parciais Removíveis Classe I de Kennedy associada a implante osseointegrado

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves
Co-Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves
Prof. Dra. Iara Augusta Orsi
Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes

Uberlândia -2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

A161a
2014

Abrão, Gizella Moreira,

Análise pelo método de elementos finitos da distribuição de tensões
em pilares de próteses removíveis classe I de Kennedy associada a
implante osseointegrado / Gizella Moreira Abrão. - 2014.

56 f. : il.

Orientador: Flávio Domingues das Neves.

Coorientador: Carlos José Soares.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Prótese parcial - Teses. 3. Implantes
dentários - Teses. 4. Biomecânica - Modelos matemáticos - Teses. I.
Neves, Flávio Domingues das. II. Soares, Carlos José. III. Universidade
Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV.
Título.

CDU: 616.314

Dedico este trabalho aos meus pais Edson e Virgínia que me apoiaram nesse grande desafio, me acolheram e deram todo carinho possível para concluir esta etapa, e a minha irmã Izabella pelo exemplo de sucesso e determinação em realizar seus sonhos.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus, a quem sempre orei para me guiar nas minha decisões e permitir a conclusão deste trabalho da melhor maneira possível.

Aos meus pais, Edson e Virginia, por apoiarem a minha mudança de cidade acreditando neste antigo desejo de me tornar apta a ser professora. Me acolheram em sua casa depois de 3 anos e fizeram de tudo para me sentir bem novamente. Sem vocês não teria sido possível completar essa jornada. Muito obrigada por entenderem nesse período de tantas mudanças na minha vida.

A minha irmã, Izabella, que sempre me apoiou em ser uma profissional melhor, independente e realizada, você sempre foi um exemplo de esforço e determinação em alcançar seus objetivos, e me inspirou a iniciar este desafio.

Aos professores Flávio Domingues das Neves e Carlos José Soares, que disponibilizaram seu tempo me ajudando a concluir nosso trabalho da melhor maneira possível. Confiaram a mim um trabalho um tanto quanto inovador, onde todos aprendemos juntos a desenvolver e concluir essa pesquisa.

Aos meus demais familiares que mesmo de longe sempre torceram por minhas conquistas.

Às minhas amigas Paula, Marcela, Cacá, Thaís, Larissa, Margo, por tornarem esse período mais prazeroso, sempre me apoiaram na decisão de buscar mais conhecimento. Vocês fizeram desses dois anos especiais me dando o que mais precisava, a amizade de vocês.

Ao amigo Bruno Barreto, que com tanta paciência me ajudou a entender melhor minha metodologia assim como usar o software, sempre com muita dedicação. Obrigada pela amizade que surgiu.

A todos os meus colegas de mestrado, fomos uma turma heterogênea, mas que sempre se deu muito bem. Acho que isso fez de vocês especiais, cada um passou o que tinha de melhor.

A colega de sala Renata que sempre esteve pronta para me ajudar, cheia de palavras doces e sábias e me conquistou desde o início. A Ana Luiza e a Isa que foram muito especiais e dividiram experiências nestes 2 anos, torço para que vocês colham frutos dessa conquista.

A Professora Letícia, que sempre me ajudou com minhas dúvidas e questionamentos e me apoiou nos momentos difíceis desse período.

Em especial, a Karlinha, que foi fundamental para a realização desse trabalho, tanto com sua ajuda intelectual, quanto seu apoio moral, sempre com palavras de incentivos que me fizeram nunca desistir. Foi muito bom te reencontrar espero que não percamos contato. Poucas pessoas tem a paciência e o dom de ensinar que você tem.

Meus profundos agradecimentos a querida Aline, que com muita paciência e disposição foi imprescindível para a conclusão deste trabalho. Sem você tudo não teria passado de um projeto, espero que você seja recompensada pela pessoa maravilhosa que é.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia por ter iniciado meu caminho na odontologia e por ter me inspirado a seguir carreira acadêmica, junto a todos seus professores que fizeram me apaixonar pela arte de ensinar.

Ao Cpbio, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, por abrir as portas e disponibilizar todos os equipamentos necessários à conclusão deste estudo.

Aos queridos Graça, Brenda e Wilton, sempre solícitos e pacientes, muito obrigada por todo apoio durante o curso.

A toda equipe do Nepro, que me proporcionou durante esses dois anos novos conhecimentos, novas técnicas, uma perfeita harmonia entre aprender e ensinar onde alunos e professores conseguem ter uma ligação mais estreita e trocar experiências.

Ao Prof. Flávio que ainda na graduação abriu as portas de seu consultório para frequentar nas férias consolidando minha predileção pela reabilitação, e durante esse período novamente permitiu que acompanhasse seu curso de aperfeiçoamento.

À empresa Neodent, por disponibilizar os desenhos dos implantes e componentes protéticos do meu trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	7
RESUMO	8
ABSTRACT	9
1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DE LITERATURA	15
3. PROPOSIÇÃO	28
4. MATERIAL E MÉTODO	29
4.1. Pré processamento	29
4.1.1. Criação dos modelos	30
4.1.2. Obtenção da geometria básica	31
4.1.3. Propriedades dos materiais	32
4.1.4. Tipo de análise estrutural: Linear	34
4.1.5. Geração de malha	35
4.1.6. Condições de contorno	37
4.2. Processamento	38
4.3. Pós processamento	39
5. RESULTADOS	42
5.1. Dente Pilar	42
5.2. Osso adjacente a sela da PPR	44
6. DISCUSSÃO	46
7. CONCLUSÃO	50
REFERÊNCIAS	51

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PPR – Prótese(s) Parcial(is) Removível(is)

PPREL – Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre

mm – milímetro

CoCr – Cromo Cobalto

A – modelo A, presença do dente 34, prótese parcial removível classe I de Kennedy convencional, sem a presença do implante

B – modelo B, presença do dente 34, prótese parcial removível classe I de Kennedy com a presença do implante de 3,75mm X 9mm, do tipo hexágono externo e coroa metálica

C – modelo C, presença do dente 34, prótese parcial removível classe I de Kennedy com a presença do implante de 3,75mm X 9mm, do tipo Cone Morse, e coroa metálica

D- modelo D, presença do dente 34, prótese parcial removível classe I de Kennedy com a presença do implante de 4mm X 5mm, do tipo Ultra curto (WS) e coroa metálica

HE- hexágono externo

CM- cone Morse

WS- implante ultracurto (Neodent)

MPa- megapascal

RESUMO

Objetivo: próteses parciais removíveis (PPR) ainda são solução protética para vários pacientes, especialmente pela preservação da estrutura dentária, reversibilidade e baixo custo. No entanto, pacientes Classe I de Kennedy mandibular têm prognóstico desfavorável desse tipo de reabilitação. Assim, este estudo teve como objetivo comparar qualitativamente por meio do método de elementos finitos (MEF) bidimensional, a distribuição de tensões nos dentes pilares de próteses parciais removíveis convencionais extremidade livre (PPREL) com aquelas associados a diferentes tipos de implantes dentários com coroa metálica.

Material e Método: Para esta análise, foram obtidos quatro modelos de hemimandíbulas com primeiro e segundo préss molares: Modelo A, com PPREL convencional (controle); Modelo B, PPR associada a implante do tipo hexágono externo (HE); Modelo C, PPR associada com implante do tipo Cone Morse (CM) e Modelo D, PPR associada a implante ultra curto. Com o auxílio do programa de elementos finitos (Marc Mentat), os modelos foram carregados com forças verticais de 10N em cada extremidade de cúspide, totalizando 60N por modelo.

Resultados: O Modelo A exibiu a mais desfavorável distribuição de tensões nos dentes pilares. A redução de tensão sobre o dente pilar foi observada em todos os modelos com PPR associados a implantes, independentemente do tipo de implante. Foi observada redução no osso abaixo da sela da PPR em todos os modelos associados a implantes.

Conclusões: O posicionamento distal de um implante para modificar a classificação do arco do paciente tem sido uma alternativa para melhorar o padrão interno de tensão, a fim de reduzir as deficiências deste tipo de prótese. Assim, esta indicação de tratamento pode reduzir os custos do tratamento para os pacientes.

Palavras-chave : Biomecânica; análise de estresse dental ; análise de elementos finitos ; implantes ; prótese parcial removível .

Abstract

Purpose: Removable Partial Dentures (RPD) still are prosthetic solution for several patients, especially for the preservation of tooth structure, reversibility and low cost. However, mandibular Kennedy Class I patients have worse prognosis of this apparatus. Thus, this study aimed to compare qualitatively through the experimental two-dimensional Finite Element Analysis (FEA), the stress distribution in the abutment tooth of conventional Free End Removable Partial Dentures (FERPD) and those associated with different types of dental implants with metallic crown.

Materials and Methods: For this analysis, four hemi mandibles models with 1st and 2nd pre molar were obtained: Model A, control with conventional FERPD; Model B with RPD associated with external hexagonal implant; Model C with RPD associated with Morse taper implant; and Model D with RPD associated with short implant. With the aid of the Finite Element program Marc Mentat, the models were loaded with vertical forces of 10N on each cusp tip, totalizing 60N per model.

Results: Model A exhibited the worst stress distribution on the abutment teeth. A reduction of stress on abutment teeth was observed in all models with RPD associated with implants, independently of the implant type.

Conclusion: The distal placement of an implant to modify the patient's arch classification has been an alternative to improve the internal pattern of stress, in order to reduce the short comings of this type of prosthesis. Thus, this treatment indication could reduce costs for patients.

Keywords: biomechanics; dental stress analysis; finite element analysis; implants; removable partial denture.

1-Introdução

A reabilitação de pacientes desdentados parciais, em sua grande maioria, é realizada por meio da utilização de próteses parciais removíveis, que segundo Todescan (1998) “são aparelhos dentossuportados ou mucodentossuportados, destinados a substituir um ou mais dentes em um ou em ambos os maxilares, podendo ser removidos da boca com relativa facilidade, tanto pelo profissional quanto pelo paciente”. A classificação mais utilizada para determinar os espaços edêntulos e caracterizar essas próteses é a classificação de Kennedy. Por meio desta, são identificados os tipos de ausências encontradas em cada paciente.

A prótese dentária é uma especialidade da odontologia que objetiva reabilitar as principais funções do aparelho estomatognático por meio da substituição dos elementos dentais perdidos por elementos artificiais, melhorando as condições de saúde, conforto e auto-estima dos pacientes. Dentre as várias possibilidades protéticas reabilitadoras, as próteses parciais removíveis (PPR) continuam sendo uma opção protética amplamente utilizada na reabilitação oral, devolvendo a estabilidade oclusal, diminuindo forças excessivas sobre os dentes remanescentes e minimizando possíveis migrações. No entanto, há contraindicações relativas para o uso desta modalidade de tratamento em casos de baixa resistência à cárie e doença periodontal, xerostomia, saliva com pequeno efeito tampão e falta de coordenação motora (Zarb et al., 1980).

Estudos trazem dados que mais de 50% das próteses parciais removíveis mandibulares são Classe I de Kennedy, ou seja, desdentados bilaterais com extremidade livre (Pellizer et al., 2011; Vanzeveren et al., 2003). A perda bilateral de dentes posteriores leva a estabilidade muscular reduzida da mandíbula, menor eficiência mastigatória, perda da dimensão vertical de oclusão e atração dos dentes anteriores (Budtz- Jorgensen et al, 1996). O tratamento com próteses parciais removíveis é uma solução não invasiva e de baixo custo para a reabilitação protética de pacientes com arco dentário curto que têm necessidade funcional e estética de substituição dos dentes posteriores. No entanto, esse tipo de reabilitação é aquela que gera maior dificuldade ao paciente em se adaptar a

prótese devido a falta de estabilidade da mesma, além potencializar uma sobrecarga aos dentes pilares, já que a extensão distal destas próteses parciais removíveis não têm suporte dentário, existindo potencial para a transmissão de força destrutiva para o dente pilar (Ogata et al., 1992).

A osseointegração foi atestada por Branemark (1969) e inicialmente usada na reabilitação de pacientes desdentados totais. Hoje com a consagração da implantodontia pode-se reabilitar pacientes desdentados parciais e unitários. Os princípios da osseointegração possibilitam índices elevados de sucesso na reabilitação com próteses fixas e removíveis, totais ou parciais. A previsibilidade de sucesso e aceitação desses implantes durante vários anos tem aumentado as alternativas de tratamento que podem ser oferecidas ao paciente. Atualmente, após estudos longitudinais que relatam sobrevida dos implantes de 90% em 10 anos de acompanhamento (Adell et al., 1981; Eckert et al., 1998) pode-se indicar essa opção de tratamento para todos os tipos de ausências dentárias. No entanto, o custo operacional desse tipo de reabilitação ainda encontra-se inacessível para algumas pessoas, principalmente quando envolve próteses mais extensas. Para esses pacientes, outra solução deve ser proposta.

