

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Gustavo Assis de Paula

**Análise de tensões pelo método de elementos finitos
em próteses dento-implanto-suportadas: Influência da
extensão da prótese e diâmetro do implante**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia – MG

2009

Gustavo Assis de Paula

**Análise de tensões pelo método de elementos finitos
em próteses dento-implanto-suportadas: Influência da
extensão da prótese e diâmetro do implante**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração em reabilitação Oral.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Adérito Soares da Mota

Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares

Prof. Dr. Marcos Dias Lanza

Uberlândia – MG

2009

DEDICATÓRIA

À Deus,

Obrigado por me fazer existir.....

Obrigado pela vida.....

Obrigado pela minha família.....

Obrigado pelos meus amigos.....

Obrigado pelas oportunidades....

Obrigado pela minha profissão...

Obrigado por minhas alegrias.....

Obrigado pela força a mim proporcionada frente às dificuldades e
sofrimentos.....

Obrigado pela pessoa que me tornei, pois graças à fé em ti, sou
uma pessoa melhor.....

À minha amada Mãe Marília,

Muitas vezes perdi a oportunidade de lhe dizer o quanto a senhora é importante para mim. Sem dúvidas, a pessoa mais importante. Como instrumento de Deus, a senhora me deu a vida, me criou e educou. Ensinou-me valores de caráter, honestidade, humildade, amor e principalmente garra e coragem. A sua história de vida realmente é uma lição e incentivo a todos que a cercam. A coragem com que chegou até aqui e a concretização dos seus sonhos são grandes exemplos para mim. Hoje, Mãe, digo-lhe que a senhora me proporcionou o que tenho de melhor: vontade de vencer e crescer como ser humano. As minhas conquistas são suas também. Te amo muito!!!!

Ao meu amado e saudoso Pai Maurício,

Como eu o queria de corpo presente neste momento tão importante da minha vida. Acho que teria orgulho de mim por mais esta conquista! Mas acho que possa compartilhar deste momento porque o faço, sempre, existir em meu coração. O senhor, por 18 anos da minha vida, me ensinou o quão importante ela é e que lutar por uma vida melhor e mais digna valia a pena. Obrigado Pai por ter me feito acreditar que o amor, o caráter e a honestidade são fundamentais para o meu crescimento. Obrigado pelo exemplo de pessoa e profissional que foi. Amarei-te sempre, onde estiver!!!!

Aos meus irmãos Alexandre e Renata,

Não imagino minha vida sem vocês. Por sermos muitas vezes tão diferentes, nos tornamos exemplos uns para os outros. E vocês são exemplos para mim: respeito, garra, amizade e companheirismo. Obrigado por tê-los como irmãos e podermos dividir, juntos, nossas alegrias e tristezas. E hoje, espero que minha alegria seja a de vocês também. Amo vocês!!!!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Professor Adérito Soares da Mota,

Agradeço a oportunidade de tê-lo conhecido e tê-lo como Orientador. Obrigado por ter me proporcionado uma rotina de trabalho e convivência mais prazerosa. A convivência com você na prática clínica me trouxe grandes ensinamentos que levarei junto a minha carreira da docência. Obrigado por acreditar em mim e no meu trabalho.

Ao Professor Flávio Domingues das Neves,

Você é um exemplo de pessoa e profissional. A sua contribuição foi fundamental para a realização e desenvolvimento deste trabalho. Admiro seu trabalho e competência. Obrigado por toda ajuda, conselhos e ensinamentos. Obrigado por acreditar em mim.

Aos Professores Alfredo Júlio Fernandes Neto, Carlos José Soares, Denildo de Magalhães, Célio Jesus do Prado e Paulo Sérgio Quagliato,

Agradeço a oportunidade de tê-los como professores. Através de vocês, aumentei meus conhecimentos no campo intelectual e pessoal. Vocês me mostraram que a docência vale a pena e a arte de ensinar e aprender são ferramentas valiosas de um professor.

Aos amigos Juliana e Neto,

Vocês foram muito importantes para mim. Acho que nem sabem o quanto. Vocês foram meu porto seguro, meu equilíbrio e também meu incentivo. Agradeço à Ju a amizade incondicional e desinteressada. Tenho-lhe como irmã. Ao Neto, agradeço a oportunidade de ser seu amigo...você é admirável. Enfim, agradeço a vocês toda a atenção e cuidado proporcionado a mim no período que vivi em Uberlândia. Que Deus os ilumine sempre!!

A amiga Adriana Fonseca Borges,

Dri obrigado por sua amizade desinteressada. Muito da minha vitória aqui se deve a você. Sua determinação e garra são contagiantes e com certeza foram exemplos para mim. Obrigado por ter compartilhado comigo todos os momentos bons e ruins nestes dois anos de curso e ter sempre palavras de incentivo frente às dificuldades. Com certeza você vai longe! Admiro seu amor pelo Odontologia..... Que Deus ilumine seu caminho e que seus objetivos sejam alcançados. Tê-la como amiga é motivo de grande orgulho.

Ao amigo Camilo Melgaço,

Você é exemplo para mim! Obrigado por seus conselhos, incentivos e amizade.... Que Deus ilumine sua trajetória!!

À tia Conceição e família,

Vocês sempre torceram por mim. Aqui está mais uma vitória alcançada e é um prazer poder dividi-las com vocês! Obrigado por fazerem parte da minha vida.

Aos amigos Júnior, Marcos, Leo, Carlos Henrique, Hívina e Bill,

Conhecemos-nos praticamente a vida toda. Seguimos por caminhos diferentes, mas sempre compartilhando nossas idéias, objetivos, sonhos, alegrias e tristezas e, portanto, aprendendo uns com os outros. Vocês me ensinaram muito. Agradeço a Deus a amizade que temos.

Aos amigos Adriano e Renata,

Sempre estiveram presente, mas por um pequeno instante, tenho certeza, deixaremos de compartilhar desta minha conquista. Mas agradeço os bons momentos que vivi e por terem participado de quase todos torcendo muito por mim. Torço pra vocês também. Sinal de que somos importantes uns para os outros. Espero que a pela força da amizade, compartilharemos vários outros momentos felizes. Que Deus os ilumine!

Aos amigos Vitor, Carol Guica e Anne,

Vocês foram fundamentais nesta conquista. Aprendi com vocês que a vida pode ser vivida com mais leveza: a calma e paciência do Vitor, a alegria da Anne e o carinho da Carol. Obrigado por serem meus amigos!

À amiga (“mamãe”) Linda Carvalho,

Você me adotou como um filho de coração e tenho muito carinho e respeito por ti. E como filho que sou, quero dividir esta alegria com você. Conte comigo sempre. Torço muito por você. Desejo-te que cada dia mais a felicidade invada sua vida e traga sempre boas surpresas. Te adoro!

Aos colegas de mestrado: Marcelo Roter, Guilherme, Marina, Taís Cherulli, Taís, Danilo, Marília, Orlando, Wellington, Kelly, Mayla, Thiago, Renata e Marcinha,

Vocês fizeram toda a diferença. Graças à nossa união e amizade, as grandes dificuldades se tornaram pequenas. Desejo sucesso a todos vocês.

Ao Professor Paulo Vinícius Soares,

Sem ao menos me conhecer, me ajudou de forma desinteressada. Confiou e acreditou em mim. Sua dedicação e vontade de ensinar foram importantes para meu aprendizado e foram elas que te levou aonde está agora. Sucesso!

À Abigail,

Que desempenhou com carinho, lealdade e respeito o apoio aos alunos da pós-graduação. Obrigado Biga.

À Vivian, Angélica, Irene, Giovana e Marcela,

Obrigado pelos bons momentos que passamos em Uberlândia. Vocês foram um presente de Deus pra mim. Que seus sonhos sejam sempre alcançados e

que sejam sempre felizes. Este tempo que convivemos juntos foi só o início de grande amizade. Obrigado.

Às amigas Maria Luiza, Ariane, Raquel, Izabella, Regina, Dani, Mariana e Fabrícia, Michelle Aline

Obrigado por todo o incentivo que sempre me deram. A torcida de vocês foi uma vitória para mim!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,

Meus sinceros agradecimentos por ter tido a oportunidade de iniciar minha carreira docente nesta instituição séria e exemplar. Graças a esta faculdade pude aprimorar meus conhecimentos no campo da ciência e partir de já poder transmiti-los a outros interessados.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais,

Agradeço-a por ter me dado a formação profissional e humana. Por sua dedicação e seriedade, me incentivou, enquanto instituição de ensino superior, a alcançar mais uma etapa em minha carreira. E hoje, tenho grande orgulho de poder participar do corpo docente desta instituição, como Professor Substituto.

Ao laboratório de Prótese do Sr. Marco Aurélio,

Por sua ajuda, pude desenvolver parte da metodologia empregada neste estudo. Muito Obrigado e meus sinceros reconhecimentos.

EPÍGRAFE

“A gente pode morar numa casa mais ou menos, numa rua mais ou menos, numa cidade mais ou menos, e até ter um governo mais ou menos. A gente pode dormir numa cama mais ou menos, comer um feijão mais ou menos, ter um transporte mais ou menos, e até ser obrigado a acreditar mais ou menos no futuro. A gente pode olhar em volta e sentir que tudo está mais ou menos... TUDO BEM! O que a gente não pode mesmo, nunca, de jeito nenhum... é amar mais ou menos, sonhar mais ou menos, ser amigo mais ou menos, namorar mais ou menos, ter fé mais ou menos, e acreditar mais ou menos. Senão a gente corre o risco de se tornar uma pessoa mais ou menos”.

(Chico Xavier)

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	14
RESUMO	15
ABSTRACT	17
1. INTRODUÇÃO	19
2. REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 – PRINCÍPIOS BIOMECÂNICOS DE DENTE E IMPLANTE	24
2.2 – PRÓTESES DENTO-IMPLANTO-SUPORTADAS	28
3. PROPOSIÇÃO	55
4. MATERIAIS E MÉTODOS	57
4.1 – CONSTRUÇÃO DO MODELO LABORATORIAL	59
4.2 – CONSTRUÇÃO DO MODELO VIRTUAL	66
4.3 – MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	72
5. RESULTADOS	79
6. DISCUSSÃO	94
7. CONCLUSÃO	103
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105
OBRAS CONSULTADAS	112
ANEXOS	114

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

% - Porcentagem

mm- Unidade de comprimento (milímetros)

cm – Unidade de comprimento (centímetros)

µm – Unidade de comprimento (micrometro)

N – Unidade de pressão –carga aplicada (Newton)

MPa - Força/Área - Mega Paschoal

F – Unidade de Força

M - Momento de reação

P – Probabilidade

≤ - Menor-Igual

PDIS – Prótese dento-implanto-suportada

PIS – Prótese implanto-suportada

mm² – Unidade de área (milímetro quadrado)

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

MEF – Método de elementos finitos

PROEX – Programa de Extensão

PEIC – Projeto de extensão e iniciação científica

CEP – Comitê de Ética e Pesquisa

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

°C – Unidade de temperatura (Graus Celsius)

n. – Número

Ni-Cr – Liga metálica de Níquel-Cromo

KpV – Quilovoltagem

mA – Unidade de corrente elétrica (miliamperagem)

rpm – Unidade de frequência (rotações por minuto)

RESUMO

A impossibilidade de utilizar implantes como suportes independentes da prótese no tratamento de pacientes parcialmente edêntulos, principalmente em casos de limitações anatômicas, faz com que eles possam ser adicionados aos dentes naturais, caracterizando a prótese dento-implanto-suportada. Para que ela seja uma opção protética viável, justifica conhecer seu comportamento biomecânico para conduzir sua indicação e os cuidados que devem estar associados a esta prótese. O objetivo deste estudo foi comparar a distribuição das tensões nas estruturas de suporte e protéticas em próteses fixas dento-implanto-suportadas e implanto-suportadas (grupo controle) pelo método de elementos finitos. Um modelo laboratorial de prótese dento-implanto-suportada de quatro elementos, sendo os pilares um primeiro pré-molar inferior e o implante de 3.75 x 10.0 mm, inserido na região do segundo molar inferior, foi utilizado para a confecção de oito modelos matemáticos bidimensionais de ambos os tipos de próteses. Quatro modelos eram de próteses dento-implanto-suportadas (PDIS) e quatro de próteses implanto-suportadas (PIS), tendo como variações o número de pânticos (prótese de três e quatro elementos) e diâmetro do implante distal (3.75 x 10.0 mm ou 5.0 x 10.0 mm). Todos os modelos foram submetidos ao mesmo tipo de carregamento oclusal. A carga oclusal de 15 N e 30 N para pré-molares e molares, respectivamente, foi aplicada sobre o primeiro terço das vertentes mesiais e distais de cada cúspide, em cada elemento protético, simulando o carregamento oclusal fisiológico do bolo alimentar. As imagens plotadas foram analisadas qualitativamente. As análises foram feitas em software Ansys 9.0, a partir das tensões equivalentes de von Mises geradas. As maiores concentrações de tensões ocorreram no implante e na interface da cortical óssea com plataforma do implante, em todos os modelos. Em os tipos de próteses fixas, implanto-suportadas e dento-implanto-suportadas, as de quatro elementos tiveram muita tensão concentrada entre os pânticos e na face mesial do corpo do implante. As próteses fixas com o implante de maior diâmetro (5.0 mm) e de menor

extensão (prótese fixas de três elementos) apresentaram resultados mais favoráveis, sendo as tensões melhor distribuídas pelas estruturas da prótese e de suporte. Diante das limitações deste estudo, pode-se concluir que a extensão protética e o diâmetro do implante influenciaram a distribuição de tensões em ambos os tipos de próteses. Além disso, as PDIS e PIS que tinham a mesma extensão (mesmo número de pânticos) e o pilar distal com as mesmas dimensões, quando comparadas por análise qualitativa, apresentaram comportamento mecânico semelhantes.

Palavras chaves: união dente/implante, implantes, edêntulos parciais, elementos finitos, distribuição de tensões

ABSTRACT

The impossibility of using implants as independent supports of the prosthesis in the patients' treatment partially edentulous, mainly in cases of anatomical limitations, makes possible for the implants to be added to the natural teeth, characterizing the tooth-implant-supported prosthesis. The conditions for it to be a viable prosthetic option, justifies knowing its mechanical behavior in order to realize its indication and the cares that should be associated in this prosthesis. The objective of this study was to evaluate the distribution of stress in the support and prosthetic structures in the tooth-implant-supported fixed prosthesis and implant-supported by the finite elements method. A laboratorial model of tooth-implanted-supported prosthesis of four elements, considering the abutments a first inferior premolar and the implant of 3.75 x 10.0 mm inserted in the area of the second inferior molar, was used to the making of eight two-dimensional mathematical models of both types of prostheses. Four models were made of tooth-implant-supported (PIDS) prostheses and four of implant-supported (PIS) prostheses, having as variations the number of pontics (prosthesis of three and four elements) and the distal implant diameter (3.75 x 10.0 mm or 5.0 x 10.0 mm). All models were submitted to the same type of occlusal load. The occlusal load was applied on the first third of the slopes mesial and distal of each peak, in each prosthetic element, simulating the occlusal physiologic load. The value of this applied load was 5% of the physiologic masticatory load value. The images plotted were qualitatively analyzed. For the quantitative analysis, points on the implant, cortical bone and structures of the prosthesis from all models were selected. Both analyses were made in Ansys 9.0 software, using the von Mises criterion for the tension distribution analysis. The largest stress concentrations occurred in the implant and in the bone cortical interface with neck of the implant, in all the eight models. In both type of fixed prosthesis, the four elements ones had a lot of concentrated tension among the pontics and in the mesial region of the implant's body, positioned in the second molar region. The fixed prosthesis with

the implant of larger diameter (5.0 x 10.0 mm) and smaller extension (fixed prosthesis of three elements), presented more favorable results, considering the stress better distributed by the structures of the prosthesis and the ones of support. Due to the limitations of this study, it can be concluded that the prosthetic extension and the diameter of the implant influenced the distributions of the tensions in both types of prostheses. Besides, the PDIS and PIS that had the same extension (same pontics number), and the distal abutment with the same dimensions, compared by qualitative and quantitative analysis, presented similar mechanical behavior.

Key words: tooth/implant union, implants, partial edentulous, finite elements, tension distribution

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados têm sido empregados como soluções protéticas em casos de pacientes com perda de dentes. Nas últimas décadas, desde 1985 implantes dentários têm sido usados, com grande êxito, no tratamento de pacientes parcialmente edêntulos (Lang et al., 2004; Akça et al., 2006). Os implantes podem ser utilizados como suporte independente para a restauração ou, às vezes, serem adicionados a dentes naturais na mesma prótese (Misch, 2006). A capacidade de adicionar implantes em locais específicos, ao invés de se limitar a um pilar natural, que pode não estar em condições ideais de saúde, faz com que o Cirurgião-Dentista expanda o princípio protético a quase todos os pacientes. Em ambas as situações, o plano de tratamento deve ser influenciado pela avaliação clínica dos dentes pilares naturais remanescentes adjacentes ao sítio edêntulo (Misch, 2006).

Em pacientes com doença periodontal, a destruição de tecidos de suporte pode atingir níveis onde extrações dos dentes não podem ser evitadas. Em acompanhamentos de tratamentos periodontais de tais pacientes, poucos dentes puderam permanecer, não somente com suporte reduzido, mas, também, com pronunciada mobilidade. Nestes casos, há uma necessidade de tratamento reabilitador protético, a fim de restaurar perda funcional, estética e estabilizar mobilidade dental. Do ponto de vista restaurador, pacientes com perda de dentes do segmento posterior formam um grupo de indivíduos que apresentam particulares problemas clínicos – anatômicos. Embora tenha sido demonstrado que o uso de próteses extensas e segmentos em cantiléver não têm efeitos deletérios nos tecidos periodontais, há riscos óbvios de falhas técnicas, como a perda de retenção e fraturas de componentes protéticos ou do dente pilar. Conseqüentemente, neste tipo de paciente, seria vantajoso se implantes pudessem ser utilizados com pilares adicionais (Ericsson et al., 1986).

Próteses fixas implanto-suportadas são uma alternativa de tratamento para pacientes com perda de dentes posteriores. Entretanto, devido às limitações anatômicas (limitantes ao maior número de implantes), pode ser desejável unir dente e implante na mesma prótese (Schlumberger et al., 1998). Inúmeros estudos clínicos e teóricos, em longo prazo, têm concluído que próteses confeccionadas somente sobre implantes ou sobre dentes seriam a primeira escolha e que união dente-implante, também, permitem um sucesso terapêutico, desde que alguns fatores sejam levados em consideração, tais como: estabilidade periodontal, modelo da prótese e a não existência de hábito parafuncional (Becker et al., 2000; Naert et al., 2001; Zhiyong et al., 2004; Nickenig et al., 2006). Existem, ainda, alternativas adicionais de tratamento para este tipo de prótese, às quais incluem: transposição do nervo alveolar, enxerto ósseo e levantamento de seio maxilar (Naert et al., 2001). Realmente, a alternativa de tratamento reabilitador protético com união dente-implante pode ser usada, quando há poucos dentes remanescentes no arco, incapazes de servirem sozinhos como pilares de prótese fixa (Laufer & Gross, 1998).

Os riscos teóricos inerentes em conectar um implante osseointegrado, imóvel, com um dente que possui mobilidade se deve às diferenças biomecânicas entre estes. O dente possui ligamento periodontal e tem mobilidade característica entre 50 e 200 μm , enquanto o implante osseointegrado demonstra um micron movimento menor que 10 μm (Zhiyong et al., 2004; Lang et al., 2004; Özçelik et al., 2007). Isto sugere que o movimento fisiológico dos dentes faz com que a prótese tenha efeito cantiléver, resultando em sobrecarga no implante (Weinberg & Kruger, 1993; Naert et al., 2001). Apesar disto, algumas publicações de acompanhamentos longitudinais relataram não terem observado nenhum tipo de prejuízo, nem aos dentes e nem aos implantes (Naert et al., 2001). Os prejuízos temidos seriam: a ruptura da junção cimentada para dentes e perda óssea marginal para implantes (Kayacan et al., 1997; Laufer & Gross, 1998). Outra consequência potencial de tal sobrecarga poderia ser a intrusão do dente, sugerindo que esta poderia ser causada pela absorção total de energia pelo implante e que parte desta energia é transferida ao dente, induzindo tensões que iniciam a intrusão devido às

diferenças de mobilidade entre dente e implante (Menicucci et al., 2002; Ormanier et al., 2005)

Para reduzir e distribuir a concentração de tensões na plataforma do implante, muitos pesquisadores têm sugerido que se utilizem conexões semi-rígidas neste tipo de união (Zhiyong et al. 2004). Uma conexão não-rígida tem a habilidade de separar unidades esplintadas, compensando os diferentes graus de mobilidade entre dente e implante (Lin & Wang, 2003). Entretanto, estudos clínicos têm indicado que, se houver a necessidade de se unir implante ao dente, essa conexão deve ser completamente rígida para prevenir a intrusão do dente pilar (Schlumberger et al., 1998; Naert et al., 2001).

A literatura tem procurado realizar metodologias coerentes e significativas, para a prática clínica, sobre este tipo de prótese, empregando estudos clínicos prospectivos e retrospectivos, revisões sistemáticas, bem como estudos “in vitro” e análise computacionais por meio do método de elementos finitos, a fim de elucidar as prováveis taxas de falhas, sucesso e sobrevida de todos os componentes dessa reconstrução protética. Neste contexto, propor-se-á, no presente estudo, avaliar as tensões nas estruturas de suporte e protéticas em próteses fixas dento-implanto-suportadas pelo método de elementos finitos e comparar os resultados com as implanto-suportadas.

Diante deste contexto, uma hipótese, neste estudo, foi gerada: que a extensão da prótese e a variação do diâmetro do implante influenciam a distribuição das tensões dentro dos modelos com união dente/implante.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Princípios Biomecânicos de Dente/Implante

Os dentes e os implantes possuem diferenças biomecânicas, ao que se refere à inserção no osso e sensibilidade tátil, resultando em diferentes graus de mobilidade e respostas frente às cargas oclusais (Rangert et al., 1991; Meijer et al., 1992; Cho & Chee, 1992; Schulte, 1995; Glantz & Niner, 1998; Laufer & Gross, 1998).

No dente, o ligamento periodontal possui mecanoreceptores que desenvolvem uma função tátil, contribuindo para a função estereoceptica e são extremamente sensíveis às forças externas aplicadas (Jacobs & van Steenberghe, 1994). Eles são capazes de transmitir informações de suas respectivas terminações nervosas ao sistema nervoso central, proporcionando um controle reflexo (Kim et al., 2005). A função destes receptores é verificada pelo íntimo contato entre as terminações de ruffini e as fibras colágenas circundantes e suas propriedades adaptativas dependem da localização destes mecanoreceptores dentro do ligamento. Estes receptores periodontais exibem sensibilidade direcional, ou seja, eles respondem maximamente a forças aplicadas em uma particular direção. Além disso, a magnitude da força aplicada ao dente pode modificar a resposta característica dos mesmos (Jacobs & van Steenberghe, 1994).

Considerando a ausência do ligamento periodontal como fator diferencial na sensibilidade tátil entre dente e implante, a capacidade funcional das restaurações implanto-suportadas pode ser parcialmente explicada se axônios residuais do ligamento periodontal ou terminações nervosas livres de tecidos conectados ao implante ou, ainda, se o sistema de havers são responsáveis pela resposta proprioceptiva (Weiner et al., 2004). Este autor realizou um estudo para verificar se as fibras nervosas peri-implantares poderiam transmitir informações proprioceptivas sob carga oclusal. Utilizou três cães da raça Mongrel, extraíndo três pré-molares inferiores e colocando posteriormente, após o período de dois meses de cicatrização, dois implantes,

seguidos de um período de osseointegração de três meses. Um retalho mucoperiósteo foi realizado, bem como a perfuração da cortical para expor o nervo alveolar inferior (IAN). Um sistema de força geradora vibratória foi aplicado aos implantes e dentes, e potenciais de ação foram capturados, a partir do IAN exposto, utilizando um eletrodo de platina-irídio. A amplitude de vibração aplicada variou do limiar do dente a duas e três vezes esse limiar. Os autores concluíram que: 1) a resposta neural do implante, sob condições de carga, é gerada nos tecidos peri-implantares e não em periósteo, mucosa ou fibras aferentes da articulação têmporo-mandibular; 2) a carga vibratória nos implantes resultou na geração de potenciais de ação no nervo alveolar inferior; 3) o limiar dos implantes para gerar potenciais de ação é maior do que no dente; 4) a resposta latente, ou seja, aquela gerada no intervalo de tempo entre a primeira carga vibratória e o início do potencial de ação, foi semelhante para o dente e o implante, quando a amplitude da carga variou de 2 e 3 vezes a do limiar do dente.

Nas últimas décadas, vários pacientes foram reabilitados com implantes osseointegrados. Embora parte do mecanismo tátil periférico seja perdido após a extração dentária, pacientes edêntulos recuperados por meio de próteses removíveis parecem desempenhar boa função, especialmente quando essa recuperação se faz por meio dos implantes. Testes psico-físicos revelam uma melhora da capacidade tátil de indivíduos reabilitados com próteses suportadas por implantes, porque parece permitir uma restauração do mecanismo de feedback das fibras nervosas periféricas com a potencial representação hipotética de sensibilidade no córtex sensorial. Se isto pudesse ser confirmado, os implantes osseointegrados poderiam contribuir para um controle sensorial-motor mediados por eles, permitindo uma integração fisiológica dos mesmos ao corpo humano. Este fenômeno, chamado de osseopercepção, é definido como uma percepção consciente do estímulo externo, transmitido via prótese implanto-suportada pela ativação de terminações neurais e/ou receptores no ambiente peri-implantar, tais como o osso e mais comumente o periósteo (Jacobs & van Steenberghe, 2006).

O dente é inserido ao osso alveolar via ligamento periodontal, o qual é, principalmente, constituído de fibras colágenas, conectando o cemento radicular ao osso alveolar. O ligamento periodontal tem a capacidade de suportar e distribuir, dentro de certo limite, as forças agindo sobre o dente. Se este limite é excedido, o dente torna-se sobrecarregado e injúrias ocorrem no ligamento periodontal, seguido de alterações adaptativas (Biancu et al., 1995). Essas forças produzidas, durante a mastigação, levam o dente a se movimentar dentro do alvéolo.