Algumas opções são descritas na literatura (Bortolini et al. 2010, Kuzmanovic et al. 2003, Grossmann et al., 2008), na tentativa de resolver este problema, que priva milhares de pessoas em ter uma melhor qualidade de vida melhor, conforto, mastigação e estética. Desde o início dos anos 90, foi relatada a colocação de um implante sob a base da extensão distal das próteses parciais removíveis como uma maneira de manter mais estável esse tipo de reabilitação (Keltjens et al., 1993). Essa opção de associação da prótese parcial removível com extensão distal a implantes osseointegrados, não só pode atenuar o problema do movimento de base, mas também reduzir o custo do tratamento (Rocha, 2003). Espera-se que a colocação do implante na região distal da mandíbula permita que a base da prótese parcial removível não intrua no tecido gengival, funcionando como um anteparo. Desta forma, o dente pilar da prótese é poupadão de movimentos deletérios, que diminuem sua longevidade.

A pesquisa científica, na contemporaneidade, constitui-se numa ferramenta para obtenção de conhecimentos, para elaboração de diagnósticos, para a mensuração de necessidades, expectativas e motivações das populações. Com o rápido avanço das tecnologias, a modelagem com elementos finitos se tornou um instrumento muito importante na pesquisa odontológica, com a simulação de experimentos clínicos em implantodontia, dentística operatória, cirurgia e ortodontia.

O Modelo de Elementos Finitos (MEF) é um método matemático no qual um meio contínuo pode ser subdividido em elementos sem perder suas propriedades originais. Esse método é extremamente útil para indicar aspectos biomecânicos de materiais que dificilmente podem ser pesquisados *in vivo*, além da diminuição na quantidade de exames e redução de custos. Este método vem sendo utilizado com freqüência para analisar a distribuição de tensões sobre dentes e outras estruturas (Lotti et al., 2006).

Com a utilização de Elementos Finitos, poderá ser avaliada uma opção para os pacientes Classe I de Kennedy, simulando o comportamento desse tipo de reabilitação digitalmente. Com isso, pode-se verificar a distribuição de tensões no dente pilar, que suporta a prótese parcial removível, planejando a melhor forma de associar implante e prótese parcial removível.

São muitos os fatores a serem considerados ao se optar por realizar próteses fixas ou removíveis dento-implanto suportadas. Próteses removíveis necessitam de menor quantidade de implantes instalados, permitem melhor higienização e, correção de defeitos no rebordo decorrentes de traumas, reabsorção óssea ou cirurgias pela base acrílica das próteses removíveis. Deve-se considerar o uso dos implantes em localizações específicas para servirem de auxílio na estabilização dos dentes remanescentes por meio de PPRs dento implanto suportadas.

Para pacientes totalmente desdentados os benefícios dos implantes osseointegrados parecem estar bem sedimentados, porém a reabilitação de arcos parcialmente dentados onde há a correlação prótese-dente-implante, ainda consiste em desafios clínicos e abre oportunidades para novas pesquisas. Ainda

são poucos os trabalhos que demonstram como se comportam as estruturas de suporte desses implantes e da prótese removível por ele suportada frente às cargas a eles impostas e sua transferência aos tecidos periimplantares. Para sedimentar esse tipo de reabilitação e verificar os reais benefícios que pode trazer ao paciente estudos experimentais antecipam futuros testes clínicos. No intuito de futuramente permitir uma indicação clínica viável do ponto de vista econômico para pacientes com perdas dentárias posteriores mandibulares.

2- Revisão de Literatura

Keltjens et al., (1993), mostrou por meio de um estudo com 2 casos clínicos de pacientes classe I de Kennedy inferior e desdentados superiores, a possibilidade de utilizar dois implantes osseointegrados. Estes foram dispostos distalmente ao espaço protético inferior, como apoio a PPR, na tentativa de solucionar a constante reabsorção óssea existente sob a base da extremidade livre de PPR. Após acompanhamento de dois anos os pacientes estavam bem satisfeitos com as funções e sentiam as próteses confortáveis. Próteses com maior estabilidade fazem com que os pacientes se adaptem melhor, evitando assim a perda óssea maxilar em casos de PT como antagonista. O uso de 2 implantes osseointegrados na região distal da extensão da base da PPR, pode ser uma solução sustentável por um custo aceitável para esse tipo de paciente.

Giffin et al. (1996), demonstrou um caso clínico de modificação de um paciente Classe II de Kennedy com a colocação de um implante na região desdentada posterior. Foi instalado 1 implante e colocado cicatrizador, a PPR que o paciente já utilizava foi aliviada nesta região. Após 6 meses o cicatrizador foi removido e instalado encaixe do tipo ERA. A instalação posterior de implante osseointegrado com pilares que promovem retenção efetiva, tende a eliminar a maioria dos problemas geralmente associados ao uso de PPR dento-muco suportadas.

Mitrani et al. (1996), avaliou através de um estudo retrospectivo pacientes tratados com PPR, assistida por implantes em um período de 1 a 4 anos. Dez pacientes foram tratados com 16 implantes, esses foram colocados o mais distal possível ao espaço protético e de acordo com anatomia do paciente. Foram colocados cicatrizadores com 3 a 4 meses apos a cirurgia, e os pacientes foram divididos em 2 grupos: pacientes em que os implantes foram usados como apoios, pacientes em que os implantes receberam encaixes resilientes. Pacientes

foram avaliados quanto a: satisfação, situação clínica do implante, situação das condições visíveis dos componentes dos implantes, tecidos peri implantares e raio X. Assim como a base da PPR nas estruturas de suporte com Fit Checker. Todos os pacientes ficaram mais satisfeitos após a colocação dos implantes, 2 pacientes do grupo 1 apresentaram desgaste na superfície oposta ao cicatrizadores e 2 pacientes tinham pilares desapertados. Somente um paciente apresentou fratura de estrutura e teve que fazer outra prótese, assim como somente 1 paciente apresentou inflamação dos tecidos peri implantares. Nenhum implante apresentava mobilidade. Análise radiográfica dos dois grupos não apresentou diferença estatística. O uso de implantes osseointegrados em PPR com extensão distal resultou no aumento considerável da satisfação dos pacientes. Esses demonstraram saúde e condições estáveis dos tecidos assim como a perda óssea estava dentro dos limites normais.

Kuzmanovic et al. (2003) descreveu a fabricação de uma PPR mandibular suportada por implante na região de molares com coroas metálico-cerâmicas. Paciente classe I de Kennedy, envolvido no estudo optou por esse tratamento devido ao baixo custo. Após todo o tratamento necessário ao paciente, foram colocados 2 implantes (ITI), modificando o paciente para classe III de Kennedy. Foram feitas coroas provisórias nos incisivo e caninos assim com PPR. Após 20 semanas, foram feitas coroas definitivas e o paciente foi moldado. Os cicatrizadores foram substituídos por orings (Straumann) e a estrutura metálica da PPR acomodava as cápsulas. Após 2 anos não houve necessidade de manutenção protética, somente ativação das cápsulas de ouro da PPR inferior para restabelecer retenção. Promovendo melhor suporte e retenção ao paciente.

Maeda et al. (2005) examinou a eficácia biomecânica, através do método de elementos finitos 2D, de implantes instalados abaixo da base de prova de PPR classe I de Kennedy, para estabelecer estabilidade oclusal. Foi criado modelo bidimensional e aplicadas forças equivalentes a cada músculo da mastigação e comparado a um modelo controle com dentes. Foi sugerido através dos resultados que a colocação de um implante posterior pode ajudar na

estabilidade da PPR, o que pode prevenir remodelação óssea assim com reabsorção em lâmina de faca.

Para Ohkubo et al. (2006), pacientes parcialmente desdentados com perdas de prémolares e molares inferiores são reabilitados com sucesso com PPR implanto suportadas, mas pouco se sabe sobre o efeito da diminuição da pressão nos tecidos moles sob a base e a redução do deslocamento da prótese com a instalação do implante. Assim foi feito um estudo laboratorial para avaliar a estabilidade dessas PPRs, foram feitos 3 modelos de canino a canino, modificados pela altura do rebordo residual em 1mm. Foram colocados 5 sensores de pressão na região do 34, 44, 36, 46 e um mesio lingual. Nos modelos modificados foram colocados silicona para simular a presença do tecido mole. Implantes ITI de 8mm foram colocados na região de segundo molar e cicatrizadores e confeccionada PPR. Carregamentos de 5 kg foram aplicados em todos os pontos, foi então medida a pressão e deslocamento através de sensores nas 5 áreas. Os valores de pressão no grupo de 1mm de tecido mole foram significativamente menores

No estudo de Grossmann et al. (2008), foi avaliada a sobrevivência dos implantes para reabilitar pacientes parcialmente desdentados com PPR implanto suportadas de diferentes configurações, com até 10 anos de acompanhamento. Foram tratados 23 pacientes com perdas de mais de 5 dentes em cada arco e que nunca usaram próteses, em todos os casos de extremidade livre os implantes foram colocados próximos aos dentes pilares para evitar o uso de grampos e comprometer a estética. Foram usados dois tipos de encaixe, oring e barra clipe. Implantes foram considerados perdidos se fossem removidos por mobilidade, evidência de periimplantite radiolúcida e dor persistente, desconforto ou infecção atribuída ao implante. Foi feito um teste de satisfação dos pacientes ao final. No total 44 implantes foram instalados nos 23 pacientes, em 13 maxilas e 10 mandíbulas, o acompanhamento foi de 9 a 120 meses. Os dados mostraram que 2 implantes falharam em um mesmo paciente (fumante), 1 dente pilar foi perdido e todos os pacientes estavam satisfeitos com as próteses, somente 13% relataram a prótese desconfortável. Assim, próteses parciais removíveis suportadas por

implantes podem ser uma opção quando próteses fixas não são possíveis, o tratamento simples e de custo efetivo resulta em alta satisfação e pode melhorar a biomecânica, estética e saúde periodontal. Cuidado na seleção dos pacientes e apropriada manutenção são recomendados para obtenção de resultados satisfatórios.

Em outro estudo Grossmann et al. (2009) fez uma revisão onde avalia a associação de PPRs com implantes na tentativa de aliviar problemas comuns as PPRs convencionais, e descrevendo conceito de PPR implanto suportada, suas indicações e parâmetros clínicos para a localização dos implantes. Foi feita uma pesquisa nas bases de dados Pubmed e Ovid de artigos em inglês de 1969 a 2008 e também foram colhidos dados de 35 pacientes que receberam 67 implantes em 2 centros onde foram reabilitados com PPR implanto suportadas. Foram selecionados 10 artigos, maioria casos clínicos únicos, 2 publicações in vitro e 3 estudos retrospectivos. E assim foram sugeridas diretrizes para o uso clínico de PPRs implanto suportadas: instalar implantes na região de segundo molares em pacientes com extremidade livre, instalar implantes próximos a dentes pilares quando a intenção é uma futura PF, colocar implantes medialmente em classe IV de Kennedy, usar implantes curtos e estreitos se necessário, usar encaixes nos implantes, desenhar a PPR de forma simples com apoios e nichos semelhantes a uma convencional, usar conectores maiores rígidos para arcos superiores, minimizar rebordo mandibular lingual (dificulta ajuste), incorporar elementos retentivos a base da prótese em função da carga, agendar pacientes para checkups e manutenção.

Shamiri e Atieh (2009), fizeram uma revisão sistemática onde buscavam avaliar a existência de evidências para identificar se PPR implanto suportadas ou implanto assistidas tem melhor performance comparada com outra modalidade de tratamento. Foram respeitados os seguintes dados: pacientes parcialmente desdentados, casos mandibulares, resultados comparados com PPR ou outros tipos de tratamentos protéticos e acompanhamento da performance clínica e satisfação dos pacientes. Foram buscados 7 bancos de dados, onde usaram como critérios de inclusão: língua inglesa, todos os tipos de estudos in

vivo, reabilitações com próteses PPR implanto suportadas ou implanto assistidas. 15 artigos foram selecionados onde 7 foram excluídos: 2 por se tratarem de maxila, 2 casos unilaterais, 2 envolviam próteses fixas e 1 tinha dados duplicados. Os 9 artigos incluíam 183 implantes, com acompanhamento de 3 semanas a 120 meses, todos transformavam Classe I de Kennedy em Classe III. O uso de implantes parece melhorar os numeroso problemas associados a PPR convencional e adicionalmente levar a uma satisfação dos pacientes. Mas não há evidencias baseadas em pesquisas para validar o uso desse tipo de tratamento em pacientes com extremidade livre, são necessários mais estudos randomizados.

Pellizer et al. (2010) avaliou o comportamento biomecânico de PPR mandibular associada com implante e diferentes sistemas de retenção, sob força axial e oblíqua, através de análise bidimensional de elementos finitos. Foram simuladas 5 hemi mandíbulas em corte sagital com canino. Modelo A era controle com PPR convencional, modelo B PPR apoiada em implante com cicatrizador, modelo C PPR apoiada em implante com sistema Era, modelo D PPR apoiada em implante com oring, modelo E PPR apoiada em implante com coroa. Os 5 modelos foram feitos no AutoCAD e exportados para o programa Ansys de elementos finitos, onde propriedades estruturais foram aplicadas e carga de 50N dividida em 5 aplicações de 10N sobre as cúspides dos dentes. Os resultados foram avaliados em deslocamento (mm) e Von Misses (Megapascales). Todos modelos com presença de implante reduziram a intrusão da PPR, a melhor distribuição de forças encontrada foi no encaixe Era, e modelo E teve grande deslocamento.

Na pesquisa de Bortolini et al. (2010), foi realizado um estudo retrospectivo de 8 anos do tratamento de PPRs implanto retidas com sistema do tipo oring. Foram tratados 32 pacientes parcialmente desdentados, que escolheram dentre as opções de tratamento oferecidas, fazer uso de PPR implanto retidas. 64 implantes foram instalados, sendo usados os mais longos e largos possíveis para cada caso. Maxilares receberam carga com 6 meses e mandibulares com 3 meses. Durante o acompanhamento foram colhidos os seguintes dados: satisfação do paciente, sucesso do implante, observação da prótese, estabilidade oclusal, necessidade de reembasamento, retenção do oring.

No geral os implantes tiveram sucesso de 93,5%, não houve necessidade de refazer nenhuma prótese em 8 anos. A combinação de implantes com PPR aumentou a satisfação dos pacientes, tecido mole periimplantar e rebordo residual permaneceram estáveis. A reabsorção óssea ao redor dos implantes está dentro dos limites aceitáveis. Uma indicação bem conduzida para modificar casos Classe I e II de Kennedy pode ser considerada levando em consideração pontos como: necessidade de repor segundo molares X uso de arco curto, opção de uma PF, indicações e opções de implantes, expectativas e desejos do pacientes, e condições financeiras.

Elsyad et al. (2011) realizou um estudo comparando a possível influência que a instalação de implantes abaixo da base de PPRs Classe I de Kennedy podem ter sobre a reabsorção do rebordo residual após 5 anos. 34 homens desdentados parciais de mandíbulas, que estavam de 3 a 8 anos sem utilizar próteses, eram candidatos a confecção de PPRs convencionais e tinham de primeiro pré molar a primeiro pré molar, foram divididos randomizadamente em 2 grupos. Foi colocado 1 implante na região de primeiro molar em todos os pacientes. Grupo 1, tinha 18 pacientes, foram tratados com PPR que tinha contato direto com o cicatrizador sobre o implante. Grupo 2, tinha 16 pacientes, que foram tratados com PPR impalnto retidas através de um encaixe resiliente (Ball, Dyna Dental). Pacientes recebiam controle semestral. Foram realizadas 2 tomografias rotacionais por paciente, tiradas imediatamente após a instalação e 5 anos depois. As alterações ósseas da região posterior da mandíbula foram medidas com método de mensuração proporcional descrito por Widenj. As tomografias foram scaneadas, as marcas (linha da borda mais baixa do forame mentoniano até a crista do rebordo residual) foram traçadas nas imagens e digitalizadas, e feitos os cálculos necessários através do AutoCAD. Restaram 30 pacientes, 4 foram excluídos por perdas ósseas grandes ou perda dos implantes, no grupo 1 não houve diferença estatística da quantidade óssea do inicio do tratamento para 5 anos depois, no grupo 2, houve diminuição significante de osso 5 anos após o tratamento. Como só homens foram incluídos no estudo devem ser tiradas conclusões com cautela. PPRs implanto suportadas parecem estar associadas a

menores níveis de reabsorção óssea apos período de 5 anos se comparadas a PPR implanto retidas. O tipo do desenho da prótese, a altura inicial do rebordo da mandíbula e a freqüência de reembasamento mostraram associação à reabsorção do rebordo residual.

Santos et al. (2011) usaram a analise de elementos finitos para avaliar o deslocamento e distribuição de tensões transmitidas por uma PPR de extremidade livre associada a implantes instalados em diferentes inclinações (0, 5, 15, 30 graus) na região de segundo molar. Foram simuladas 6 hemi mandíbulas sem dentes posteriores, apresentadno somente dente 33. Os modelos foram feitos em AutoCAD, 1 implante HE de 3,75X10 mm foi colocado juntamente com cicatrizador de 5X2mm na região determinada. Foi aplicada força de 10N em 5 pontos nas cúspides. O modelo F com implante de 30 graus foi o que obteve menor deslocamento na região dos implantes, em todos os modelos houve concentração de tensões na região do dente 33, a introdução da PPR aumenta esses valores. A PPR também aumenta a concentração de forças no osso trabecular. Modelo C (inclinação de 5 graus) e D (inclinação de 10 graus), apresentaram pequena melhora da distribuição de concentração de tensões no ápice do dente 33 comparado com modelos E (inclinação de 15 graus) e F (inclinação de 30 graus). A presença do implante diminui as tensões na região distal da mucosa, que ficou menos visível com a associação da inclinação dos implantes. O implante apresenta as mais altas concentrações de tensões. Mas o uso de implantes como suporte de PPR diminuem o deslocamento na mucosa alveolar em todos as inclinações simuladas. A distribuição de tensões transmitida pela PPR para as estruturas de suporte foi melhorada com o uso de implantes retos ou inclinados.

Verri et al. (2011), avaliou a associação implante e PPR em casos de implantes colocados distalmente e conectados com encaixes do tipo ERA, com diferentes apoios e qualidade óssea no dente remascente. Foram construídos 8 modelos de hemi mandíbulas, no Auto CAD e exportados para o Ansys onde foi feita a análise de elementos finitos. O máximo de tensões Von Misses foi encontrada nos implantes naqueles modelos onde ele estava presente, nos

demais ela concentrou-se no dente pilar. Modelos com nicho tem mais tensões que modelos com apoios geradas no osso cortical, e a presença de implante diminui tensões em todos eles. O apoio diminui níveis de tensões no osso trabecular, assim com a presença dos encaixes tipo ERA. A colocação de implantes favoreceu a diminuição de tensões na mucosa alveolar. Modelos com apoio distal tiveram menores valores de tensões nos dentes pilares. A introdução de 1 implante associado ao sistema ERA, diminui as tensões nas estruturas de suporte. O apoio distal favoreceu a diminuição de tensões no dente pilar, osso cortical e trabecular, mas não na mucosa alveolar. Os modelos com perda óssea apresentaram aumento de tensão ao redor do ápice do dente de suporte com o uso de nicho distal, obtendo melhores resultados com o apoio.

Freitas et al. (2012) realizou uma revisão sistemática sobre satisfação dos pacientes, taxa de sobrevivência e complicações protéticas de pacientes reabilitados com PPR associadas com implantes em casos Classe I e II de Kennedy. Foi feita uma busca online nos banco de dados Pubmed e Cochrane por artigos publicados entre 1981 a 2011. Foram incluídos estudos clínicos controlados e randomizados, estudos clínicos prospectivos e retrospectivos, todos deviam ser como critério de inclusão realizados em humanos, reabilitar com PPR mandibular assitida, suportada ou retida por implantes, casos Classe I ou II de Kennedy, e mínimos de acompanhamento de 12 meses. Ao final foram selecionados 5 estudos, onde foram relatados 98,99% de sucesso dos implantes. Complicações com as próteses foram relatadas em todos os artigos algumas próteses necessitaram de reparo em relação ao revestimento, desaperto de cicatrizador, substituição do componente resiliente do anexo, desaperto do parafuso e danos na parte acrílica da base. Altas taxas de sucesso do implante e aumento da satisfação dos pacientes portadores desse tipo de prótese, no entanto algumas complicações protéticas foram encontradas e reparos tiveram que ser realizados. A melhor posição para instalação do implante também não pode ser definida. Embora essa abordagem possa ser uma alternativa de tratamento de baixo custo e benéfico para pacientes com extremidade livre, as evidências ainda

não são claras pela falta de ensaios clínicos bem desenhados controlados e randomizados.

Archangelo et al. (2012) avaliou a influência das condições do ligamento periodontal na distribuição de tensões de uma PPR extremidade livre associada a 1 implante. A hipótese testada era que o LP não homogêneo aumenta os benefícios do implante, reduzindo a tensão do dente suporte da PPR. Foram criados 6 modelos de hemi mandíbulas no auto CAD e exportados para o Ansys, 3 modelos o LP foi considerado não homogêneo, representando 4 grupos de fibras (horizontal, oblíqua, apical e crista) e suas direções. Foram aplicadas forças de 50N distribuídas em 5 cúspides. As estruturas foram divididas em áreas de interesse: ápice radicular, lado mesial do dente pilar e estruturas adjacentes, lado distal do dente pilar e estruturas adjacentes, crista óssea distal do dente pilar, metade anterior da crista alveolar, metade posterior da crista alveolar, e implante. O LP modelado de forma não homogêneo aumenta os benefícios do implante em relação ao homogêneo. O LP não homogêneo e presença de implante não diminui a tensão no dente pilar.

El Mekawy et al. (2012), realizou um estudo prospectivo multicêntrico com duração de 2 anos para averiguar a saúde dos tecidos 40 implantes mandibulares que suportavam PPRs Classe I de Kennedy através de exames clínicos, radiográficos e densitometria paramétrica. Foram tratados 20 homens com mesmo protocolo clínico e protético, com idade entre 35 e 45 anos, boa saúde bucal e sistêmica, que não faziam terapia hormonal e necessitavam de implantes bilatérias. Os implantes instalados foram de 3,75 X 11,5mm conforme protocolo BRANEMARK. Foram feitas coroas em venner splintadas nos dentes remanescentes 33 e 32, 43 e 42, foi usado um retentor intracoronal com um braço lingual que se ligava a PPR. Após 3 meses da instalação dos implantes as próteses foram entregues aos pacientes. Os cicatrizadores foram utilizados como apoio sem nenhum outro tipo de attachment. Os pacientes tiveram acompanhamento de 6, 12, 18, e 24 meses. O tecido Peri implantar foi avaliado em 4 regiões (M,D,V,L), e foram colhidos 3 índices: sondagem de profundidade de sulco, índice de placa e índice de sangramento gengival. Foram tirados raio X,

através da técnica paralelismo do longo cone e importado para o um software para obter medições para os dados. Foi medida a altura óssea ao redor do implante através da distancia entre a crista alveolar e rebordo do implante. Na densitometria foi calculada a densidade óssea ao redor do implante após 6, 12, 18 e 24 meses, através de um software. 19 pacientes concluíram a pesquisa todos com os implantes estáveis e sem sinais e sintomas. Nenhum implante apresentou região radiolúcida ao seu redor, o índice de placa e índice de sangramento na sondagem, mostraram estatisticamente mudanças significativas com o passar do período observado. A media da perda ósseo do T0 para T24 foi significante. Comprovou-se nesse estudo uma taxa de sucesso de 95% dos implantes apos 24 meses e pode ser considerada uma modalidade de tratamento de sucesso para reabilitação de pacientes bilaterais posteriores mandibulares.

Wolfart et al. (2012) avaliou se a estratégia de instalação de implantes abaixo de PPR ou PT já existentes melhoraria o índice de oral de qualidade de vida oral (OHRQoL). Nesse estudo prospectivo foram selecionados pacientes com próteses PT ou PPR em bom estado que tivessem a indicação de implantes. Os implantes foram instalados de forma que em cada quadrante houvesse 2 implantes, 2 dentes ou 1 dente e 1 implante. Esses foram conectados com as prótese já existentes através de encaixes do tipo bola. Foi feito acompanhamento 1 semana após colocação dos implantes, 12 e 24 meses depois, onde verificou-se complicações, sobrevivência, além do OHRQoL. Foi aplicado o questionário que contem 49 itens, as respostas tinham uma escala de 0= nunca, 1= difícil, 2= ocasionalmente, 3= pouco frequente, 4= muito frequente. O teste mensurava limitação funcional, dor funcional, dor física, desconforto, incapacidade social, solução desvantajosa entre outras coisas. No total 23 pacientes foram tratados 12 pacientes com PT e 11 PPR. Aumentar o número de pilares para 5 ou 6 na maxila e 4 na mandíbula com a colocação estratégica de implantes em pacientes que já possuem portese melhora o OHRQoL.

Sato et al. (2013), analizou a relação entre o suporte de implantes e a área de suporte da prótese na estabilidade de PPR mandibulares com extensão distal, através de estudo in vitro. Foram confeccionados modelos em resina epóxi

com dentes do 33 ao 43, usando silicona para simular ligamento periodontal. Foram colocados sensores de pequeno porte na região de 1º molar esquerdo e direito e 1º pré molar mesio lingual, na altura da crista alveolar. Foi confeccionada PPR sem dentes, com estrutura metálica em barra lingual. Implantes ITI de 8mm forma colocados bilateralmente na região de 2º molar e cicatrizadores de 4,5mm de altura. Forças acima de 5kg foram aplicadas na interseção da linha media e nos contatos direito e esquerdo. O sensor de deslocamento e célula de carregamento foram configurados no aparato do carregamento. Foi medida a pressão nos 5 lugares que receberam carregamento e no tecido mole simultaneamente através de um computador personalizado. A pressão na área do 36 e 46 nas PPRs com implantes foi bem menor na base da prótese. O deslocamento das PPRs suportadas por implantes foi menor que o da convencional. Não houve diferença na pressão (região do 36 e mediana) e no deslocamento da PPR com implante, independente da área de suporte da base da dentadura. O estudo indica que a colocação de implante na distal de espaços protéticos posteriores mandibulares podem prevenir o deslocamento da PPR, independente da área de suporte da base da mesma.