O ligamento periodontal é, funcionalmente, orientado em direção axial, ou seja, à carga axial. Se isto não ocorre, haverá destruição do ligamento periodontal e reabsorção óssea em zonas de compressão e uma adaptação compensatória deste tecido, com deposição óssea, em zonas de tração. No implante, essa adaptabilidade não ocorre devido à falta de ligamento periodontal. O implante é osseointegrado, uma vez que há aposição óssea em direção à superfície do implante e a interação requer substratos celulares ou moleculares (Schulte, 1992; Kim et al., 2005).

Mühleman (1951), segundo Lang et al. (2004) relata que um dente com ligamento periodontal saudável possui micro-movimento entre 50 e 200 μm sob uma carga aplicada de 0.1 N, enquanto o implante possui um micro-movimento menor que 10 μm (Zhiyong et al., 2004; Lang et al., 2004; Özçelik et al., 2007).

Schulte (1995) relata que o implante, sob carregamento axial, possui um décimo da mobilidade do dente e que o seu movimento corresponde à deformação elástica do osso (Richter et al., 1989), o qual, para os dentes, correspondem à segunda fase do movimento, quando existe uma grande compressão do ligamento periodontal.

Parfitt, em 1960, mensurou a mobilidade fisiológica dos dentes, individualmente, em direção axial, por meio de um transdutor retilíneo (extensômetro micrométrico), o qual é usado para transformar energia cinética (movimento) em diferenças de voltagem e possuem dois sistemas: um sistema

que permite o movimento do dente e outro que realiza a mensuração desse movimento. Verificou que o dente se move para o interior do alvéolo, imediatamente à aplicação de força axial. Esse movimento intrusivo com pequena força aplicada é relativamente grande, embora uma resistência progressiva ao movimento seja encontrada que é dado pela resiliência dos tecidos periodontais, especificamente pelo ligamento periodontal. A relação movimento/força não é linear e sim logarítmica, à medida que a força é aplicada uniforme e gradualmente. Na remoção da força, o dente retorna à posição original em duas fases. A primeira fase é um retorno rápido de parte da distância, e a segunda fase é um retorno lento à sua posição original, de maneira progressiva e dependente do tempo. O autor atribui este fato ao sistema vascular, o qual afeta a posição do dente no alvéolo até certa extensão.

O movimento inicial do dente é influenciado por uma taxa da carga aplicada mais a carga em valor absoluto. Quando essa aplicação da carga se torna máxima, o dente inicia o movimento secundário. Estes movimentos são não-lineares e complexos e, por isso, o ligamento periodontal possui um comportamento viscoelástico (Richter et al., 1989; Kim et al., 2004; Jacobs & van Steenberghe, 2006).

Deformações e torsões são induzidas durante os movimentos excêntricos da mandíbula e na mastigação. No entanto, o dente tem a capacidade de se adaptar a esta situação, pelo simples fato de possuir mobilidade, dada pelo ligamento periodontal, o que não ocorre com o implante (Schulte, 1995).

Em pacientes parcialmente edêntulos, a possibilidade de unir estas duas estruturas, o dente e o implante, na mesma prótese, é motivo de controvérsia, principalmente em relação às suas respectivas ancoragem no osso. As principais conseqüências deste tipo de união seriam: a fratura da prótese, afrouxamento do parafuso do pilar, perda de retenção por falha do cimento, fratura da infra-estrutura, perda da osseointegração e intrusão do dente (Richter et al., 1989; Sheets et al., 1997; Geng et al., 2001; Lang et al.,

2004; Kim et al., 2004; Zhiyong et al., 2004; Brägger et al., 2001; Brägger et al., 2005; Maezawa et al., 2007; Lindh, 2008).

2.2. Princípios biomecânicos das próteses dento-implanto-suportadas

Ericsson et al. (1986) propuseram investigar se implantes e dentes poderiam ser pilares de uma mesma prótese fixa. Dez pacientes, sendo 07 mulheres e 03 homens, foram indicados ao Departamento de Periodontologia da Universidade de Gotemburgo para tratamento de doença periodontal avançada. Todos os pacientes receberam o tratamento adequado que incluíam instruções de higiene oral, alisamento e raspagem radicular, eliminação cirúrgica de bolsas e extrações dentárias. Em 09 pacientes, um dos arcos era completamente dentado ou restaurado com prótese fixa convencional (sobre dentes). Após a fase de terapia periodontal, os pacientes foram submetidos à cirurgia para instalação de implantes e prótese parcial removível durante 04 a 06 meses. Após a cicatrização, os 10 pacientes foram reabilitados com próteses fixas dento-implanto-suportadas, sendo que, em 06 deles, as próteses eram com conexão rígida (tipo A) e, nos outros 04, a conexão foi semi-rígida, sempre entre um segmento suportado somente por dentes e outro somente por implantes (tipo B), desde que o segmento de prótese suportada por dentes exibissem mobilidade aumentada. Os pacientes foram encaminhados a um programa de manutenção, a cada 03 meses e uma avaliação final aos 18 meses foi realizada observando os critérios: estado de higiene oral, condição gengival, profundidade de bolsa, alteração de nível ósseo. Os resultados mostraram que a integridade marginal e forma anatômica decresceram em geral, porém, em 01 paciente (prótese tipo B) essa avaliação foi inaceitável devido à porção mesial da prótese, suportada por um pilar natural, ter sofrido intrusão de 01 mm em relação à prótese suportada por implante. Além disso, uma profundidade de sondagem foi encontrada nos implantes e dentes de 3.3 e 2.3 mm, respectivamente. Nos implantes 60% de todas as bolsas eram $\leq$ 04 mm e, nos dentes, 90% das bolsas $\leq$ 03 mm. Em relação à perda óssea, todos os implantes tiveram perda de 01 mm e, em um paciente, foi observado perda

de 03 mm em um único implante. Os autores verificaram que nenhuma diferença, clinicamente significativa, foi notada em torno do dente e do implante em relação à função e reação teciduais, e concluíram que, quando avaliado com critério, no mínimo aos anos seguintes ao tratamento, há um resultado satisfatório do uso de dentes e implantes como pilares da mesma prótese.

Richter et al. (1989) realizaram um estudo sobre as bases biomecânicas de implantes dentais, discutindo as forças aplicadas e reações no osso. Relataram que resultados de estudos clínicos com inserção de implantes resilientes (com elementos de absorção de carga, tipo IMZ), em mandíbula de pacientes edêntulos, parece ser de extrema importância, ou seja, se há necessidade de tratamentos protéticos com implantes tipo Branemark, deve-se usar uma prótese com superfície mastigatória resiliente (resina acrílica) ou, se paciente completamente edêntulo, uma overdenture de acordo com os conceitos do sistema IMZ. Em região posterior, o sucesso da prótese fixa em um dente e um implante depende da elasticidade mandibular, da mobilidade do dente e diretamente dos implantes colocados e carregados no centro de mastigação e, que por esta razão, é importante a utilização de elementos absorvedores de carga para evitar tensões e sobrecargas. Baseado neste fato, os autores criaram modelos numéricos representativos de uma prótese dento-implanto-suportada. Duas molas, uma com espessura mais fina (Dz) e a outra de maior espessura (Di), representavam, respectivamente, o dente e o implante, bem como evidenciava uma menor resiliência do implante. Sobre uma linha contínua, que unia estas estruturas, foi aplicada uma carga (F) vertical de um newton (N). Devido à alta complacência da mola Dz, haverá uma flexão na mola Di e no osso circundante. Esta flexão significa que somente uma parte da força (F) flui para o dente e a outra flui, como um momento de flexão, para o implante, com desfavorável distribuição de carga dentro deste pilar. O momento (M) ocorre devido à “lei de ação e reação” e, neste caso, o momento no implante é dependente do suporte dental e da resiliência do próprio implante. Na situação onde o dente possui uma mobilidade clinicamente normal, os autores verificaram que houve um momento (M) no implante de $\frac{1}{4}$ da força máxima sugerindo que o uso de uma reconstrução

protética vantajosa minimizaria este momento. Em relação ao carregamento horizontal, estes autores relataram ser prejudicial à crista óssea, provocando reabsorções, uma vez que a prótese coronária agiria como um cantilever.

Rangert et al. (1991) relataram que o cilindro de ouro e o pilar transmucoso, fixados ao implante por um parafuso de ouro, formam um sistema flexível compatível com a mobilidade vertical de um pilar natural. No entanto, quando esta junção aparafusada sofre um momento de flexão, ocorrerá uma compressão no lado do braço de alavanca do pilar e uma tração no lado oposto. Essas tensões produzidas, levam à uma deformação destes materiais, ocasionando uma abertura na junção do cilindro de ouro com pilar transmucoso. Os autores relataram, ainda, que o parafuso de ouro possui uma alta elasticidade, em torno de 600 N e, de acordo com a indústria Nobelpharma, o torque necessário para apertar este parafuso seria de 10 Ncm, gerando uma pré-carga de 250 a 300 N. Consideraram que, se uma carga mastigatória atingisse o valor da pré-carga do parafuso de ouro, sobre um braço de alavanca de 2 mm, o momento de flexão gerado neste parafuso seria em torno de 50 a 60 Ncm, o suficiente para iniciar a abertura da junção aparafusada. Com base nestes fatos, realizaram um estudo, “in vitro”, afim de investigar a flexibilidade desta junção aparafusada. Fixaram um implante com o sistema protético, acima citado, a uma plataforma de aço. Sobre este sistema foi inserida uma barra de ouro tipo III de 16 mm de extensão, simulando um cantilever. O parafuso do pilar transmucoso recebeu um torque de 20 Ncm e o parafuso de ouro de 10 Ncm e as cargas foram aplicadas na posição de 8 mm (100 N) e 16 mm (25 e 50 N). Verificaram que o momento de flexão gerado no parafuso de ouro foi de no máximo 80 Ncm e a flexão do parafuso de 230 μ m. Estes valores encontrados eram o limite para que a junção aparafusada começasse a ceder antes de abrir. A partir destes dados, inseriram um dente na posição de 16 mm do cantilever, simulando uma prótese fixa dento-implanto-suportada de 3 elementos. Aplicaram uma carga vertical de 250 N no dente e no pântico, estabelecendo em 100 μ m a flexão vertical do dente. Verificaram, baseado nos resultados encontrados neste estudo, que o momento de flexão gerado no parafuso de ouro foi de aproximadamente 30

Ncm, insuficiente para ocorrer abertura da junção e, que o dente e o implante dividem a carga mastigatória assumida. Concluíram que do ponto vista mecânico, a inclusão de um pilar natural e um implante na mesma prótese, limitado à extensão de três elementos, não causaria fadiga ao sistema, desde que o dente possua um suporte periodontal sadio. Além disso, repetidos movimentos além do que a junção aparafusada possa suportar, tipo uma extensão protética com dois ou três pânticos, levariam a uma rotação deste sistema e afrouxamento do parafuso de ouro. Deste modo, os autores recomendaram que, para este tipo de prótese, uma conexão deva ser usada a fim de evitar o movimento rotacional e transversal de dente.

Mathews et al., em 1992, investigaram o efeito do desenho do conector, rígido ou semi-rígido, na retenção do cimento fosfato de zinco em prótese fixa dento-implanto-suportada. Um dente pré-molar e um implante de 3.75 x 10 mm foram inseridos em uma plataforma de resina acrílica, de tal forma que, ao implante, foi conferido uma fixação rígida e, para o dente, foi simulado o ligamento periodontal com um material elastomérico, o qual conferia uma mobilidade vertical. A estrutura da prótese foi planejada a fim de permitir a conversão de uma conexão semi-rígida em rígida e vice-versa. A prótese foi cimentada sobre o dente e aparafusada sobre o implante e submetida à um carregamento de 40 N por 200.000 ciclos (simulando um ano em função). Um dispositivo mecânico foi utilizado para mensurar as tensões de tração quando ocorria o rompimento do cimento fosfato de zinco. Os testes foram aplicados 20 vezes (10 para cada conexão). Os autores verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0.332$) entres os dois grupos.

Cho et al. (1992) relataram um caso clínico de um paciente parcialmente edêntulo que foi reabilitado com próteses fixas nos arcos superior e inferior. O arco inferior foi construído com três unidades fixas: uma somente sobre implante (02 elementos), a segunda e a terceira dento-implanto-suportada, sendo uma de 07 elementos, com implantes entre dois dentes pilares e a outra de 03 elementos, com o dente pilar entre dois implantes. Sobre os dentes pilares foram cimentados copings de ouro e as próteses

cimentadas, provisoriamente, enquanto nos implantes, as coroas foram aparafusadas, de maneira que elas pudessem ter uma reversibilidade. O paciente foi acompanhado mensalmente, por exames clínicos e radiográficos, e, no 5º mês, o dente pilar da unidade fixa que o tinha, entre os dois implantes, teve uma desadaptação cervical, cuja causa os autores não souberam identificar. Julgaram que, ou o dente intruiu, ou os implantes extruíram, mas como o alinhamento do plano oclusal estava inalterado, devido aos contatos oclusais com os antagonistas, concluíram que provavelmente ocorreu uma intrusão do dente pilar.