Campos et al. (2013), mediu o limiar e absorção de nutrientes em pacientes parcialmente desdentados reabilitados com PPR convencionais e posteriormente com acréscimo de implante. Todos pacientes possuíam PT superiores e na mandíbula somente caninos e incisivos, tinham adequado volume e altura do osso para inserção do implante. Não apresentaram sinais e sintomas de desordens temporomandibulares e hábitos parafuncionais. 8 voluntários com idade media de 60 anos foram tratados, eles receberam todo tratamento necessário para dentes remanescentes, PT e PPR novas. Após 2 meses de adaptação foram avaliados quanto a eficiência mastigatória, absorção de nutrientes e feita tomografia. Foram então instalados implantes Neodent de 6, 4 ou 3,75 de diâmetro e 6, 7, 9 ou 11 mm de comprimento, colocados na região de molares. Após 4 meses com cicatrizadores foram adicionados sobre os implantes conectores BA de 2,5 ou 4mm (Neodent). As próteses com retentores foram usadas por 2 meses e depois feitos os testes novamente. No teste de eficiência

mastigatória foram dados 3,7 gramas de amendoim sem salgar para cada paciente, que foram instruídos a mastigar até sentirem desejo de engolir. Durante esse tempo uma pessoa treinada contava o numero de ciclos mastigatórios. O mesmo teste foi feito com cápsulas Optocall e quando chegaram no mesmo numero de ciclo cuspiam o material. As partículas foram então devidamente processadas e medidas. Cada paciente fez o ciclo 3 vezes em dias diferentes. A avaliação dietética foi feita através da anotação de todo alimento ingerido por cada paciente durante 3 dias, foi calculada Kcal diária, carboidratos (g/dia), proteína, cálcio, fibras e ferro. Altura, peso e massa corporal foram medidos. O numero de ciclos mastigatórios não variou para os dois tipos de próteses, mas os valores do tamanho das partículas foram significativamente menores com implantes e retentores BA. Os resultados mostraram que a ingestão diária de Kcal, carboidratos, ferro, cálcio e fibras aumentou com a instalação dos implantes e encaixes BA. O IMC não alterou antes e depois da instalação de implantes. O estudo suporta dizer que a reabilitação Classe I mandibular extremidade livre com a instalação de implantes e retentores BA promove eficiência mastigatória e absorção de nutrientes em pacientes parcialmente desdentados.

Shamiri et al. (2013) pesquisou como carregamento oclusal unilateral e bilateral é transmitido para PPR Classe I de Kennedy implanto suportada. Um modelo duplicado de uma mandíbula com poliureteno e silicona foi confeccionado, onde foi respeitado 2mm de espessura de tecido mole sobre região desdentada. Dentes pilares e implantes foram considerados sem movimento. Foi feita uma PPR convencional com barra lingual e nicho mesiooclusal e um grampo I na região de pré molar. Foram colocados aferidores de tensões na superfície da infra estrutura metálica em ranhuras previamente realizadas para acomodá-los. Através de equações foi possível transformar a excitação da voltagem em calculo da mudança de resistência. A voltagem usada foi 2,5 Voltz. Foi colocado um implante de 4,8mm (ITI), com resina ao redor para o mesmo não se movimentar. Força de 120N foi aplicada, unilateralmente e bilateralmente, na região de PM, região de M e no revestimento de PM e M, foram repetidas por 10 vezes. O carregamento unilateral gerou deslocamento lateral e vertical da PPRIS o que pode resultar em

deformações e tensões associadas sobre os conectores maiores e menores. O carregamento unilateral uniforme na PPR gera uma correlação da tensão destrutiva entre o quadro e a base de acrílico (acrílico em tensão e quadro em compressão). A curvatura do arco dental criou um ponto de fulcro durante o carregamento unilateral, que resultou numa torção da estrutura. Quando o carregamento era bilateral o deslocamento lateral foi minimizado, mas quando a carga é transferida para a frente o efeito do braço mais esforço gerou tensão sobre os apoios oclusais.

Hegazy et al. (2013) avaliou a tensão ao redor diferentes PPR extremidade livre bilaterais: PPR com caninos como pilares e implantes posicionados mesialmente e dois tipos diferentes de apoios horizontal e vertical: e PPR com canino como pilares e implantes posicionados distalmente e apoio horizontal. Foram confeccionados 3 modelos acrílicos com dentes do 33 ao 43, mucosa e ligamento simulados por siliciona. Os implantes utilizados tinham medidas de 4,2X 13mm. No Grupo 1 foram colocados na região de pré molar para trabalharem como pilares e utilizados retentores do tipo bola (macho/fêmea). No subgrupo A os caninos receberam apoios linguais horizontais e B verticais. No Grupo 2 os implantes foram colocados distalmente correspondendo a região de 1ºM e os caninos tinham grampo I e uma restauração no cíngulo para apoiar o grampo mesial. A superfície da PPR foi modificada era plana para facilitar a aplicação do carregamento. Em cada modelo 8 auto protetores lineares de Tensão Gauge foram cimentados na superfície lingual e vestibular do dente pilar e implantes. Foram aplicadas forças de 70N por 10 segundos em cada posição, por 5 vezes, e a tensão foi calculada pela equação: tensão/ deformação= modulo de elasticidade. O Grupo 1A teve maior tensão induzida ao redor dos pilares, seguido pelos grupos 1B e 2. O desenho da PPR não mostrou alterações significantes. Implantes distais podem ter melhor indicação do que os posicionados mesialmente para resolver os problemas de PPR Classe I mandibular. Se usados mesialmente fazer apoios verticais pois transmitem menos tensões aos conectores recíprocos do que os horizontais.

3-Proposição

Este trabalho tem por objetivo comparar qualitativamente, por meio do método de elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensão no dente pilar e no rebordo, de próteses parciais removíveis de extremidade livre, Classe I de Kennedy convencional, e associadas a diferentes tipos de implantes, com carregamento uniformemente distribuído.

4- Material e Método

Para o desenvolvimento deste estudo, foi utilizado o método de elementos finitos bidimesional, o trabalho foi realizado no Cpbio, Centro de Pesquisa Odontológico Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

O método de elementos finitos consiste de três fases:

Pré-processamento: Consiste na construção do modelo geométrico e informações pertinentes das propriedades dos materiais empregados na construção do modelo, que são incorporadas nesta etapa. A estrutura do modelo é dividida em um número finito de elementos (discretização) que são interconectados por pontos nodais os quais se encontram no sistema de coordenadas X,Y,Z, onde o conjunto resultante é denominado “malha”. Em seguida, são consideradas as restrições do modelo físico, onde as condições de contorno estruturais são aplicadas com a finalidade de simular o modelo físico real. Essas condições de contorno resumem-se em fixação do modelo e aplicação do carregamento.

Processamento: Após a criação do modelo, com o processamento numérico, o problema estrutural é solucionado computacionalmente. Os resultados dos campos de tensões, deformações e deslocamentos são obtidos.

Pós-processamento: A análise do modelo é efetuada utilizando-se os resultados de campos de tensões, deformações e deslocamentos. A análise de tensões pode ser feita pela comparação dos componentes de tensões normais, tensões principais ou ainda tensão equivalente de Von Mises (tensão efetiva).

4.1- Pré Processamento

O pré processamento envolve a construção do modelo, que consiste: representação geométrica, definição das propriedades e determinação valor e local do carregamento. Essa etapa de construção é complicada pois as estruturas

biológicas tem formas irregulares, consistem de diferentes materiais e a exata condição pode ter efeitos no resultado.

4.1.1 Criação dos Modelos

Para a realização deste trabalho foram elaborados 4 modelos, sob o aspecto sagital, simulando hemiarcos parcialmente edentados, sem suporte dental posterior, nos quais o número de dentes remanescentes, a extensão do rebordo na extremidade livre, a característica do periodonto de suporte e de proteção, as distâncias biológicas (crista alveolar, junção cimento/esmalte, inserção conjuntiva), a altura óssea mandibular, a espessura da estrutura metálica de CoCr, e o número de dentes artificiais foi retirada da literatura (Wheeler, 1974). Em modelos bidimensionais a modelagem pode ser feita por meio de imagens ou subdivisões planas de uma estrutura como fotografias, radiografias e tomografias. Foi utilizada uma imagem do estudo de BurakOzcelik (2009), como referência para os modelos. (Fig. 1)

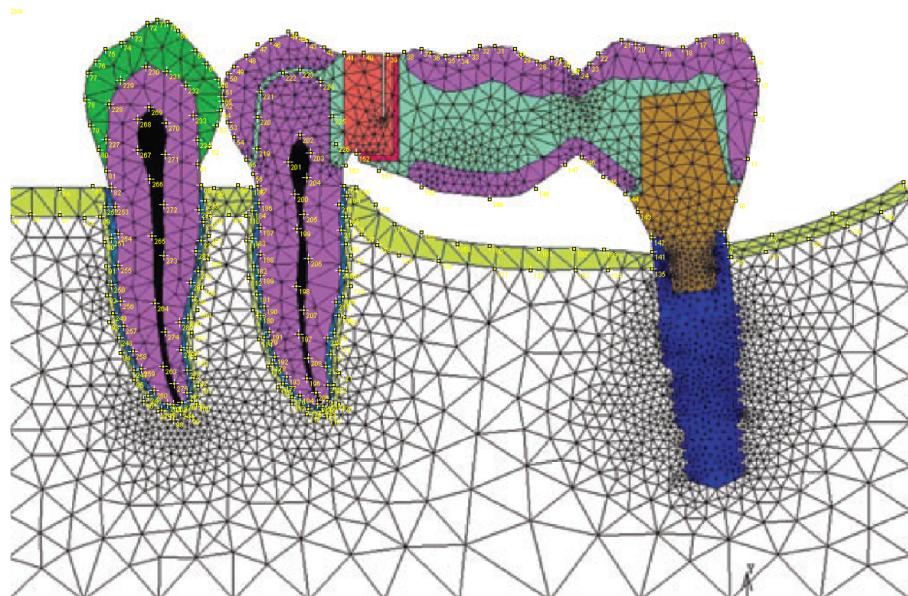


Figura1- Modelos com os pontos selecionados pelo programa Image J.

Foram empregados quatro modelos representando um hemiarco mandibular Classe I de Kennedy com os elementos dentais 34 e 35:

- Modelo A (Controle) – representando um hemiarco mandibular classe I de Kennedy presençā do dente 34 e 35, e PPR
- Modelo B – representando um hemiarco mandibular, com dente 34 e 35, classe I de Kennedy onde foi instalado um implante 3.75mm X 9mm do tipo hexágono externo (HE), com intermediário tipo munhão universal de 4 mm de altura, coroa metálica e PPR.
- Modelo C (C) – representando um hemiarco mandibular, com dente 34 e 35, classe I de Kennedy onde foi instalado um implante de 3.75 X 9mm do tipo cone Morse (CM), com intermediário tipo munhão de 4mm de altura, coroa metálica e PPR.
- Modelo D (D) – representando um hemiarco mandibular, com dente 34 e 35, classe I de Kennedy onde foi instalado um implante de 4 X 5 mm do tipo ultra curto (WS), com intermediário tipo munhão de 4mm de altura, coroa metálica e PPR.

4.1.2 Obtenção da geometria básica

A imagem usada como referência foi importada para o programa Image J (programa de domínio público na Internet) que pode digitalizar pontos de um desenho, e exportá-los como uma lista de coordenadas. Subsequentemente essas coordenadas foram importados para o programa de elementos finitos MARM-MENTAT (MSC Software; Santa Ana, CA, USA). Os desenhos dos implantes foram fornecidos pela empresa Neodent (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) no formato de arquivo Iges, que pode ser empregado pela maioria dos programas MEF. Os pontos importados foram usados para descrever a forma das estruturas modeladas e definir a malha. Foram realizadas alterações no desenho para que ele ficasse com a configuração proposta pelo estudo. Os desenhos dos implantes também foram importados para o programa Image J, pois suas linhas não eram contínuas, depois de refeito esses desenhos eram enviados para o programa Marc e adicionados ao desenho com as das demais estruturas. (Fig.2)

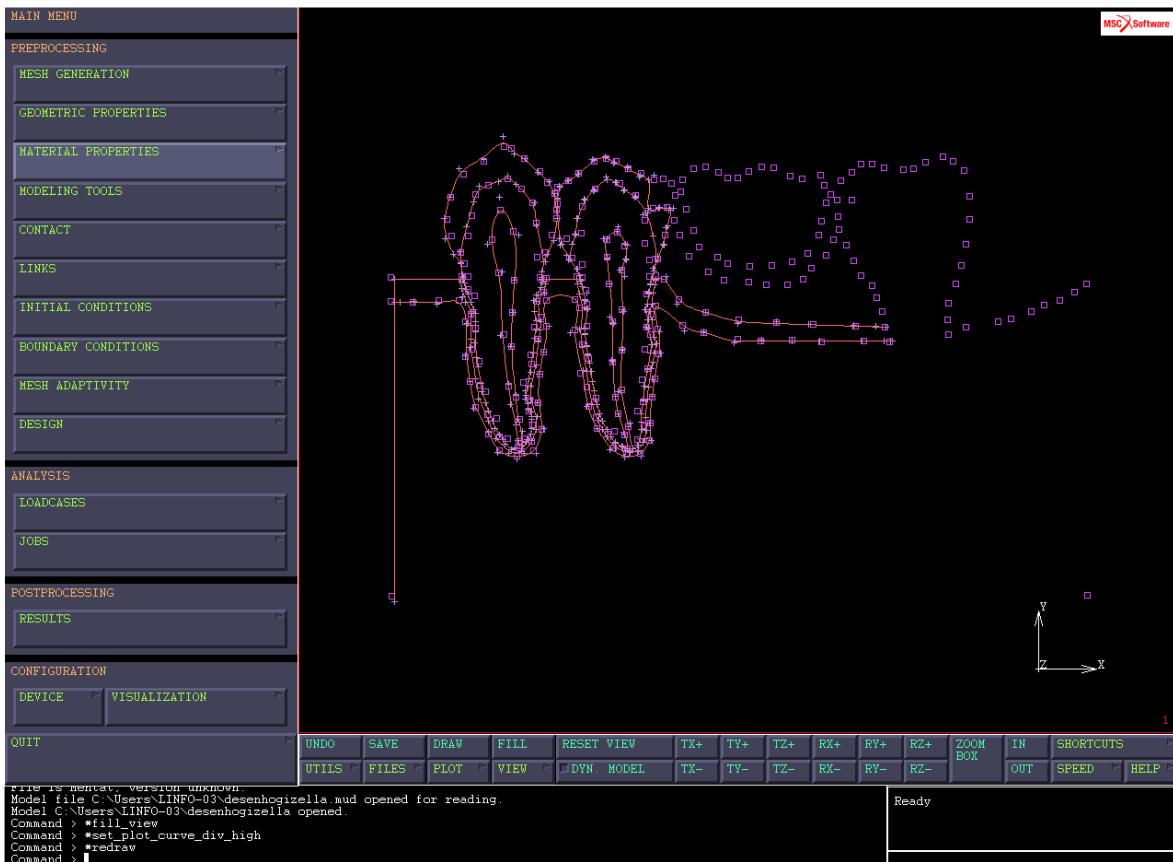


Figura 2- Pontos transportados para o software Marc e início da confecção das linhas do desenho.

4.1.3 Propriedades dos materiais

As propriedades dos materiais influenciam a tensão e a distribuição dela em uma estrutura. Estas propriedades podem ser classificadas no MEF como isotrópico, isotrópica transversalmente, ortotrópico e anisotrópica. Em um material isotrópico, as propriedades são as mesmas em todas as direções e, dessa maneira são necessários somente duas constantes do material independentes: módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, (Soares et al., 2012)

Os materiais dos modelos desse estudo foram considerados isotrópicos elásticos e lineares. As propriedades mínimas necessárias para análises desse tipo de estrutura são o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson. Esses valores foram retirados da literatura e são obtidos através de ensaios mecânicos.

Tabela 1- Propriedades mecânicas atribuídas aos materiais dos modelos de elementos finitos

Estrutura	Módulo de elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson
Esmalte ²²	41	0.30
Dentina ²²	18.6	0.31
Osso trabecular ²²	1.37	0.30
Osso cortical ²²	13.7	0.30
Ligamento Periodontal ²²	0.0689	0.45
Liga Co-Cr ⁵⁷	185.0	0.35
Titânio ⁴⁷	103.4	0.35
Resina ¹⁵	8.30	0.28
Mucosa ³⁰	0.68	0.45
Liga da coroa ⁵⁷	185.0	0.35

Módulo de elasticidade, Módulo de Young ou Módulo elástico(E) :

Define a inclinação da curva tensão-deformação até o limite de proporcionalidade. É uma medida de rigidez do material em sua região elástica e apresenta as mesmas unidades da tensão. A maioria dos materiais exibe esse comportamento linear. O módulo de elasticidade (E) representa a rigidez inerente de um material dentro da gama elástica, e descreve a relação entre a tensão e a deformação. Inclusive o módulo de elasticidade em compressão pode ser o mesmo que em tensão podendo, assim, ser determinado a partir do declive de uma curva de tensão/deformação. Tal relacionamento pode ser adquirido por meio de um ensaio de tração uniaxial no regime elástico. Vários métodos tem sido usados para calcular o módulo de elasticidade de materiais odontológicos e tecidos como: três pontos de flexão, de recuo, nanoindentação e ondas de ultra-sons. O modelo foi

considerado isotrópico, sendo utilizado apenas um valor de módulo de elasticidade.

Coeficiente de Poisson (v):

Quando um corpo deformável é submetido a uma força axial de tração ou compressão, o material se deforma longitudinal e transversalmente. Para caracterizar estas deformações define-se o coeficiente de Poisson, como a relação das deformações transversal e longitudinal (alongamento ou contração), do material. Entre os métodos estáticos para obtenção desse valor, estão a tração e os ensaios de compressão, em que uma tensão uniaxial é aplicado ao material e o coeficiente de Poisson é calculado a partir das tensões axiais e transversais resultantes. Outro método utiliza ultra-sons (ressonância), onde o coeficiente de Poisson é obtido a partir da velocidade ou da frequência natural das ondas longitudinais e transversais geradas.

Em MEF muitas vezes é necessário fazer simplificações devido à dificuldade de se obter as propriedades corretas, ou a necessidade de reduzir a complexidade da análise para definir o comportamento de um material. Essas simplificações são permitidas desde que o impacto nas conclusões seja considerado.

4.1.4 Tipo de análise estrutural: Linear

O tipo de estrutura depende do que está sendo modelado, podendo ser linear ou não linear, e refere-se à proporcionalidade das soluções. A solução é linear quando o resultado é independente da sua história de carregamento. Estudos não lineares, potencialmente, podem ter múltiplas soluções, as análises não-lineares também devem ser verificadas mais a fundo para a convergência para a solução correta. Soluções não-lineares exigem mais interações computacionais para convergir para uma solução definitiva, assim as análises não-lineares apresentam custos mais elevados em termos de computação e tempo (Soares, 2012). Optou-se por realizar um estudo linear.

4.1.5 Geração de malha

Uma vez que os componentes de um sistema osso-implante e dentes são complexos do ponto de vista geométrico, o MEF tem sido visto como o instrumento mais adequado para analisá-los mecanicamente. A malha é necessária no MEF para dividir todo o domínio em elementos. As estruturas em duas dimensões são tipicamente de malha com elementos triangulares ou quadrangulares. Os elementos são ligados entre si por nós, que são os únicos em que os elementos interagem entre si. O processo de criação de uma malha de elementos é referido como "discretização" do domínio de problemas (Geng et al, 2001).

Os elementos tetraédricos são populares porque rotinas de software automáticas são mais fáceis de desenvolver e, portanto, mais avançadas para essas formas. A geração automática de distribuições de elementos é especialmente útil em bioengenharia, que muitas vezes lida com geometrias irregulares. Algumas geometrias modeladas têm dimensões perfeitamente quadrados ou até bordas retas, assim as formas dos elementos devem ser adaptados para se adequarem a esses desenhos. Além de suas formas geométricas básicas, os elementos podem diferir na forma como são resolvidos, isto é como a interpolação linear ou quadrática. Isto refere-se à forma como a tensão é interpolada dentro de um elemento. A maioria dos programas de MEF possuem a opção automesh onde é sugerido o número e tamanho dos elementos, no entanto para este trabalho a construção da malha foi manual, pois apresenta bons resultados para modelos 2D. Os controles manuais também permitem a distribuição seletiva de elementos, como malhas mais refinadas em regiões especiais de interesse ou distribuições de malhas mais grosseiras em regiões de menor interesse (Soares, 2012)

Na modelação de elementos finitos, uma malha mais fina permite uma solução mais precisa, no entanto, o elemento de contagem e o tempo de cálculo também aumentam. Uma maneira para se obter uma malha que equilibre precisão e recursos da computação é a realização de um estudo de convergência. Este

processo envolve a criação e análise da distribuição de várias malhas com o aumento ou aperfeiçoamento dos elementos, assim permitindo verificar a qualidade da malha. A mensuração de convergência é o grau de diferença na energia total de deformação entre dois refinamentos sucessivos de malha. Quando a diferença de energia é menor que um limite admissível especificado, a solução é considerada convergente. Um estudo de convergência de malha pode assim ser usado para encontrar um equilíbrio entre a distribuição da malha eficiente e uma solução aceitável precisa dentro das limitações dos recursos de computação. Além disso, um teste de convergência pode verificar se uma solução obtida é verdadeira, ou se era um artefacto de um elemento de distribuição particular (Geng et al, 2001).

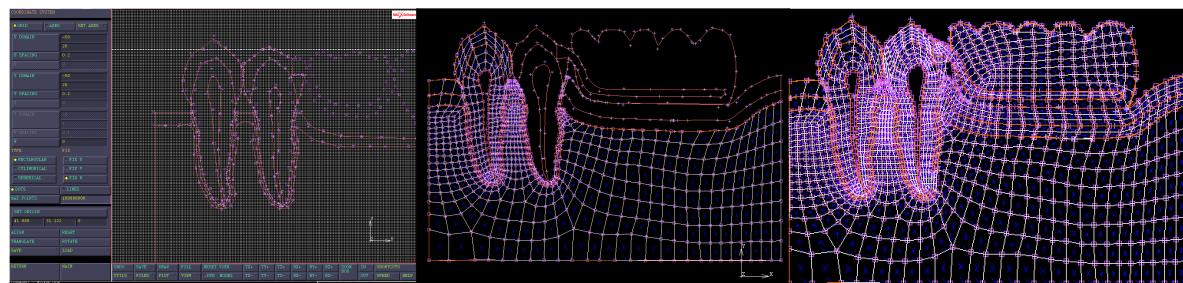


Figura 3- Malha sendo construída, Modelo A, grupo controle.

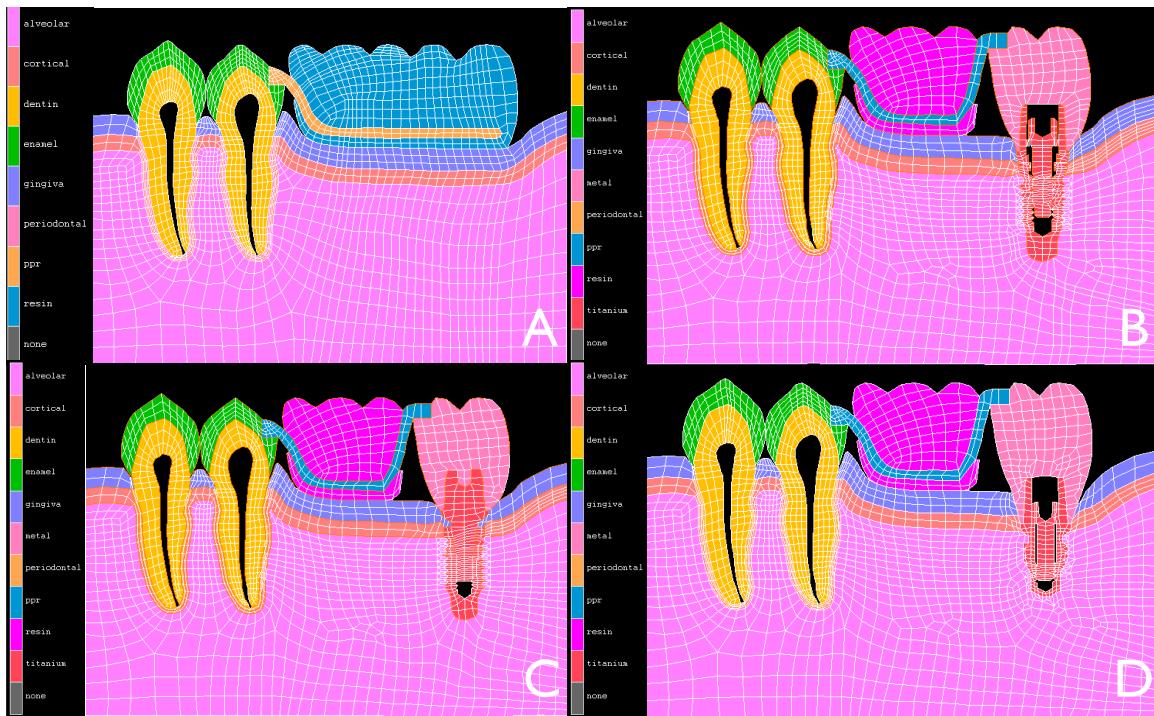


Figura 4- Modelos finalizados, com materiais definidos

4.1.6 Condições de contorno

Na tentativa de se reproduzir eficazmente a situação clínica de que o implante pode encontrar no ambiente bucal, é também importante compreender e reproduzir corretamente as forças naturais, exercidas sobre o sistema reproduzido. Estas forças são, principalmente, o resultado da ação dos músculos mastigatórios, e estão relacionados com a quantidade, frequência e duração da função mastigatória. Forças que atuam sobre implantes dentários possuem tanto magnitude quanto direção, e são referidos como grandezas vetoriais. Previsões precisas sobre o comportamento osso-implante, são essenciais para determinar, de maneira realista, a magnitude de carga *in vivo* e sua direção. No entanto, em cada ponto de mordida específico, as forças de podem ser geradas numa grande variedade de direções. Além disso, apesar das forças de mordida geralmente atuarem para baixo, para o ápice do implante, e com a tendência de comprimir o implante no osso alveolar, as forças de tração e os movimentos de flexão podem

também estar presentes, dependendo de local onde a força da mordida é aplicada em relação ao conjunto implante prótese. A maioria dos estudos de modelagem MEF de mandíbula define as condições de contorno como fixas, os modelos foram travados no eixo X na parte inferior e no eixo Y na direita e esquerda. Uma quantidade significativa de pesquisas têm empregado as direções da força aplicada ao implante em horizontal, vertical e oblíqua. Foram aplicadas cargas verticais de 10N por cúspide nos modelos em estudo para simular simplificadamente a mastigação (Santos et al, 2011, Archangelo et al, 2012, Verri et al, 2011). A carga foi aplicada de forma nodal, ou seja, foram previamente escolhidos nós nas cúspides de cada dente representado onde seria aplicado o carregamento. (Figura 4)