Sheets & Earthman (1993) observaram, em dois pacientes reabilitados com prótese dento-implanto-suportada, a intrusão de dentes pilares. Em um paciente, o incisivo lateral superior direito intruiu 1,5 mm, enquanto, no outro paciente, o segundo molar inferior esquerdo sofreu intrusão de 4,0 mm em 24 meses de observação. Os autores, a fim de minimizar o problema causado pela intrusão, estabeleceram um protocolo de tratamento e reversibilidade deste fenômeno, através de cimentação temporária e uso de lubrificante a base de petróleo. Relataram, também, que a provável causa de intrusão dos dentes naturais se deveu à ativação de osteoclastos por uma onda de tensão. Teorizaram que um dente natural suportando uma restauração sobre implante, recebe um alto nível de tensão mecânica, uma vez que está conectado a uma estrutura conservadora de energia, ativando os osteoclastos ao redor da raiz.

Weinberg & Kruger (1994) descreveram a correlação direta existente entre o grau de flexão no local de carregamento e a quantidade de tensão distribuída às estruturas da prótese. Argumentaram que os micro-movimentos produzidos pelas fibras do ligamento periodontal facilitam a distribuição de força por toda a extensão da superfície radicular, enquanto que um sistema totalmente rígido, implante/pilar/prótese, concentra maior tensão na crista óssea e que esta tensão diminui gradualmente no sentido apical. Quando se uni esses dois elementos na mesma prótese, a tensão gerada pela aplicação de força no longo eixo é concentrada no suporte ósseo do elemento mais

rígido, devido à diferença de mobilidade entre os dois pilares, podendo sobrecarregar os implantes, levando a um afrouxamento ou fratura do parafuso do pilar. Recomendaram que, para este tipo de união, deveria ser utilizada uma conexão semi-rígida.

Biancu et al. (1995) realizaram um estudo para analisar tecidos periodontais de dentes “inativados” (conectados rigidamente a implantes osseointegrados) com aparente condições de saúde. Dez cães da raça Beagle, selecionados, apresentaram saúde periodontal (altura óssea normal e ausência de inflamação) na região de pré-molares e molares. Estes cães foram submetidos à exodontia dos 2º e 3º pré-molares e primeiros molares, em ambos os lados. Após 02 meses de cicatrização, foram inseridos 02 implantes no lado direito. Os animais foram divididos em dois grupos de cinco, grupo A e B. O dente pré-molar remanescente foi conectado aos implantes, rigidamente, por meio de uma prótese em ouro, cimentada sobre os pilares. O pré-molar esquerdo (homólogo) serviu como controle, sem esplinte, em todos os cães (grupo A). No grupo B, antes da conexão do dente aos implantes, foi induzida uma doença periodontal nos pré-molares direito e esquerdo, por meio de acúmulo de placa e inserção de fio de algodão no sulco gengival, durante quatro meses. Reestabelecida a saúde periodontal, seguiu-se o mesmo protocolo do grupo anterior. Este estudo demonstrou que o esplinte do dente aos implantes não promoveu nenhuma alteração significativa, tanto qualitativa e quantitativa, na gengiva e tecidos periodontais dos dentes inativados. As dimensões e a composição da gengiva, o tecido supra-cristal e o ligamento periodontal das várias unidades experimentais examinadas foram semelhantes em dentes inativos e controles. Os autores observaram que, na remoção do esplinte, após 180 dias, os dentes inativados tinham características de mobilidade normais.

Sheets & Earthman (1997), revisando dois casos clínicos que apresentaram a intrusão de dentes pilares, descreveram que este fenômeno tinha causa multifatorial e, como fatores causais, citaram: a atrofia por desuso do ligamento periodontal, impactação de debris, memória de retorno do dente

prejudicada e união mecânica. Relataram, ainda, que a intrusão do dente natural é um processo reversível e que, se ela ocorre, este processo deveria ser iniciado rapidamente. Estes autores recomendaram que a combinação dente/implante na mesma prótese deveria ser evitada, porque não havia nenhum sistema capaz de reproduzir o efeito de amortecimento do ligamento periodontal. Além disso, novos estudos poderiam ser feitos para explorar uma técnica que permitisse uma conexão mais segura e que, os fatores que estariam gerando tensão mecânica deveriam ser alterados quando ocorresse a intrusão do pilar natural, incluindo o desenho da prótese, o uso de lubrificantes para dissipar energia, uso de placas protetoras, ajuste oclusal e modificação do pilar do implante para ser mais resiliente.

Em um artigo de revisão de literatura, Schlumberger et al. (1998) relatou que a causa de intrusão de dente pilar, unido a implantes na mesma prótese, permanecia desconhecida e seria provavelmente multifatorial e diferente para cada caso. Os autores sugeriram modalidades de tratamento, tal como o uso de um sistema de conexão, por encaixe, tipo macho/fêmea, o qual através de uma trava em forma de U torna esta conexão rígida e vice-versa, permitindo a reversibilidade da prótese. Afirmaram que a conexão semi-rígida permitiria uma possibilidade de recuperação da prótese, mas a fricção entre os componentes macho/fêmea, durante a movimentação de dente sob carga mastigatória, poderia impedir o retorno completo deste à sua posição inicial e a repetição deste processo poderia criar forças ortodônticas levando à intrusão de dente. O uso da trava U seria transformar essa conexão semi-rígida em rígida, a fim de impedir a intrusão. No entanto, alegaram que, como o dente estaria conectado, rigidamente, a uma estrutura de energia conservativa, ele receberia uma alta onda de tensão, ativando os osteoclastos ao redor da raiz promovendo a sua intrusão. Concluíram que apesar da literatura ter vários estudos longitudinais demonstrando o sucesso deste tipo de prótese, não se deve ignorar a possível ocorrência de intrusão e, na reabilitação de paciente parcialmente edêntulo, uma prótese totalmente suportada por implantes seria a melhor opção de tratamento, mas quando não houver essa possibilidade, os

mecanismos no desenho e planejamento da prótese devem ser alterados para reduzir a probabilidade de ocorrência de intrusão.

Garcia & Oesterle (1998) realizaram um estudo para identificar a prevalência do fenômeno de intrusão do dente natural em pacientes de clínicas odontológicas envolvidos em reabilitação com implantes. Tentou-se, também, relacionar os casos de intrusão com o tipo de implante e conectores usados. Foram enviados cartas a 2.384 membros da Academia de Osseointegração, contendo 07 questões, relacionadas a número de prótese com união dente/implante feitas, quantos casos houve de intrusão, como essa intrusão foi diagnosticada, o tipo de implante e conector usados. Somente 775 membros responderam. Os resultados mostraram uma taxa de ocorrência de intrusão de 3,5% e nenhuma correlação foi encontrada entre o tipo de implante e conector usados.

Devido à controvérsia em realizar uma prótese dento-implanto-suportada, como opção de tratamento, e pela falta de estudos “in vivo”, Richter (1998) realizou um estudo “in vivo” para quantificar, em implantes situados na região de molar inferior, o nível de carga resultante da aplicação de forças excêntricas ao eixo do implante. Um dispositivo de titânio foi utilizado no lugar do componente flexível (intramobile – IME) do implante IMZ, de 3.3 mm de diâmetro, para quantificar o momento de flexão neste implante. Este consistia de uma barra flexora dupla em forma de T e cônico, simulando um preparo para coroa total, a fim de reter a prótese dento-implanto-suportada. Um parafuso era o componente de fixação deste dispositivo ao implante. A barra flexora do dispositivo foi alinhada ao longo de eixo dos dentes, em 10 pacientes, para mensurar momentos de flexão transversal nos implantes (direção vestibulo-lingual), ou alinhada, perpendicularmente ao eixo dos dentes, para quantificar os momentos de flexão vertical (direção mesio-distal) nestes pilares, em 11 pacientes. As deformações foram registradas, durante a mastigação, por dois extensômetros colados à barra flexora e os sinais elétricos dos níveis de carga capturados por um transformador analógico-digital. Os pacientes foram submetidos à mastigação de quatro tipos de

alimentos: borracha, cenoura, biscoito e lingüiça. Os resultados mostraram que os momentos de flexão transversais foram maiores que os mesio-distais para todos os pacientes. Os momentos máximos de flexão foram 140 Nmm e 57 Nmm, respectivamente. Estes valores estavam abaixo do nível do momento crítico, o qual causa abertura e fratura da junção pilar/implante e mobilidade induzida do dente pela sobrecarga do implante. Além disso, momentos de flexão do implante seriam influenciados por sua rigidez, o pilar e a distribuição de carga entre dente e implante. Um implante IMZ com componente intra-mobile (IME) é mais flexível que um implante rígido por um fator de 5/3. Assim em estudos “in vivo” utilizando implantes mais rígidos, as mensurações dos momentos de flexão nesses implantes deveriam ser multiplicadas por tal fator. O autor alertou que as direções das forças mastigatórias podem causar altas tensões no osso, mais especificamente na interface pescoço do implante/crista óssea e que, quando houvesse a necessidade de conectar o implante ao dente na mesma prótese, essa conexão deveria ser rígida, uma vez que uma conexão de semi-precisão tenderia a desenvolver um desalinhamento oclusal dos componentes da prótese durante a função.

Sobre os princípios e aplicações da esplintagem de implantes osseointegrados a dentes na reabilitação de pacientes parcialmente edêntulos, Laufer & Gross, em 1998, relataram que o objetivo do esplinte seria minimizar a alta concentração de tensão em torno do implante, a qual poderia causar reabsorção óssea e que, a resiliência do dente associada à do implante reduziria a concentração de tensões em torno deste pilar. Sugeriram, como alternativa, diminuir a resiliência do dente pela esplintagem de vários pilares naturais, juntamente ao implante, diminuindo assim a sua mobilidade e tornando esta unidade esplintada comparável ao implante conectado. Concluíram que, em algumas situações, esplintagem de dentes a implantes poderia ser feita com cuidado e evitada quando possível e que, os esplintes, muitas vezes, seriam necessários para suporte mútuo de dentes e implantes localizados ou distribuídos desfavoravelmente no arco ou, ainda, para futura reversibilidade da prótese e, que, a validação destes conceitos requeriria a confirmação por novos estudos clínicos e de análise de tensões.

Pesun et al. (1999), apresentaram a avaliação da resposta histológica do tecido periodontal de dente em prótese dento-implanto-suportada, em 30 cães da raça Mongrel. Foram confeccionadas 96 próteses e utilizaram como grupo controle, o dente homólogo contralateral, não esplintado a implante. As avaliações periodontais foram feitas dos dentes e implantes a cada 3 meses, durante o período de 2 anos. Os resultados encontrados foram: a histologia do ligamento periodontal do dente homólogo foi similar à do dente tratado; o tecido periodontal conteve um mínimo de células de infiltrado inflamatório; a crista óssea não mostrou desarranjo periodontal; a orientação das fibras do ligamento era facilmente determinada, indicando que mínima remodelação ocorreu; o número e morfologia dos vasos sanguíneos foram similar no grupo controle e tratado. Os autores concluíram que a falta de inflamação e a estabilidade do tecido periodontal sugeriram que o uso de dentes em combinação a implantes na mesma prótese com conexão rígida, não resultou em efeitos deletérios aos tecidos periodontais e que as forças aplicadas aos dentes estão dentro da capacidade de remodelação destes tecidos. Foi observado também que não houve intrusão de dente pilar e atribuíram ao fato de que deve ser levado em consideração os cuidados na terapia oclusal.

Geng et al. (2001) relataram a aplicabilidade do método de elementos finitos como meio de análise da performance biomecânica de implantes odontológicos. Sobre a combinação de dentes e implantes como pilares de uma mesma prótese, argumentaram a existência de uma diferença de deflexão entre a intrusão visco-elástico do dente no ligamento periodontal e quase nenhuma deformação elástica do implante. Esta diferença poderia induzir um efeito de fulcro e possível sobrecarga do implante ou do osso circundante. Alguns fatores que, biomecanicamente, poderiam influenciar a distribuição de tensão incluiu o tipo de pilar, propriedade material do implante, efeito dos materiais resilientes, tipo de conexão (rígida ou semi-rígida) e proporção de implantes esplintados a dente natural.

Lindh et al. (2001) (a) investigaram, em um estudo retrospectivo, o sucesso do tratamento com prótese dento-implanto-suportada, mais especificamente a taxa de sobrevida do implante e a taxa de perda óssea marginal. O estudo foi realizado em 06 clínicas na Suécia e os implantes utilizados no tratamento foram do sistema Bränemark (Nobel Biocare) e sistema ITI (Straumann). A amostra do estudo foi composta de 111 pacientes, sendo 71 mulheres e 40 homens com média de idade de 65 anos, com um total de 185 implantes. Todos estes pacientes reabilitados com aquele tipo de prótese deveu-se à limitação anatômica, ou pela falta de volume ósseo no rebordo residual anterior, ou pela anatomia do canal mandibular e seio maxilar. A maioria das próteses instaladas tinha somente um dente e um implante como pilares. O critério utilizado para falha do implante foi avaliação radiográfica (áreas de reabsorção óssea) seguido da sua remoção. Para a perda óssea marginal, o critério seguido foi o de perda óssea de 01 mm no primeiro ano e 0.2 mm a cada ano subsequente. Os resultados mostraram que uma taxa de sobrevida de 95.4% foi encontrada para os implantes durante mais de 3 anos de acompanhamento. A perda de osseointegração ocorreu em 3.2% dos casos e a taxa de periimplantite foi de 2,1%. A complicação mais severa ocorrida foi a intrusão de dentes pilares em 5% dos casos, no entanto, a intrusão foi vista em todos os casos em que as próteses foram confeccionadas por uma conexão não-rígida entre os dentes e os implantes. Como conclusão, os autores afirmaram que como primeira escolha no tratamento com implantes indicar-se-ia a prótese suportada somente por implantes, por já estar bem documentada na literatura. Além disso, em curto prazo, a taxa de sobrevida do implante de prótese dento-implanto-suportada era semelhante à do implante de prótese implanto-suportada e a primeira indicação para a prótese com união dente/implante seria a limitação anatômica. Optando-se por este tratamento, a utilização de conexão rígida deveria ser indicada.

Kindberg et al. (2001) avaliaram, através de um estudo retrospectivo, os resultados do tratamento de pacientes que receberam próteses fixas de diferentes extensões e em combinação com diferentes números de dentes e implantes. Este estudo compreendeu 36 pacientes com idade entre 17 e 78

anos, os quais receberam 115 implantes e todos foram tratados com prótese dento-implanto-suportada, no período de 1989 a 1997, num total de 41. Os resultados registraram a perda de 09 implantes, sendo 03 durante o período de cicatrização e 06 após estarem em função. A taxa de sobrevida dos implantes após 05 anos foi 89.8%. O número de dentes pilares perdidos foi 05 de um total de 85 dentes e, em relação à falha de prótese, somente duas falharam (5%) devido à falha dos implantes que a suportavam. A perda óssea marginal foi observada em 46 implantes (41%), sendo 31 destes evidenciaram perda óssea até a primeira rosca e 11 até a segunda rosca. Neste estudo, intrusão foi verificada somente em 03 pacientes, sendo 02 casos no primeiro ano e o outro no terceiro ano. Destes, um paciente foi tratado com prótese de conexão semi-rígida e os outros dois com coroas telescópicas sem trava aparafusada. Somente 12 próteses tiveram um acompanhamento por mais de 05 anos, as quais permaneceram estáveis e nenhum dente ou implante foi perdido. As poucas queixas registradas, após esse período, foram em relação à estética, função mastigatória e desconforto. A conclusão deste estudo foi que os resultados encontrados eram semelhantes aos de outros estudos relatados na literatura em relação ao tratamento com prótese dento-implanto-suportada, e apesar de dente e implante terem mobilidades diferentes, os resultados do tratamento são bastante satisfatórios, desde que o faça com uma prótese rígida.

Um estudo longitudinal de 02 anos sobre próteses implanto-suportadas (PIS) e dento-implanto-suportadas (PDIS) prótese realizado por Lindh et al. (b), em 2001, teve como proposta comparar as complicações entre estas duas opções de tratamento, quando realizados em região posterior da maxila. 26 pacientes, classe I de Kennedy, foram selecionados, sendo 11 homens e 15 mulheres com idade média de 67 anos. Eles foram submetidos à realização dos dois tipos de prótese, cada qual de um lado da região posterior da maxila. Em todos os pacientes os exames clínicos foram feitos no momento da instalação das próteses e acompanhamento continuou no 3º, 6º, 12 e 24 meses seguintes. O exame clínico consistia de avaliação dos tecidos moles e duros, incluindo índice de placa, profundidade de sondagem, sangramento

gingival e avaliação de perda óssea através de radiografias tomadas a partir do 6º mês. Dos 95 implantes instalados (Nobel Biocare), 13 foram planejados como reserva e não carregados e 10 falharam: um após 4º mês de instalação, 6 entre o período de conexão com pilar e inserção da prótese. Destes seis, três foram nos primeiros 100 dias do implante em função, sendo que dois suportavam uma PIS e o outro a PDIS. O diâmetro dos implantes era de 3.75 mm e o comprimento variou de 7 mm a 18 mm. A taxa cumulativa de sobrevida foi de 88% $\pm$ 6,7 em dois anos para todos os implantes. Para os implantes que sofreram carregamento e permaneceram em função, a taxa de sobrevida foi de 96% para PDIS e 95% para PIS. A média de perda óssea marginal foi de 1.2 $\pm$ 0.5 mm no 1º ano e 0.1 mm durante o segundo ano, sendo este dado considerado o critério de sucesso dos implantes. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi evidenciada entre os dois tipos de prótese para taxa de sobrevida e perda óssea. As complicações relatadas foram: a) PDIS: fratura do dente (3,8%), necrose dente(11,5%), fratura do cimento (7,6%), fratura do parafuso do pilar (0,0%), fratura do parafuso da prótese (3,8%) e perda da prótese (7,6%); b) PIS: fratura do parafuso do pilar (3/56 = 5,8%), fratura do parafuso da prótese (0/56) e perda da prótese (2/26 = 7,6%). Os autores concluíram que a PDIS poderia ser uma opção de tratamento para paciente parcialmente edêntulo, mas que a como primeira escolha a PIS por estar completamente bem documentada na literatura.

Naert et al. (2001) realizaram um estudo de acompanhamento longitudinal de 15 anos de pacientes que foram submetidos ao tratamento com PDIS (teste) e PIS (controle), sendo os resultados comparativos entre os dois tipos de próteses. Em 123 pacientes, 339 implantes foram conectados a 313 dentes, resultando em 140 próteses (n=105 maxila e n= 35 mandíbula). Em outros 123 pacientes, 329 implantes foram utilizados para PIS, sendo 67 próteses superiores e 56 inferiores. As conexões usadas nas próteses com união dente/implante variaram entre rígidas e não-rígidas de acordo com o número e distribuição dos implantes nos arcos. Para as PDIS, 10 implantes falharam, sendo 04 no 3º ano e os outros 06 até o 8º ano, tendo um taxa cumulativa de sucesso de 94,9%, enquanto que para as PIS somente 01

implante falhou aos 11 anos, acumulando uma taxa de sucesso de 98,4%, após o carregamento destes pilares, não havendo diferença estatisticamente significativa entre estes pilares nos dois tipos de próteses. No grupo teste, as falhas encontradas foram: lesão periapical (3,5%), exodontia do dente (1,8%), falha do cimento coronário (8%), intrusão do dente (3,4%) e fratura da infra-estrutura em 03 pacientes. No grupo controle, somente 02 parafusos do pilar fraturaram durante o período de observação. Estes resultados mostraram que a conexão dente/implante deve ser evitada quando possível e, se feita, deveria ser rígida.

Naert et al., em 2001, avaliaram 226 pacientes, através de exame radiográfico, a fim de verificar a quantidade de perda óssea marginal num período de 15 anos. Destes, 123 foram tratados com PDIS (grupo teste) e 123 com PIS (grupo controle). A perda óssea nestes grupos foi estatisticamente significativa, sendo que o grupo tratado com prótese dento-implanto-suportada apresentou uma perda de osso marginal de 0.07 mm ao ano, enquanto o outro grupo a perda óssea anual foi 0.02 mm ($p < 0.025$). A análise estatística não encontrou diferença significativa para perda óssea marginal entre as PDIS com conexão não-rígida e as PIS. No entanto, quando analisou as PDIS com conexão rígida em relação às PIS, houve uma diferença significativa ($p < 0.04$) entre elas.

Em 2002, Block et al., realizou um estudo clínico prospectivo, com acompanhamento de 05 anos, para avaliar o efeito de dentes e implantes, quando estes eram conectados, rigidamente ou não, através de prótese parcial fixa de 03 elementos. Os 40 pacientes selecionados neste estudo eram classe I de Kennedy (desdentados bilateralmente) do arco mandibular e totalmente edêntulos no arco superior, os quais para este arco a reabilitação foi feita com prótese total removível. Uma prótese fixa com conexão rígida era instalada em um lado da mandíbula e outra, com conexão não-rígida, no lado contralateral, sendo o próprio paciente o controle em relação ao tipo de prótese. Os resultados investigados foram: 1- em relação à mudança de nível da crista óssea, não houve diferença estatisticamente significativa para implantes

($p=0.86$) e para dentes ($p=0.48$) nas próteses conectadas rigidamente e àquelas com conexão não-rígida; 2- a probabilidade de sucesso após 48 meses até 60 meses foi de 93,2% para todos os dentes (incluindo os dentes tratados e não tratados endodonticamente) e de 93,4% para os implantes em ambas as próteses; 3- quatro implantes (02 do lado rígido e 02 do não-rígido) e três dentes (01 do lado rígido e 02 do não-rígido) tiveram perda óssea maior que 02 mm. Ao todo, 05 dentes (02 da prótese rígida e 03 da não-rígida) foram removidos por fratura ao longo dos 05 anos, os quais eram tratados endodonticamente, enquanto 01 implante foi removido no 3º ano de acompanhamento; 4- a porcentagem de pacientes que tiveram intrusão de dentes mensurada foi de 44% para o grupo de próteses não-rígidas e 66% para àquelas rígidas. Do grupo de próteses com conexão não-rígida, 25% dos dentes tiveram intrusão maior que 0.5 mm comparados a 12,5% dos dentes do grupo rígido; 5- as visitas extras (mais de 02 vezes ao ano) eram devido à dor, perda óssea, fixação do pilar e afrouxamento do parafuso. Os autores concluíram que devido à alta incidência de intrusão e número de visitas extras, dentes e implantes deveriam ser evitados como pilares de uma mesma prótese.

Menicucci et al. (2002) investigaram, pelo método de elementos finitos, as tensões ocorridas no osso, ao redor de um implante e um dente, conectados rigidamente, sob uma carga aplicada ao dente. Foram construídos modelos 2D e 3D representativos desta tipo de prótese. Dois tipos de aplicação de carga foram feitas: uma estática de 50kg por 10 segundos e a outra transicional (carga de impacto/evento transitório) de 50kg por 5 milisegundos. No modelo 2D, sob a aplicação de carga estática e considerando o osso peri-implantar, as maiores concentrações de tensão foram no pescoço do implante (70 a 150 N/mm²) e uma certa quantidade de tensão foi distribuída uniformemente em torno do dente com alguma concentração na porção apical (30-50 N/mm²). Sob a aplicação de carga transicional, também no modelo 2D, os maiores níveis de tensões encontrados no osso peri-implantar e no osso ao redor do dente foram muito menores quando comparados à carga estática (18-21N/mm²), os menores níveis foram bem distribuídos por todo o implante (6-12

N/mm²), com um leve aumento no pescoço deste pilar e também na porção cervical do dente. No modelo 3D, os resultados encontrados foram semelhantes aos do modelo 2D sob as mesmas condições de carga, porém evidenciou concentrações de tensões no ramo horizontal da mandíbula, sob aplicação de carga estática. Como conclusão, os autores relataram a importância do papel do ligamento periodontal e que sob uma carga estática, a qual poderia ocorrer durante a mastigação ou bruxismo, o dente intruía para dentro do alvéolo, deformando o ligamento periodontal e a prótese agindo como um cantiléver no implante.

Lin & Wang (2003) reportaram a análise não-linear, pelo método de elementos finitos, de prótese dento-implanto-suportada variando o tipo de conexão e o carregamento oclusal. Os resultados deste estudo mostraram que o deslocamento obtido no pré-molar aumentou muito mais em relação ao implante e que o pico de tensão dentro do implante foi significativamente grande quando a força vertical foi aplicada somente no pré-molar da prótese com a conexão rígida. Os valores máximos de tensão na foram significativamente diferentes quando a força foi aplicada nos pânticos e implante ou em todos os elementos da prótese, para ambos os tipos de conectores. Entretanto, o pico máximo de tensão foi reduzido quando diminuiu a carga aplicada sobre os pânticos. Os autores concluíram que o ajuste oclusal poderia reduzir o efeito cantilever e redistribuir as tensões dentro do implante.

Wang et al., em 2004, relatou num caso clínico sobre a intrusão de dente posicionado entre duas próteses sobre-implantes, sem estar unido às mesmas. A prótese adjacente mesial, unitária, era cimentada e a distal, com dois implantes unidos, aparafusada. Os autores verificaram a intrusão do dente após 05 meses de inserção das próteses e relataram que a causa deste fenômeno foi a união mecânica e a fraca memória de retorno do pilar natural. A intrusão relatada foi aproximadamente 3.0 mm e a reversibilidade foi feita através do ajuste das paredes proximais da prótese distal diminuindo o contato interproximal. A completa reversibilidade desta intrusão ocorreu em 05 meses de tratamento.