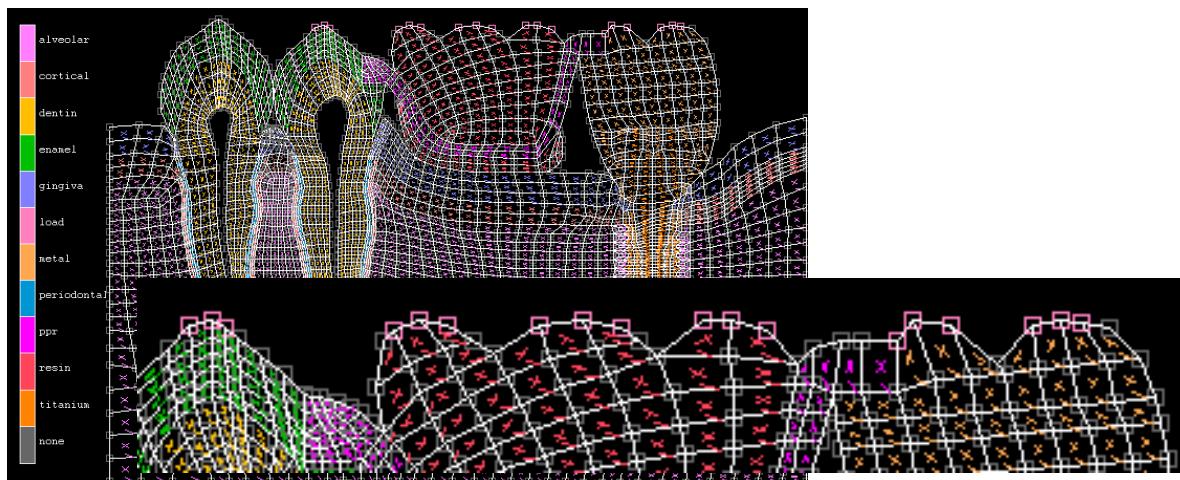


Figura 5- Seleção dos nós onde foi aplicado o carregamento, em cada ponta de cúspide.

4.2- Processamento

Na fase de processamento, todos os dados como propriedades dos materiais, local e valor do carregamento assim como a fixação do modelo, são transferidos para um arquivo que será empregado pelo computador. Essa fase é computacional, feita por meio do Prompt, e se não houver erros nos modelos

então inicia-se a análise para obtenção dos resultados de deformação e tensões. Essa fase pode ser muito demorada, alguns modelos podem apresentar erros de difícil averiguação exigindo tempo do operador. A complexidade do modelo a ser analisado também pode exigir horas do computador para gerar os resultados.

4.3- Pós processamento

Foi empregado o critério de Von Mises (1883-1953), que baseia-se na concepção da energia interna e avalia máxima energia de distorção, isto é, da energia relacionada com mudanças na forma do material. Segundo este “quando a energia interna em um ponto específico da estrutura excede um certo limite, a estrutura cederá neste ponto”. A estrutura estará segura quando a tensão de Von Mises é menor ou igual ao valor absoluto da tensão de escoamento de tração ou compressão, ou seja, a tensão de tração ou compressão uniaxial em uma amostra do mesmo material, acima da qual este material escoa, não mais se comportando elasticamente. Pode-se ainda dizer que o componente escoa quando a energia de distorção em um estado complexo de tensões é igual à energia de distorção em tração (ou compressão) uniaxial.

Este conceito está relacionado ao mecanismo de deformação microscópico, definido como o deslizamento relativo dos átomos do material dentro de uma estrutura cristalina. Esse deslizamento é causado pela tensão de cisalhamento e é acompanhado pela distorção na forma da estrutura. A energia acumulada devido a essa distorção é um indicador da magnitude da tensão de cisalhamento presente.

A visualização dos resultados é feita por uma escala de cores, em que cada tonalidade, corresponde a uma quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas. Foi feita uma padronização da escala, onde selecionados todos valores máximos de tensão Von Mises de cada modelo, sendo que nenhum ultrapassou 50 MPa, que foi considerado o valor máximo usado na escala. Os resultados da distribuição de tensões foram apresentados por diagramas de tensão/deformação. Por meio da análise qualitativa foi possível verificar a relação das áreas coloridas com a distribuição de tensões, mostrando áreas de maior

intensidade correspondente à maior concentração de tensões. A análise quantitativa foi realizada por meio da análise dos valores numéricos de tensões, dados em MPa, relacionando o padrão de cores, ou seja, a localização de tensão e seus correspondentes valores numéricos, foram apresentados em uma legenda. Para a análise a partir de Von Mises, que apresenta o estado triaxial de tensões numa escala positiva, definiu-se o intervalo de 0 a 50 MPa, com valores representados pelas cores azul e cinza, respectivamente. (Figura 6)

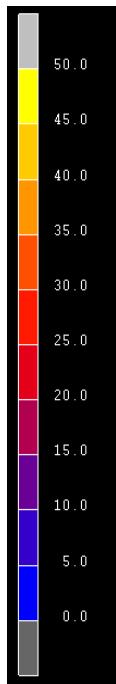


Figura 6- Escala em Von Mises padronizada para todos os modelos.

A interpretação da maioria das análises de elementos finitos são qualitativas. Em odontologia, o MEF preditivamente ainda é melhor visualizado de uma forma qualitativa. É a busca do equilíbrio ideal entre os objetivos de um estudo, os esforços computacionais (precisão e eficácia), e as limitações práticas que em última análise, determina o valor de um modelo de elementos finitos. Como a maioria dos modelos de elementos finitos são lineares, os erros de magnitudes de cargas não terão efeito direto sobre as previsões qualitativas. No entanto, pequenas alterações no tipo de condições de contorno, tais como a

localização da carga podem alterar substancialmente até as previsões de desempenho qualitativo (Soares, 2012).

5- Resultados

A Figura 7 ilustra a distribuição de tensões nos diferentes modelos.

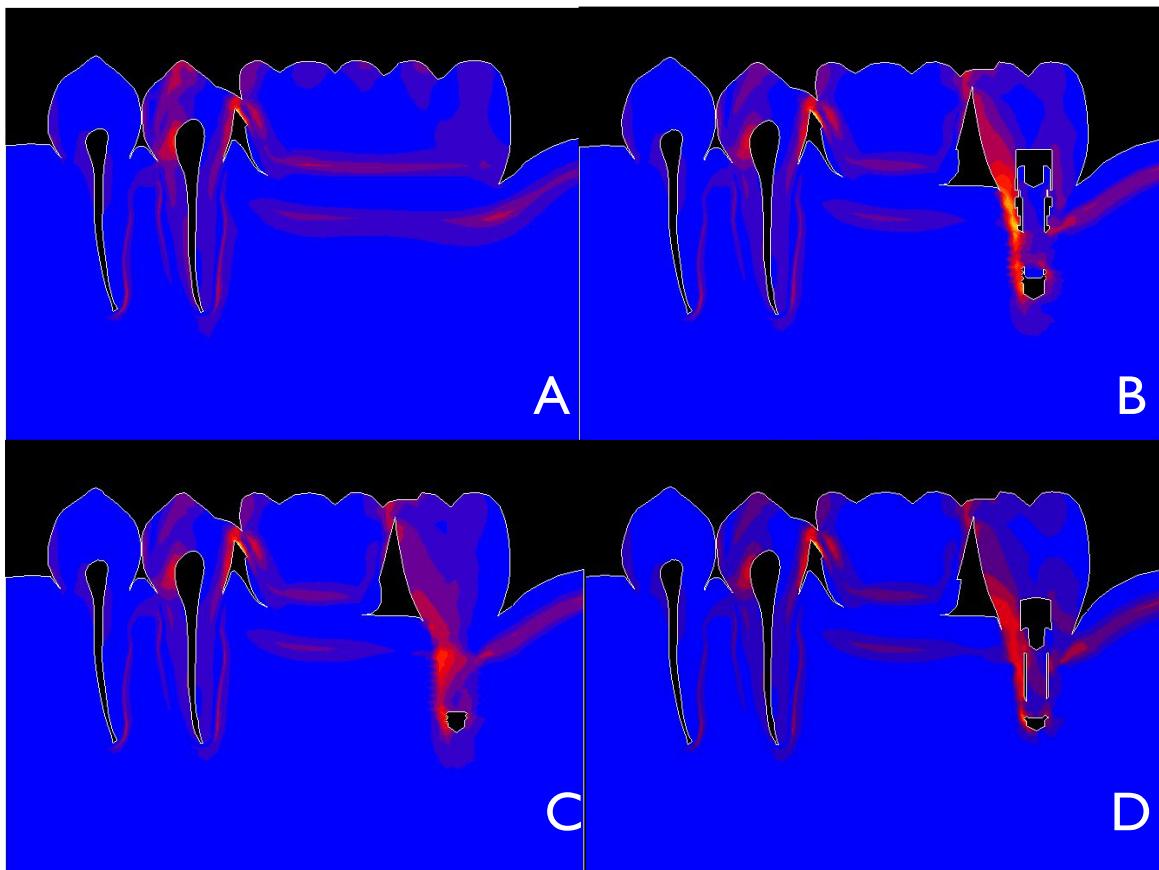


Figura 6- Mapa de distribuição de tensões dos modelos A,B,C e D.

As áreas de interesse para serem analisadas de forma mais detalhada foram dente pilar e osso adjacente à sela da PPR.

5.1- Dente Pilar:

Foi possível observar uma maior concentração de tensões na região distal na raiz do dente pilar (35) e em sua coroa. Com a inserção dos diferentes tipos de implantes: HE, CM e WS, estas tensões diminuíram.

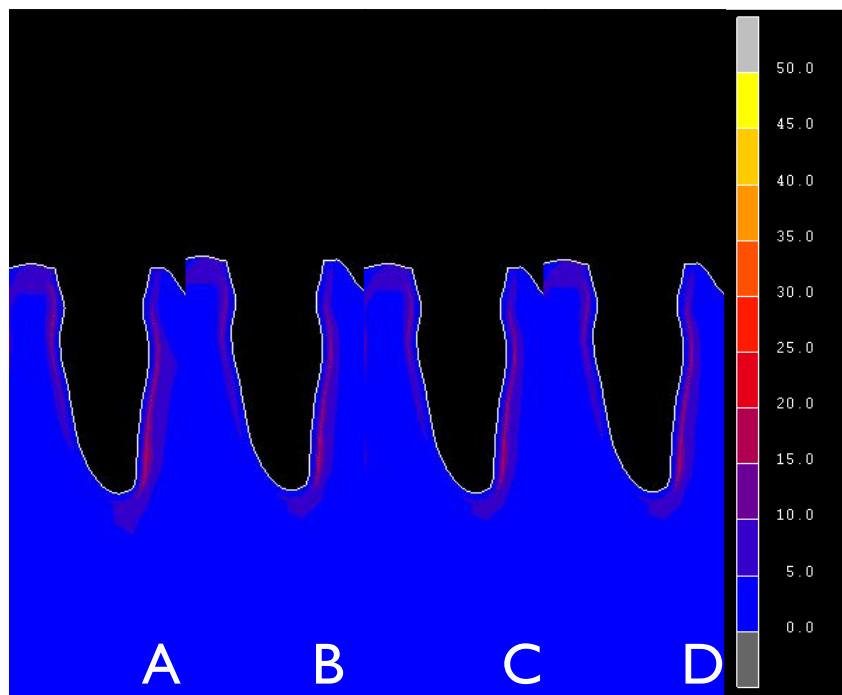


Figura 7– Mapa de tensões das estruturas adjacentes ao dente pilar, dos modelos A, B, C e D.

Para melhor avaliação do dente pilar, foram empregados os valores de tensões (em MPa) de 23 nós da região distal de todos os dentes pilares testados (Figura 8) e foram demonstrados no gráfico da Figura 9.

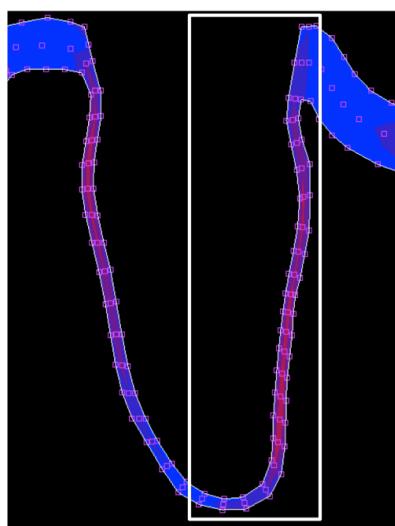


Figura 8- Região distal do dente pilar, correspondente ao osso cortical onde foram tirados valores de tensão.