Lang et al. (2004) realizaram uma revisão sistemática para avaliar, em 05 e 10 anos, a sobrevida de próteses fixas dento-implanto-suportadas e a incidência de complicações biológicas e técnicas. Foram selecionados 176 artigos com textos completos, dos quais somente 13 foram incluídos no estudo. Destes artigos incluídos, 09 eram estudos prospectivos e 04 retrospectivos e todos publicados entre 1997 e 2004. Como critério de inclusão, todos os artigos selecionados continham referências ao tipo de implante, número de pacientes, média de idade, número e características das próteses e porcentagem de pacientes que abandonaram o estudo. A meta-análise destes estudos indicou uma taxa média de sobrevida dos implantes de 90.1% (total de 932 implantes) após 05 anos e 82.1% (total de 143 implantes) após 10 anos. Para as próteses, a taxa de sobrevida foi de 94.1% em 05 anos (total de 115 próteses) e de 77.8% em 10 anos (total de 72 próteses). Somente 08 artigos incluídos relataram perda de dentes e implantes, sendo 06 artigos de acompanhamento de 05 anos e 02 de 10 anos. Em 05 anos, houve uma porcentagem de perda de 3.2% e 3.4% para dentes e implantes, respectivamente, de um total de 529 dentes e 583 implantes. Em 10 anos, as taxas de perda de dentes e implantes foram 10.6% e 15.6%, respectivamente, de um total de 47 dentes e 45 implantes. Somente três estudos, dos 13 incluídos, indicaram taxa de complicação biológica de 11.7% após 05 anos em função, descrita como peri-implantite e bolsa infra-óssea. As complicações técnicas relatadas nesta revisão, por todos os 13 artigos selecionados, incluiu: fratura de facetas (9.8% em 05 anos e 9.1% em 10 anos, de 41 próteses); perda de retenção (6.2% em 05 anos e 24.9% em 10 anos); perda do parafuso do pilar (3.6% em 05 anos e 26.4% em 10 anos); fratura do implante (0.9% em 05 anos) e intrusão do dente (5.2% em 05 anos, de um total de 526 dentes).

Estudando a influência do desenho da prótese e as condições de carregamento na distribuição de tensões em próteses dento-implanto-suportadas, Zhiyong et al. (2004) verificaram, a partir da construção de 06 modelos experimentais bidimensionais, pelo método de elementos finitos, que as tensões em torno dos implantes foram maior àquelas encontradas em torno dos dentes. Sob aplicação de carga vertical de 50 N em um nó de cada

modelo, simulando contatos em todos os elementos da prótese, as maiores tensões no dente foram no modelo que continha 02 dentes, 01 implante e 01 pântico entre estes pilares (DDPI). No implante, as maiores tensões encontradas foram no modelo que continha 01 dente, 01 implante e 02 pânticos entre os pilares (DPPI). As menores tensões encontradas, tanto no dente, quanto no implante, foi no modelo que continha 01 dente, 02 implantes e 01 pântico entre os pilares (DPPII). Nenhuma diferença foi encontrada entre os modelos DDPI e o que continha 01 dente, 01 implante e 01 pântico entre estes pilares (DPI). Quando a carga foi aplicada somente em um, dois ou três elementos da prótese DPI, as menores tensões encontradas foram quando esta carga era aplicada somente no implante. As maiores tensões observadas em torno do implante foram no modelo onde a carga era aplicada somente no dente e no pântico. Para o dente, as maiores e menores tensões encontradas foram, respectivamente, nos modelos onde se aplicou a carga somente no dente e em todos os elementos da prótese. Os autores concluíram que os implantes suportam a maior porção de carga funcional quando conectados aos dentes e que minimizando a carga sobre o dente, diminui a tensão em torno do pescoço do implante.

Brägger et al. (2005) avaliaram, prospectivamente, por 10 anos, as complicações técnicas e biológicas e falhas que ocorreram em pacientes parcialmente edêntulos, que foram reabilitados com próteses sobre implantes unitárias, não unitárias e conectadas a dentes. Todos os implantes utilizados foram do sistema ITI (Dental Implant System). Vinte e um pacientes foram reabilitados com 22 próteses dento-implanto-suportadas (PDIS) de 03 a 10 elementos, tendo um total de 22 implantes e 24 dentes como pilares. Um implante falhou (4.5%) devido à complicação biológica primária e levou à perda de uma prótese (4.5%). Quatro falhas iniciaram com complicações técnicas (perda de retenção), o que mais tarde resultou em complicação biológica (cáries – 16.7%). Em quatro pacientes, 04 próteses (18%) tiveram experiência de complicações técnicas e, em 10 anos, esse achado alcançou 31.8% (07 próteses). Somente 03 implantes foram tratados por apresentarem peri-implantite. Em relação às próteses Implanto-suportadas (PIS) não unitárias, 29

pacientes foram tratados com 33 próteses sobre 69 implantes, de 02 a 10 elementos. Um implante falhou (1.4%) devido à complicação biológica, levando à perda de uma prótese (3%). Dez próteses (31%) tiveram falhas complicações técnicas, porém não as levou à falhas, uma vez que essas complicações foram afrouxamento do parafuso do pilar e/ou perda de retenção. O número total de próteses que falharam em 10 anos foi de 2%. Oito implantes requereram tratamento para peri-implantite, sendo 06 com uso de anti-sépticos e antibióticos e 02 com cirurgia ressectiva. Os dois tipos de próteses, PDIS e PIS, tiveram 50% e 54.5% de nenhuma complicação técnica ou biológica, respectivamente.

Baron et al. (2005) investigaram, através de estudo retrospectivo, 39 radiografias de pacientes classe I e II de Kennedy que tinham sido tratados com próteses dento-implanto-suportadas (PDIS), sendo dois implantes IMZ inseridos no espaço edêntulo, afim de detectar perda óssea peri-implantar e correlacionar os resultados com um modelo matemático. As distâncias da face distal do dente às faces mesiais do implante mesial (1º implante) e do implante distal (2º implante) foram mensuradas para cada radiografia. As distâncias médias foram de 11.02 mm do dente ao 1º implante e de 20.25 mm ao 2º implante. Ao redor do 1º implante, as áreas de perda óssea mesial e distal foram 6.61 mm² e 4.0 mm², respectivamente. No segundo implante, as áreas de perda óssea foram 3.32 mm² mesialmente e 3.54 mm² distalmente. Houve uma correlação estatisticamente significativa entre as distâncias do dente aos implantes ($p < 0.05$) e as áreas de perda óssea, sendo que as distâncias de 8.0 a 14 mm do dente ao 1º implante e de 17 a 21 mm ao 2º implante foram associadas com uma maior perda óssea. Este estudo relacionou a influência positiva da distância dente-implante na perda óssea em torno do implante IMZ. Os autores sugeriram evitar colocar implantes a tais distâncias do dente pilar, em casos onde o tratamento indicado for a PDIS, e que é válida a realização de estudos semelhantes a este, empregando diferentes sistemas de implantes odontológicos.

Um estudo *in vivo*, realizado por Ormanier et al.(2005), verificou as deformações ocorridas em uma prótese dento-implanto-suportada quando submetida às forças mastigatórias e comparando o tipo de conector usado: rígido e não-rígido. A prótese de 04 elementos foi confeccionada em um paciente de 48 anos, com o primeiro pré-molar unido a dois implantes inseridos na região de 1º e 2º molares inferiores. A conexão era tipo encaixe, a qual permitia, por meio de um parafuso, a conversão de conexão não-rígida em rígida e vice-versa. A prótese foi aparafusada nos implantes e cimentada temporariamente sobre o 1º pré-molar, para que houvesse reversibilidade da mesma. Três extensômetros foram acoplados à prótese, sendo um no segmento dos implantes e os outros dois na coroa do pilar natural. O objetivo foi verificar a deformação ocorrida no sentido ocluso-gengival (vertical) e vestibulo-lingual (horizontal). O paciente executou o ciclo mastigatório por 10 repetições, tanto para a conexão rígida, quanto para não-rígida. As deformações horizontais foram maiores do que as verticais, dentro de um intervalo de duas semanas, e foram mantidas, após esse período, devido à falta de recuperação elástica. Entre os tipos de conexão não houve diferença em relação à deformação ocorrida. Os autores acreditaram que alguma intrusão poderia ocorrer devido à somatória das deformações verticais e horizontais, atribuída ao grau de liberdade vertical do encaixe e à viscoelasticidade do ligamento periodontal.

Cordaro et al., em 2005, relataram a taxa de sucesso e sobrevida de implantes, complicações protéticas e a ocorrência de intrusão dentária, quando reabilitações protéticas extensas, combinando dente e implante, foram realizadas em 19 pacientes, sendo 10 com suporte periodontal normal e 09 com periodonto reduzido. Noventa implantes e 72 dentes foram utilizados como pilares de 19 próteses fixas que variaram de 10 a 14 elementos. As conexões alternavam em rígidas e não-rígidas (semi-precisão) e as próteses eram aparafusadas sobre os implantes e cimentadas sobre os dentes (17 delas com cimento temporário e dois com cimento fosfato de zinco). Este estudo foi retrospectivo e os resultados avaliados entre dois a oito anos após inserção da prótese. Somente um implante foi perdido (sobrevida de 99%) e 03 implantes

mostraram perda óssea na crista marginal maior que 2.0 mm (taxa de sucesso de 96%). Intrusão foi observada, no mesmo período, em três pacientes, os quais as próteses confeccionadas exibiam conexão não-rígida. Um total de 04 dentes sofreu intrusão, o que corresponde a uma taxa de 5.6%. Todas as intrusões ocorridas foram no grupo de pacientes que apresentavam suporte periodontal normal. A classificação de periodonto sadio ou reduzido era se o paciente havia perdido 2/3 de suporte ósseo. Os autores atribuíram a intrusão dos dentes nos pacientes com saúde periodontal por terem, estes pacientes, um número maior de dentes remanescentes utilizados como pilares.

Analisando as interações biomecânicas de um dente esplintado a um implante, por uma prótese, sobre quatro tipos de osso, pelo método de elementos finitos, Lin et al. (2006) observaram que o carregamento lateral aumenta os valores de tensão quando comparado com ao carregamento axial, sem considerar a qualidade óssea. Sob as mesmas condições de carga, os valores máximos das tensões no implante e na prótese não exibiram diferenças significantes entre a qualidade óssea. Inversamente, o valor máximo da tensão para o osso alveolar aumentou com a qualidade óssea reduzida, em particular o osso tipo IV. Quando o valor da carga foi reduzido à quinta parte sobre o pântico, os valores máximos das tensões no implante, osso e prótese diminuíram significativamente. Os resultados mostraram que os locais de concentração de tensões para implante, osso e prótese foram similares sob carga axial e lateral, independente da qualidade óssea. Para a carga axial, as concentrações máximas de tensões ocorreram no ponto de contato entre pilar e implante, na região disto-cervical da cortical óssea e porção inferior do conector mesial. Para a carga lateral, estas tensões se concentraram no ponto de contato entre pilar e implante, região cérvico-lingual da cortical óssea e região entre prótese e pilar. Os autores relataram a importância da qualidade óssea para o planejamento deste tipo de tratamento, bem como a importância do ajuste oclusal, minimizando o carregamento sobre os pânticos e conseqüentemente reduzindo as tensões em todos os elementos deste sistema.

Nickenig et al. (2006) relataram as complicações técnicas e biológicas em próteses dento-implanto-suportadas em 83 pacientes com tempo médio de acompanhamento de 4.73 anos (02 a 08 anos). Os resultados foram avaliados baseados no número total de próteses (n=84), dentes pilares (n=132) e implantes (n=142). Nenhum implante foi perdido após entrar em função e 03 dentes foram perdidos devido à inflamação periodontal. Em 05 anos, 8% dos dentes requereram tratamento periodontal, 08 dentes tratamento restaurador e 01 dente tratamento endodôntico. Durante o período de observação, não houve fratura do implante ou do parafuso do pilar, mas, em pouco mais de três anos, houveram 07 afrouxamento de parafuso do pilar, das 72 reconstruções protéticas aparafusadas e 04 perda de cimentação das 35 próteses cimentadas. As complicações para dentes e implantes foram de 5 a 10% em um período médio de 6.5 anos. Após 05 anos de acompanhamento, aproximadamente 10% das próteses dento-implanto-suportadas já tinham tido sido submetida a alguma modificação técnica (substituição n=2; fratura da faceta n=5; fratura da infra-estrutura n=2), sendo que a maioria das complicações encontradas foram em próteses onde a conexão era não-rígida.

Akça et al., em 2006, correlacionaram, in vivo, a força de mordida oclusal e a reação do osso marginal em próteses dento-implanto-suportada. Foram analisadas 34 próteses de 29 pacientes, através de radiografias periapicais feitas após a seleção dos pacientes e ao final de dois anos. A força mastigatória também foi mensurada por um período de dois anos, por meio de uma célula de carga. Os implantes suportaram maiores forças mastigatórias que os dentes, não tendo diferença significativa entre implantes inseridos em homens ou mulheres. Não houve diferença estatisticamente significativa entre mudanças nos níveis ósseos mesial e distal dos implantes sob carga funcional, após dois anos de estudo.

Lin et al. (2006), através de simulação numérica pelo método de elementos finitos 3D e simulando contatos friccionais não-lineares entre os elementos, investigaram as interações biomecânicas de uma prótese dento-implanto-suportada, sob várias cargas oclusais, com conexão rígida e não-

rígida. As maiores tensões encontradas no implante, osso e prótese foram quando forças laterais eram aplicadas ao sistema, sem considerar o tipo de conexão usada. Não houve diferença significativa entre os valores máximos de tensão exibidos pelo implante e pelo osso alveolar quando a conexão era rígida ou não-rígida. Por outro lado, os valores máximos de tensão encontrados para a prótese foram quando esta possuía conexão não-rígida, considerando todos os seis tipos de carga aplicada ao sistema. Os valores das tensões máximas para o implante, osso e prótese reduziram quando diminuiu a valor da carga aplicada ao pântico, tanto para a carga lateral, quanto para a axial. Considerando o deslocamento vertical do dente e implante sob as condições de carga vertical e lateral aplicadas, somente sobre o dente, este alcançou um deslocamento de aproximadamente 3.5 e 2.5 vezes, respectivamente, maior, considerando a conexão rígida. Utilizando uma conexão semi-rígida, o deslocamento vertical foi 23 e 9.9 vezes maior para o dente em relação ao implante, tanto para carga axial, quanto para carga lateral aplicadas somente sobre este elemento. Quando a carga era aplicada axialmente e lateralmente em todos os elementos da prótese, os valores de deslocamento, para as dois tipos de conexão foram menores que um (<1), não havendo diferença significativa entre valores encontrados para ambos os pilares. Sob carga axial, o dente e o implante também exibiram movimento lateral, sendo o do dente maior que o movimento do implante, devido às características do ligamento periodontal. Quando forças laterais foram simuladas, o deslocamento lateral do implante foi maior, devido ao “Gap” formado entre a prótese e o implante, para ambos os tipos de conexão. Embora os valores de deslocamento vertical e lateral foram maiores quando a conexão era não-rígida, uma conexão rígida também pode não evitar, de forma eficaz, algum deslocamento lateral, ou vertical.

Um estudo *in vitro* realizado por Özçelik & Ersoy (2007), investigou a análise das tensões em prótese dento-implanto-suportada através dos métodos de elementos finitos 2D e fotoelasticidade. Seis modelos desta prótese, de três elementos, foram construídos, sendo o implante posicionado na região do 2º molar inferior. Três eram modelos matemáticos e três eram fotoelásticos. Dois

modelos apresentavam conexão rígida e os outros quatro, não-rígida, variando a posição do encaixe fêmea. Houve similaridades e diferenças entre a distribuição de tensão nos modelos, por ambos os métodos utilizados. Nos modelos analisados pelo método de elementos finitos (MEF), a força foi transmitida ao longo do osso, em direção longo eixo do implante, e a distribuição de tensão foi mais intensa na região mesio-cervical, diminuindo apicalmente. O valor máximo de tensão foi encontrado no osso cortical, circundante ao pescoço do implante. Nos modelos fotoelásticos, as maiores tensões encontradas foram na área mesio-cervical e no ápice do implante. Os autores consideraram que a alta concentração de tensão ao redor do pescoço do implante ocorreu devido ser este o centro de rotação dos implantes. Não houve diferença na distribuição de tensão observada entre as próteses com conexão rígida e àquelas com conexão não-rígida. Houve uma diminuição dos valores de tensões no modelo onde o encaixe fêmeo fora colocado na mesial do implante, tanto na análise por MEF, quanto para fotoelasticidade. Este estudo sugeriu que se houvesse a necessidade de unir dente e implante na mesma prótese, a conexão deveria ser não-rígida, com a fêmea posicionada na mesial do implante, o que permitiria o movimento fisiológico de dente, distribuiria as forças igualmente entre os dois pilares e protegeria o implante de momentos de flexão.

Maezawa et al. (2007) simularam quatro modelos de prótese dento-implanto-suportada, da região inferior, para análise por elementos finitos, com seis implantes intercalados, dois a dois, entre os caninos, de tal forma que quatro implantes foram representativos dos pilares posteriores e dois representaram os pilares anteriores. O primeiro modelo simulou uma conexão rígida entre os oito pilares, por meio de uma barra representativa da prótese. O segundo simulou uma segmentação entre os implantes do segmento anterior, caninos e segmento posterior. O terceiro modelo utilizou três segmentações da barra, entre os segmentos anteriores e posteriores, de tal forma que o canino estivesse unido aos implantes posteriores rigidamente. O quarto modelo assemelhou-se ao terceiro, porém com os caninos unidos aos implantes do segmento anterior. As cargas aplicadas aos modelos simularam a máxima

intercuspidação, a guia canina e a função em grupo. A prótese com conexão rígida foi a que apresentou uma melhor distribuição de tensão na região óssea peri-implantar, com menores valores de tensão do que os modelos segmentados. Nos modelos 3 e 4, os valores máximos de tensão ao redor do ligamento periodontal foram menores àqueles encontrados no modelo 2, porém semelhantes em torno do tecido ósseo peri-implantar, em todos estes três modelos. Menores tensões foram encontradas quando se simulou a desocclusão com função em grupo, comparada àquela por guia canina. Os autores afirmaram que as tensões poderiam ser melhores distribuídas pela rígida osseointegração sobre uma grande área, entre os implantes e osso, ao contrário de um forte contato unitário em uma pequena área da superfície radicular (guia canina). Em relação às conexões, os autores relataram que a estrutura rígida possuía uma habilidade superior na transferência de carga e especulou-se que a componente horizontal da carga era compensada por cargas em outros locais da prótese. Em compensação, as próteses que apresentavam segmentação tinham os custos de reparo, em casos de falhas, minimizados. Além disso, este estudo sugeriu que, nos casos de pacientes parcialmente edêntulos, os caninos fossem conectados aos implantes como uma opção viável, uma vez que as tensões encontradas próximo aos implantes posteriores conectados aos caninos (modelo 3) foram menores do que nos modelos 2 e 4.

Pjetursson & Lang (2008) estudaram as possibilidades do planejamento protético em pacientes com perda dentária, unitária ou múltipla, a partir das taxas de sucesso e sobrevida dos diversos tipos de reconstruções protéticas encontradas na literatura. Por meio de revisão sistemática, os resultados encontrados em relação às taxas de sobrevida e sucesso, analisadas em estudos de acompanhamento longitudinal foram em 5 anos: a- 93.8% para prótese fixa convencional (FDP) com taxa de falha anual de 1.28%; b- 91.4% para prótese tipo cantilever (CL), com taxa de falha anual de 1.8%; c- 95.2% para prótese sobre implante (I-I), com taxa de falha anual de 0.99%; d- 95.5% para prótese dento-implanto-suportada (PDIS), com taxa de falha anual de 0.92%; e- 94.5% e 87.7% e taxa de falha anual de 1.14% e 2.61% para

prótese sobre implante unitária (PU) e prótese adesiva (PA), respectivamente. As mesmas taxas observadas num período de 10 anos foram: a- 89.2% e taxa de falha anual de 1.14% para FDP; b- 80.3% e taxa de falha de 2.2% para CL; c- 86.7% e taxa de falha anual de 1.43% para I-I; d- 77.8% e taxa de falha de 2.51% para PDIS; e- 89.4% e 65% com taxas de falhas anuais de 1,12% e 4.31% para PU e PA, respectivamente. Baseado nesses resultados e de acordo com as condições clínicas encontradas nos pacientes edêntulos, os autores discutiram qual a melhor opção de tratamento para os mesmos, evidenciando que, se possível, as primeiras opções seriam as FDP, I-I e PU. O restante seria uma terapia de segunda opção.

Gotfredesen et al. (2008), membros da Sociedade de Prótese Odontológica da Escandinávia, juntamente com a Sociedade de Implantologia Dinamarquesa, realizaram um “workshop” para discutir temas relacionados a qual melhor opção: dentes ou implantes. Em relação à combinação de dentes e implantes como pilares da mesma prótese, as seguintes perguntas foram feitas a um dos grupos pré-estabelecidos: 1- Poderia extrair dentes para evitar a combinação dente/implante na região de pré-molar inferior e em outras regiões de mandíbula e maxila? 2- Qual é a evidência para aplicar o conceito de prótese dento-implanto-suportada como terapia de escolha? Para a primeira questão, foi respondido, baseado no censo comum de todos os membros e nos critérios estabelecidos por eles, que os dentes não devem ser extraídos para evitar essa combinação em nenhuma situação. Na mandíbula, essa modalidade de tratamento só é indicada quando somente um implante poderia ser inserido por causa da limitação do volume ósseo. Outras considerações, também, foram acrescentadas: a- evitar transposição nervo alveolar; b- quando o risco de complicações de enxerto ósseo fosse evidente; c- quando outra terapia de tratamento não fosse aceitável; d- vitalidade pulpar, estado periodontal, riscos biomecânicos e atividade de cárie. A segunda questão foi respondida baseada nas taxas de sobrevida deste tipo de prótese, em comparação às demais alternativas de tratamento, encontradas por meio de revisões sistemáticas, ou seja, a taxa de sobrevida estimada em 5 anos é de 95.5% e em 10 anos de 77.8%. Os autores criticaram muito a falta de estudo

clínicos randomizados e bem controlados na literatura científica, o que leva muitas vezes à falta de evidência.

Lindh (2008) relatou que a controvérsia existente na literatura sobre o tratamento realizado em pacientes parcialmente edêntulos com próteses dento-implanto-suportadas ainda permanece em debate. Este estudo procurou avaliar qual o suporte poderia ser encontrado na literatura que indicasse a extração de um dente em favor da inserção de um implante, a fim de evitar a combinação de ambos como pilares da mesma prótese. Além disso, procurou-se elucidar se essa modalidade de tratamento era inferior ao tratamento com prótese implanto-suportada, baseado em taxas de sobrevida e complicações. Os resultados encontrados na literatura mostraram que há falta de evidência e resultados conclusivos de quando o dente deve ser substituído pelo implante e que existe similaridades entre as taxas de sobrevida e complicação de PDIS e PIS. A grande atenção deve ser dada, em longo prazo, aos riscos biológicos (cárie) e biomecânicos, mas o autor considera a PDIS uma opção viável de tratamento.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

3.1. Objetivo geral

Avaliar a união dente/implante em próteses dento-implanto-suportadas, *in vitro*, por meio de análise de tensões utilizando o método de elementos finitos bidimensional.

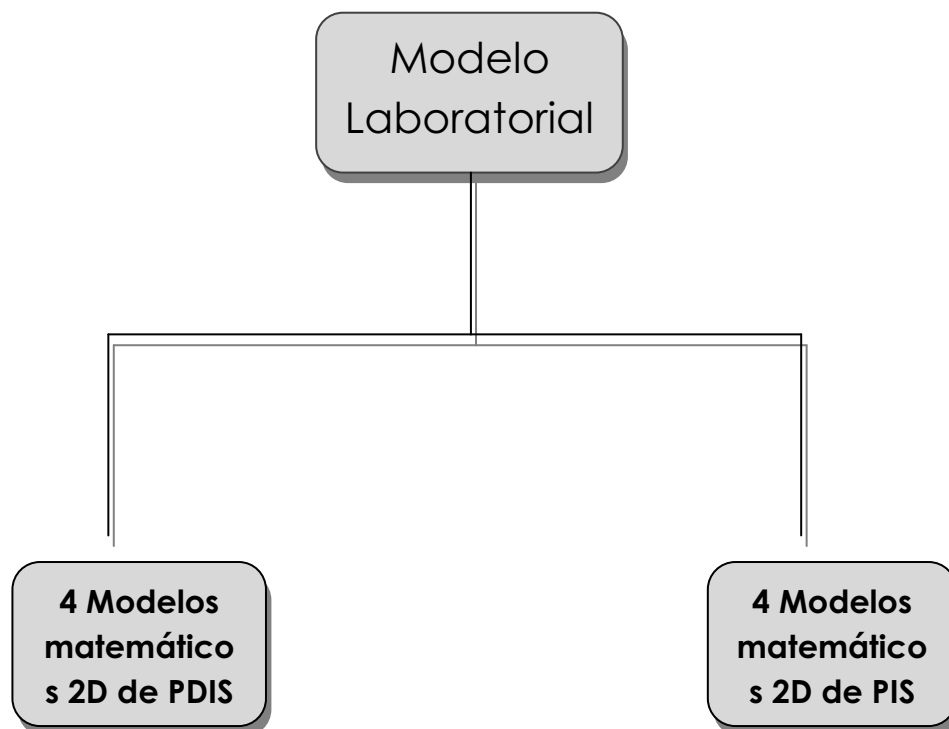
3.2. Objetivos específicos

Diante do fato já aprovado de que conexões rígidas promovem uma melhor distribuição de tensões nas próteses dento-implanto-suportadas, o objetivo específico deste estudo é:

1- avaliar os princípios biomecânicos deste tipo de prótese, tendo como grupo controle as mesmas próteses implanto-suportadas, em segmento reto de mandíbula posterior, variando o número de pânticos e diâmetro do implante, quando submetidas à carga oclusal de 90N, simulando contatos fisiológicos do bolo alimentar.

MATERIAIS E MÉTODOS

Oitos modelos matemáticos bidimensionais, representando uma seção mesio-distal de 04 próteses dento-implanto-suportadas (PDIS) e 04 próteses implanto-suportadas (PIS) de três e quatro elementos, foram criados a partir de um modelo laboratorial, variando o número de pânticos e o diâmetro do implante. Este estudo foi realizado em três etapas distintas: 1. Obtenção do modelo laboratorial; 2. Confeção do modelo matemático bidimensional (2D) representativo do modelo laboratorial utilizando o software Autodesk Mechanical Desktop 6.0, Autodesk Inc, San Rafael, Califórnia, EUA) e 3. Análises qualitativas das tensões observadas nos modelos matemáticos digitais mediante aplicação de cargas utilizando o software Ansys 9.0 (Ansys Inc, Houston, EUA). Estas etapas serão descritas a seguir.