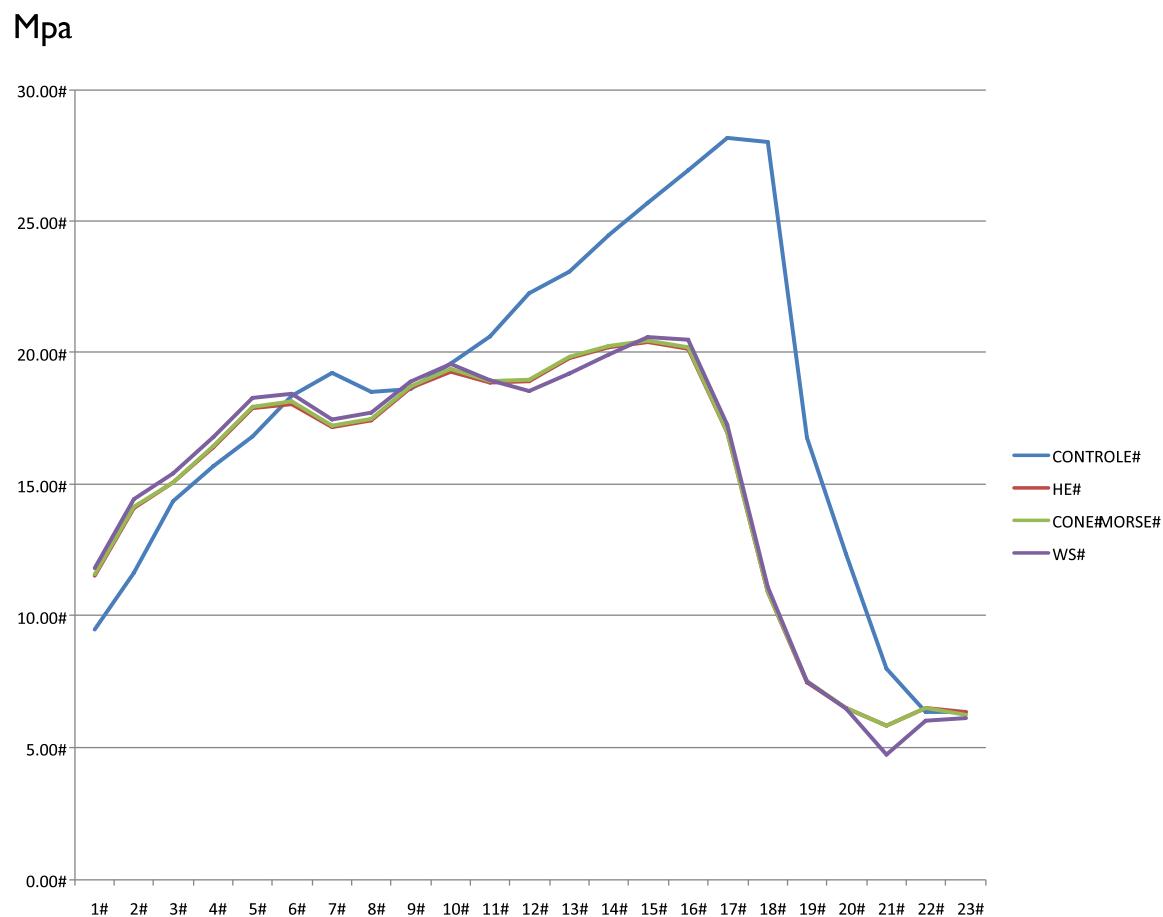


Figura 9- Gráfico dos valores de tensões MPa na região distal do dente pilar em MPa.

5.2- Osso adjacente a sela da PPR

Houve uma diminuição na concentração de tensões na região sob a PPR após a colocação dos implantes (Figura 10). Na PPR convencional está região fica mais sobrecarregada, e clinicamente encontramos reabsorção ao longo dos anos nos pacientes que usam esse tipo de prótese. Os diferentes tipos de implantes apresentaram resultados semelhantes entre si quanto a diminuição de tensões nessa região.

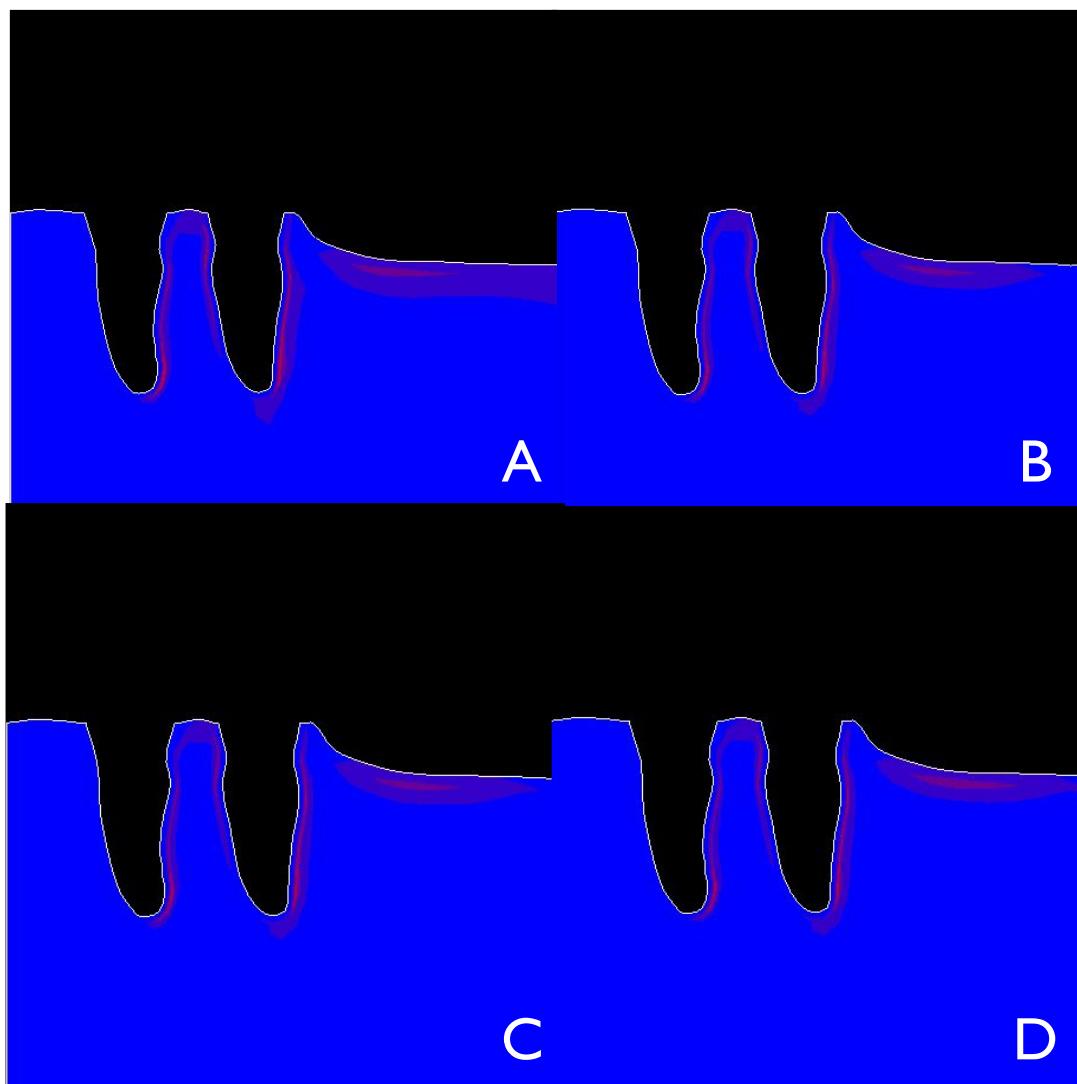


Figura 9- Mapa de tensões da região de osso cortical e trabecular.

6- Discussão

As próteses parciais removíveis dento-muco-suportadas são aparelhos de grande complexidade que, mesmo com os avanços tecnológicos atuais, ainda constituem um desafio aos profissionais que se propõem a executar tais procedimentos. Isto se deve às diferenças existentes no comportamento das estruturas de suporte destas próteses, quando submetidas às forças oclusais. O presente estudo teve por objetivo avaliar a influência do implante osseointegrado na distribuição de tensão nas estruturas de suporte das PPR, entretanto uma das limitações deste estudo foi o carregamento apenas no sentido vertical. A influência da presença do implante em movimentos laterais da extensão da base não pode ser confirmada.

Vários estudos (Mijiritsky et al., 2007, Shamiri & Atieh, 2009, Satos et al., 2011, Freitas et al., 2012) avaliaram as estruturas que circundam o implante quando associado a PPR, por meio de métodos experimentais. Sempre associando a PPR a conectores resilientes ou a cicatrizadores. No entanto, a conservação do dente pilar também deve ser considerada para garantir a indicação clínica desse tratamento. De acordo com os resultados obtidos no presente estudo, parece que a instalação de implantes distais com restaurações metálicas associados a PPREL diminuiu os valores de tensão em estruturas adjacentes ao dente pilar e somente desta maneira haveria uma transformação da Classe I de Kennedy para Classe III.

Campos et al., 2006 realizou um estudo clínico e concluiu que PPREL associado à instalação de implantes e retentores do tipo bola, aumentou a eficiência mastigatória e a absorção dos nutrientes em pacientes parcialmente desdentados. Elsyad et al., 2011, realizou um estudo radiográfico retrospectivo em homens, testando a associação de PPR com cicatrizadores ou implantes com o'ring, este estudo encontrou valores menores de reabsorção óssea quando a prótese foi apoiada nos cicatrizadores, em 5 anos de acompanhamento. Esta descoberta pode estar relacionada com a presença do espaço entre os componentes de fixação e a borracha resiliente, que permitiu a rotação livre vertical

da prótese parcial durante o funcionamento com a concentração de diversas forças nas áreas de rebordo. Este movimento vertical e horizontal, sem restrições, presumivelmente, pode resultar na transferência da maior parte da carga mastigatória diretamente para o rebordo. O aumento da carga no osso, como resultado deste suporte resiliente pode então contribuir para o aumento da reabsorção do rebordo. Nenhum dos dois estudos testou a transformação da modificação da Classe I em Classe III de Kennedy, pois não foram colocadas restaurações protéticas sobre os implantes instalados.

A transformação destes pacientes Classe I em classe III de Kennedy, associando o implante distal com uma restauração metálica e alterando a condição clínica de uma prótese dento muco suportada para uma prótese dento-implanto suportada, pode ser uma solução temporária ou definitiva para o paciente. Temporária uma vez que permite a futura instalação de implantes no espaço protético remanescente, para aqueles que tiveram como limitação do tratamento o custo. A região óssea foi favorecida com a colocação de implantes podendo evitar a reabsorção e favorecer a colocação implantes nessa região. Ou ainda pode ser usada como tratamento definitivo, uma vez que já propicia grande satisfação para os pacientes (Keltjens et al., 1993, Mitrani et al., 2003, Campos et al., 2012). O presente trabalho está de acordo com estes achados, já que mostra menor sobrecarga no dente pilar e rebordo.

A satisfação do paciente e melhoria da qualidade de vida são fatores chave para escolha de um tratamento reabilitador protético. Mesmo que a opção para associar a PPR a implantes não seja a primeira opção de tratamento a ser escolhida, deve-se de levar em consideração em casos em que existam limitações para tratamentos fixos com implantes, contudo as próteses sobre implantes podem ter como contra indicações a: quantidade óssea (altura ou espessura), saúde local ou sistêmica do paciente, posição do nervo alveolar, custo e habilidade do profissional (Santos et al., 2011). A associação da PPR a implante pode ser uma boa opção de tratamento quando o principal empecilho ao paciente for o fator custo ou qualidade óssea em uma pequena região permitindo colocação de apenas um implante.

El Mekawy, 2012, conduziu um estudo clínico prospectivo multicêntrico com duração de 2 anos para verificar a saúde dos tecidos de 40 implantes mandibulares que suportavam PPRs Classe I de Kennedy por meio de exames clínicos, radiográficos e densitometria paramétrica. Foi mostrado uma taxa de sucesso de 95% dos implantes ao fim de 24 meses, e pode ser considerado uma modalidade de tratamento bem sucedido para a reabilitação do paciente mandibular posterior bilateral. As taxas de sucesso dos implantes parecem ser bem documentada, mas a sobrevida dos dentes pilares nem sempre é relatada na literatura. Entretanto, clinicamente os dentes pilares apresentam mobilidade com o uso deste tipo de aparelho protético e a perda desse dente pode chegar a 9.8% (Vanzeveren et al., 2003), após 10 anos de acompanhamento.

No estudo com elementos finitos de Verri et al. 2011, a inserção do apoio distal reduziu os níveis de tensão nos ossos cortical e trabecular. Este tipo de apoio foi utilizado no presente trabalho, uma vez que em MEF bidimensional não é possível a representação do apoio mesial no dente pilar assim como o grampo T, sendo considerada uma simplificação do método.

O tipo de implante hexágono externo foi testado pela sua consagração e longevidade dos estudos clínicos que traduzem o seu sucesso (Albrektsson et al., 1986). O seu custo reduzido em comparação com a junção Morse, deve ser levado em consideração já que um dos objetivos desse tipo de reabilitação seria reduzir os custos para o paciente. O implante tipo Cone Morse foi incluído no estudo pois sua junção tem mostrado menos desaperto de parafuso e grande resistência (Mangono et al., 2011). Ambos os desenhos de implantes utilizados neste estudo foram cedidos pelo fabricante no mesmo comprimento e diâmetro (9mm X 3,75 mm) e com pilares de 4 mm de altura do tipo munhão. O tipo de implante WS (Neodent) foi incluído no estudo porque a região posterior extremidade livre de mandíbula é geralmente associada a pouca quantidade óssea. Suas medidas foram de 4mm X 5mm, sendo considerado um implante ultra curto, o que poderia ser indicado para casos onde não haja osso suficiente, ou a posição do canal mandibular fosse uma contra-indicação para a cirurgia (Neves et al., 2006), este implante também foi associada a um pilar de 4 mm de altura. De

acordo com o presente estudo, o uso de implantes ultra curtos não se mostraram menos favoráveis que os implantes de maior comprimento, dado que necessita de confirmação clínica.

Realizar um estudo clínico, sem testes de laboratório antes de verificar o comportamento biomecânico real de uma nova proposta de tratamento teria custo elevado demandaria longo período de tempo, e também poderia propiciar falhas clínicas importantes envolvendo pacientes. Assim, os métodos de laboratório devem preceder um estudo clínico deste porte. O rápido avanço e desenvolvimento de tecnologia em odontologia fez a modelagem em elementos finitos tornar-se uma ferramenta muito importante no estudo de novas técnicas e materiais. O método bidimensional foi escolhido para este trabalho, pela simplicidade em representar várias estruturas complexas, requerendo menos tempo de processamento, e representando uma situação clínica, sem redução da confiabilidade dos resultados. Archangelo et al., 2012, testou por meio de MEF 2D, a influência do ligamento periodontal homogêneo ou não homogêneo, na distribuição de tensão de PPR associada a implante, e encontrou que usando o não homogêneo a presença do implante não favoreceu a diminuição de tensões no dente pilar. Assim algumas simplificações podem ser aplicadas sem perder na confiabilidade dos resultados.

Estudos clínicos poderão ser realizados diante dos possíveis benefícios ao dente pilar a associação de PPR a implantes, e esse aparelho quando usado de forma convencional pode ocasionar grande desconforto ao paciente. O uso de implantes associados a próteses parciais removíveis, proporciona aumento da retenção e estabilidade da prótese em direção vertical, reduz os efeitos lesivos causados pelas próteses removíveis de extremidade livre aos tecidos de suporte, evitam a reabsorção do osso alveolar abaixo da base da prótese e melhoram o conforto para o paciente (Grossmann et al., 2008) Entretanto, estudos clínicos devem ser realizados, mas a associação de PPR a implantes parece ser uma boa opção de tratamento para pacientes com extremidade livre inferior quando esses tiverem limitações de fazer uso de próteses fixas sobre implantes.

7- Conclusão

Com as limitações do estudo foi possível concluir que:

- A associação de implantes osseointegrados a PPR de extremidade livre mandibular, mostrou-se favorável a redução de tensões no dente pilar e rebordo da prótese.
- Os diferentes tipos de junção (HE e CM), assim como o implante ultra curto (WS), não demonstraram diferença entre si na diminuição de tensões no dente pilar.

REFERÊNCIAS

1. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1986;1(1):11-25.
2. Allen PF, McMillan AS. A longitudinal study of quality of life outcomes in older adults requesting implant prostheses and complete removable dentures. **Clin Oral Implants Res.** 2003;14:173-9.
3. Archangelo CM, Rocha EP, Pereira JA, Martin Junior M, Anchieto RB, Freitas Junior AC. Periodontal ligament influence on the stress distribution in a removable partial denture supported by implant: a finite element analysis. **J appl oral sci :revista FOB.** 2012;20(3):362-8.
4. Bergman B, Hugoson A, Olsson CO. A 25 year longitudinal study of patients treated with removable partial dentures. **J oral rehabil.** 1995;22(8):595-9.
5. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15(1):76-94.
6. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.** 1977;16(1-132).
7. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. **J Prothet Dent.** 1983 Sept; 50(3): 399-410.
8. Bortolini S, Natali A, Franchi M, Coggiola A, Concolo U. Implant-Retained Removable Partial Dentures: An 8-Year Retrospective Study. **J Prosthodont.** 20 (2011) 168–172.
9. Budtz-Jorgensen E. Restauration of the partially edentulous mouth– a comparison of overdentures, removable partial dentures, fixed partial dentures and implant treatment. **J. Dent. Bristol.** 1996 July; 24(4):237-244.
10. BurakOzcelik T, Ersoy E, Yilmaz B. Biomechanical evaluation of tooth- and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. **J of prosthodont.** 2011 Jan;20(1):16-28.

11. Campos CH, Gonçalves TMSV, Garcia RCMR, Garcia RCMR. C. Implant retainers for free-end removable partial denture saffect mastication and nutrient intake. **Clin. Oral Impl. Res.** 00, 2013, 1–5
12. Cunha LD, Pellizzer EP, Verri FR, Falcon-Antenucci RM, Goiato MC. Influence of ridge inclination and implant localization on the association of mandibular Kennedy class I removable partial denture. **J craniofac surg.** 2011 May;22(3):871-5.
13. Cunha LD, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA. Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. **Implant dentistry.** 2008 Sep;17(3):278-87.
14. Curtis DA, Curtis TA, Wagnild GW, Finzen FC. Incidence of various classes of removable partial dentures. **J Prosthet Dent.** 1992 May; 67(5):664-7
15. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. **J Prosthet Dent.** 1995; 74:591-594.
16. dasNeves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants-- an analysis of longitudinal studies. **The International journal of oral & maxillofacial implants.** 2006;21(1):86-93.
17. De Carvalho WR, Barboza EP, Caula AL. Implant-retained removable prosthesis with ball attachments in partially edentulous maxilla. **Implant dentistry.** 2001;10(4):280-4.
18. De Freitas RF, de Carvalho Dias K, daFonte Porto Carreiro A, Barbosa GA, Ferreira MA. Mandibular implant-supported removable partial denture with distal extension: a systematic review. **J oral rehabil.** 2012;39(10):791-8.
19. De Freitas Santos CM, Pellizzer EP, Verri FR, de Moraes SL, Falcon-Antenucci RM. Influence of implant inclination associated with mandibular class I removable partial denture. **J craniofac surg.** 2011 Mar;22(2):663-8.
20. El Mekawy NH, El-Negoly SA, Grawish Mel A, El-Hawary YM. Intracoronalmandibular Kennedy Class I implant-tooth supported removable partial overdenture: a 2-year multicenter prospective study. **Int J Oral**

Maxillofac Implants 2012;27(3):677-83.

21. ELsyad MA, Habib AA. Implant-Supported Versus Implant-Retained Distal Extension Mandibular Partial Overdenture sand Residual Ridge Resorption: A 5-Year Retrospective Radiographic Study in Men. **Int J Prosthodont** 2011;24:306–313.
22. Farah JW, Carig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of mandibular model. **J Oral Rehabilitation** 1988;15:615-624
23. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J prosthet dent.** 2001 Jun;85(6):585-98.
24. Giffin KM. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. **J prosthet dent.** 1996 Oct;76(4):347-9.
25. Grossmann Y, Nissan J, Levin L. Clinical effectiveness of implant-supported removable partial dentures: a review of the literature and retrospective case evaluation. **J oral and maxillofac surg.** 2009;67(9):1941-6.
26. Hegazy AFS, ELshahawi M, ElMotayam H. Stresses Induced by mesially and distally placed implants to retain a mandibualr distal extensio removable partial overdenture: comparative study. **Int J Oral & Maxillofac Implants.** 2013; 28(2):403-7
27. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. **The Journal of oral implantology.** 1998;24(2):80-8.
28. Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. **J oral rehabil.** 1999 Feb;26(2):111-6..
29. Keltjens HM, Kayser AF, Hertel R, Battistuzzi PG. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. **Int j oral & maxillofac implants.** 1993;8(2):208-13.
30. Ko CC, Chu CS, Chung KH, et al. Effects of posts on dentin stress distribution in pulp less teeth. **J Prosthet Dent.** 1992;68:421-427

31. Kuzmanovic DV, Payne AG, Purton DG. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture: a clinical report. **J prosthet dent.** 2004 Jul;92(1):8-11.
32. Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial.** 2006; 11: 35-43.
33. Maeda Y, Sogo M, Tsutsumi S. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis. **J oral rehabil.** 2005. p. 656-60.
34. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzzi M, d'Avila S, et al. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. **J periodontology.** 2011;82(1):52-61.
35. Mendonca DB, Prado MM, Mendes FA, Borges Tde F, Mendonca G, do Prado CJ, et al. Comparison of masticatory function between subjects with three types of dentition. **Int j prosthetod.** 2009;22(4):399-404.
36. MIJIRITSKY E. Implants in conjunction with removable partial dentures: A literature review. **Implant Dent.** 2007; 16:146-154.
37. MISCH CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. **Implant Dent.** 1999 Dec; 8(4): 376-386.
38. Mitrani R, Brudvik JS, Phillips KM. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. **Int J periodontics & restorative dent.** 2003 Aug;23(4):353-9.
39. Ohkubo C, Kurihara D, Shimpo H, Suzuki Y, Kobuko Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: *in vitro* assessment. **J Oral Rehabil.** 2007 jan; 34(1): 52-56.
40. Pellechia M, Pellechia R, Emtiaz S. Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis: A clinical report. **J Prosthet Dent.** 2000 Jun; 38(6): 607-612.
41. Pellizzer EP, Almeida DA, Falcon-Antenucci RM, Sanchez DM, Zuim PR, Verri FR. Prevalence of removable partial dentures users treated at the Aracatuba Dental School-UNESP. **Gerodontology.** 2012 Jun;29(2):140-4.

42. Pellizzer EP, Carli RI, Falcon-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. **The J oral implantology.** 2011 Dec 30.
43. Pellizzer EP, Mazaro JV, Verri FR, Antenucci RM, Goiato MC. Removable partial denture in combination with a milled fixed partial prosthesis as interim restorations in long-term treatment. **J prosthodont.** 2010 Jan;19(1):77-80.
44. Rocha EP. **Prótese Parcial Removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: estudo através do Método dos Elementos Finitos.** [Tese] Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, 2001.
45. Saito M, Notani K, Miura Y, Kawasaki T. Complications and failures in removable partial dentures: a clinical evaluation. **J oral rehabil.** 2002;29 (7):627-33.
46. Santos CMF, Pellizer EP, Verri FR, Moraes SLDM. Influence of implant inclination associated with mandibular Class I Removable Partial Denture. **J Crâneo facm Surg.** 2011;22: 663-668
47. Sertgoz A, Gunever S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **J ProsthetDent.** 1996;76:165-169
48. Shahmiri RA, Atieh MA: Mandibular Kennedy class I implant-tooth-borne removable partial denture: a systematic review. **J Oral Rehabil** 2010;37:225-234
49. Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins RLM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res.** 2005; 19(1):11-16.
50. Soares CJ, Versluis A, Valdivia ADCM, Bicalho AA, Veríssimo C, Barreto BCF, Roscoe MG. Finite Element Analysis in Dentistry - Improving the Quality of Oral Health Care. In: David Moratal. **Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments.** Rijeka: Intech, 2012. 25-56
51. TODESCAN R, BERNARDES SILVA EE, SILVA OJ. **Atlas de Prótese Parcial Removível.** São Paulo: Ed. Santos, 1996.

52. Vanzeveren C, D'Hoore W, Bercy P, Leloup G. Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study. Part I. **J oral rehabil.** 2003 ;30(5):447-58.
53. Vanzeveren C, D'Hoore W, Bercy P, Leloup G. Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study. Part II. **J of oral rehabil.** 2003 May;30(5):447-58.
54. Verri FR, Pellizzer EP, Pereira JA, Zuim PR, Santiago Junior JF. Evaluation of bone insertion level of support teeth in class I mandibular removable partial denture associated with an osseointegrated implant: a study using finite element analysis. **Implant dentistry.** 2011;20(3):192-201.
55. Verri FR, Pellizer EP, Rocha EP, Pereira JA. Influence of lenght and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. **Implant Dent.** 2007; 16(3): 270-80.
56. Wheeler RC: **Dental Anatomy, physiology and Occlusion** (ed 5). Philadelphia, Saunders, 1974.
57. Williams DF. **Biocompatibility of Clinical Implant Materials.** Boca Raton, FL: CRC Press, 1981:99-127
58. Wolfart S, Hilgers DMRD, Wolfart M, Kern M. Implant placement under existing removable dental prostheses and its effect on oral health-related quality of life . **Clin. Oral Impl. Res.** 00, 2012, 1–6 doi: 10.1111/clr.12030
59. Zarb GA, MacKay HF: The partially edentulous patient. I. The biologic price of prosthodontic intervention. **Aust Dent J** 1980;25:63-68