Fluxograma indicando a criação dos modelos bidimensionais do presente estudo.

4.1. Construção do Modelo Laboratorial

A) Seleção do dente

Para a construção do modelo laboratorial foi selecionado um dente, primeiro pré-molar inferior, obtido a partir de extrações em pacientes do Projeto de Extensão: “Atendimento de pacientes com necessidades de exodontias múltiplas e reabilitação com prótese removível imediata e mediata”, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, aprovado no Proex (PEIC nº 32) e realizado no Hospital Odontológico e no Laboratório de prótese fixa e oclusão. O paciente voluntário recebeu informações sobre o estudo a ser realizado, confirmado por meio de assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa desta Universidade, sob o registro CEP/UFU 030/08. Cinco primeiros pré-molares inferiores foram coletados e o critério de seleção foi aquele dente que exibisse a menor curvatura do 1/3 apical em relação ao seu longo eixo (Figura 1).



Figura 1. Dente usado para construção de modelo laboratorial: A- vista lingual; B- vista vestibular e C- vista mesio-distal.

B) Modelo Laboratorial

B.1. Inclusão do dente e do implante e simulação do ligamento periodontal

Uma aluna da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, voluntária a participar deste estudo, conforme assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido e aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP 030/08), e com todos os dentes presentes, passou por um processo de moldagem com silicone de condensação (Speedex, Vigodent S.A, Rio de Janeiro, Brasil) para reprodução total da arcada inferior. Após a obtenção de molde, dois modelos em gesso foram confeccionados (modelos 1 e 2). No modelo 1, foi realizado um enceramento dos dentes 44, 45, 46 e 47 para devolver a anatomia correta e acertar o plano oclusal. Esta região foi moldada com silicone de condensação, com o objetivo de construir uma prótese fixa provisória sobre o modelo 2. Neste modelo, os dentes 45 e 46 foram eliminados e os dentes 44 e 47 foram preparados em toda sua extensão com broca 3216 (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil) em baixa rotação. O modelo foi lubrificado com vaselina sólida e o molde de silicone preenchido com resina acrílica autopolimerizável e posicionado sobre a região posterior direita do mesmo. Após a reação inicial de presa da resina, o molde foi removido, aguardou-se a sua polimerização total e a remoção de excessos foi executada. Esta prótese fixa provisória de quatro elementos foi utilizada como guia para posicionar o dente e o implante no modelo laboratorial. Duas perfurações foram feitas, respectivamente, no centro dos dentes 44 e 47 da prótese provisória com broca esférica em baixa rotação. Esta prótese foi posicionada sobre uma tira de papel branco e com uma grafite de ponta 0.5 mm foram feitas duas marcações referentes às perfurações executadas. A tira de papel sobrepôs a uma película radiográfica, na qual dois orifícios, correspondentes às marcações, foram realizados (Figura 2).

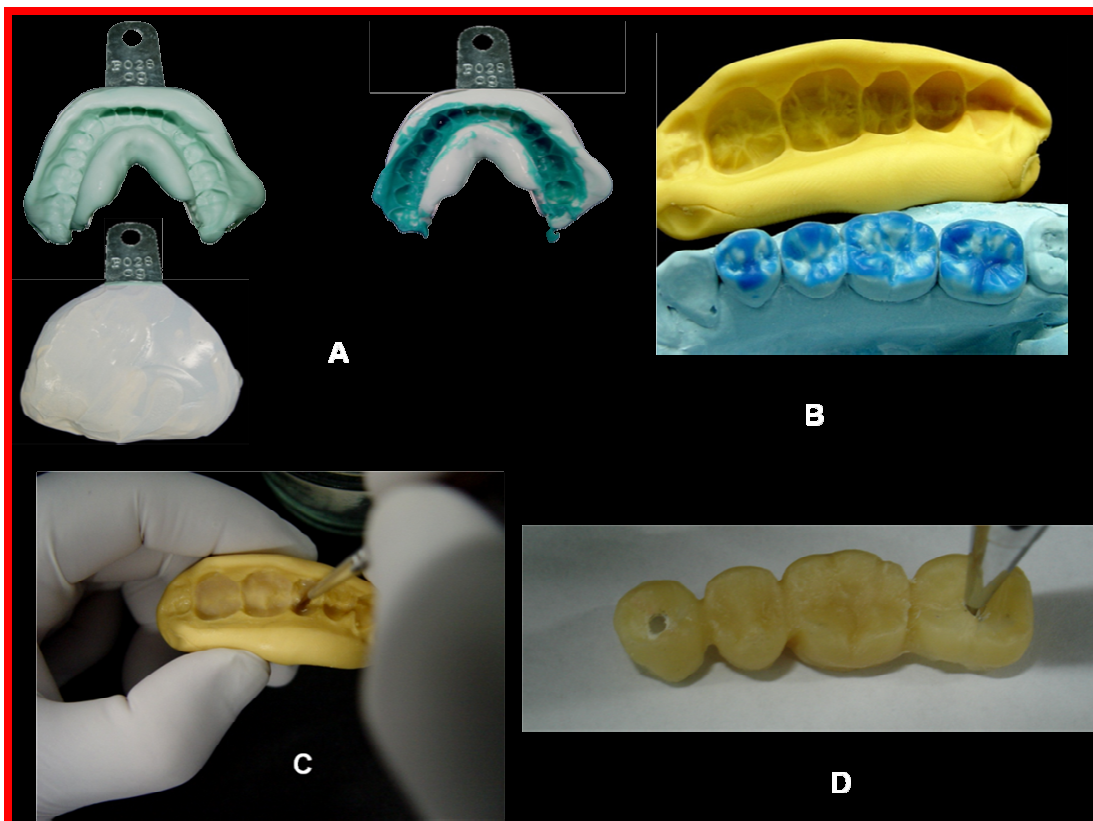


Figura 2. A- moldagem do paciente e vazamento do gesso; B- enceramento e moldagem parcial; C- molde de silicone sendo preenchido com resina acrílica; D- prótese provisória e demarcação dos pontos de inserção do dente e implante.

O dente selecionado foi inserido através da película radiográfica, no orifício correspondente ao dente 44, até a linha demarcada 2 mm abaixo do limite amelo-cementário e o implante 3i (Biomet 3i®, São Paulo, SP, Brasil), hexágono externo, com dimensões de 3.75 mm de diâmetro e 10.0 mm de comprimento (plataforma regular), foi inserido no orifício correspondente ao dente 47 até o pescoço e, ambos, foram fixados com cera utilidade fundida. A porção radicular do dente selecionado foi coberta com cera líquida até a marcação feita 2 mm apical ao limite amelo-cementário (Figura 3). O lado da película de radiografia que continha a porção coronária do dente e a cabeça do implante ficou voltado para o interior de uma caixa metálica com dimensões de

25 x 18 x 20 mm. O outro lado, que continha a porção radicular do dente e o corpo do implante, foi lubrificado com vaselina sólida e voltado para o interior de outra caixa metálica, também lubrificada, com as mesmas dimensões. A resina de poliestireno foi manipulada, com a proporção de 30 gotas de catalisador para 100g de resina, e vertida no interior da segunda caixa metálica, até que cobrisse toda a porção radicular e corpo do implante (Figura 4). Decorridas 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. O dente foi removido do alvéolo artificial e limpo com jato de bicarbonato e água quente. O material de moldagem Impregum Soft (3M ESPE, SP, Brasil) foi inserido no alvéolo e o dente introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm do limite amelo-cementário coincida com a superfície da base prismática de resina de poliestireno, a fim de reproduzir o ligamento periodontal (Soares et al., 2005). Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi número 11 e as amostras armazenadas em água destilada em estufa à 37°C. O modelo obtido foi enviado a um laboratório de Prótese Dental para confecção da prótese fixa metalo-cerâmica de 04 elementos, sobre estes dois pilares (figura 5).

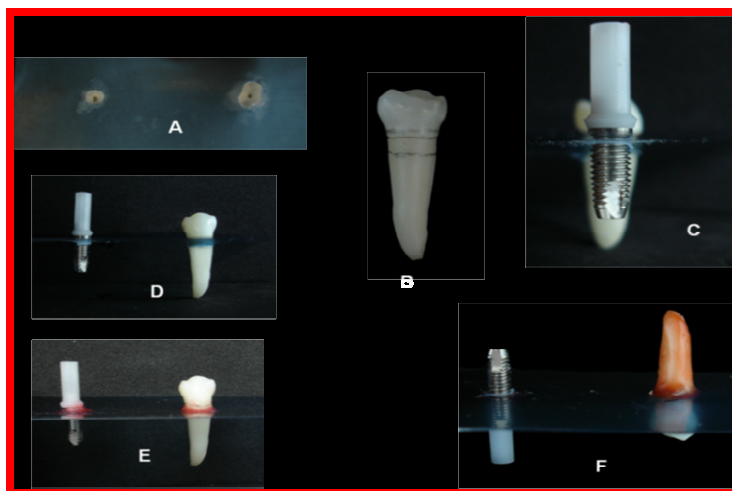


Figura 3. A- perfuração da película de RX; B- dente com os limites demarcados; C- inserção do implante e do dente via película (vista disto-mesial); D- vista vestibular; E- fixação dos pilares na película RX com cera fundida; F- cobertura radicular com cera fundida.

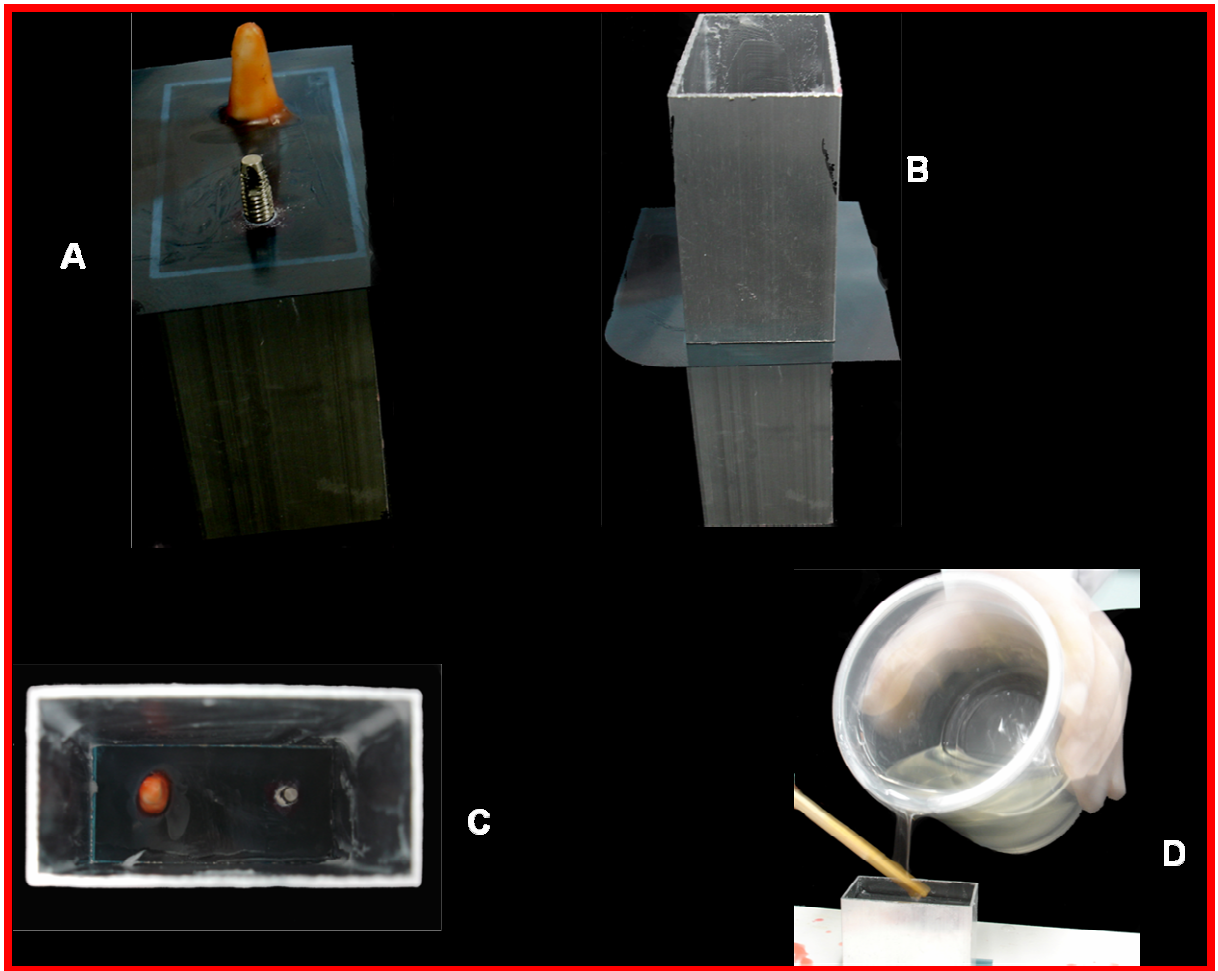


Figura 4. A- película contendo os pilares apoiada sobre uma caixa metálica; B- sobreposição da segunda caixa metálica; C- vista interna da caixa metálica; D- resina de poliestireno vertida no interior da caixa metálica.

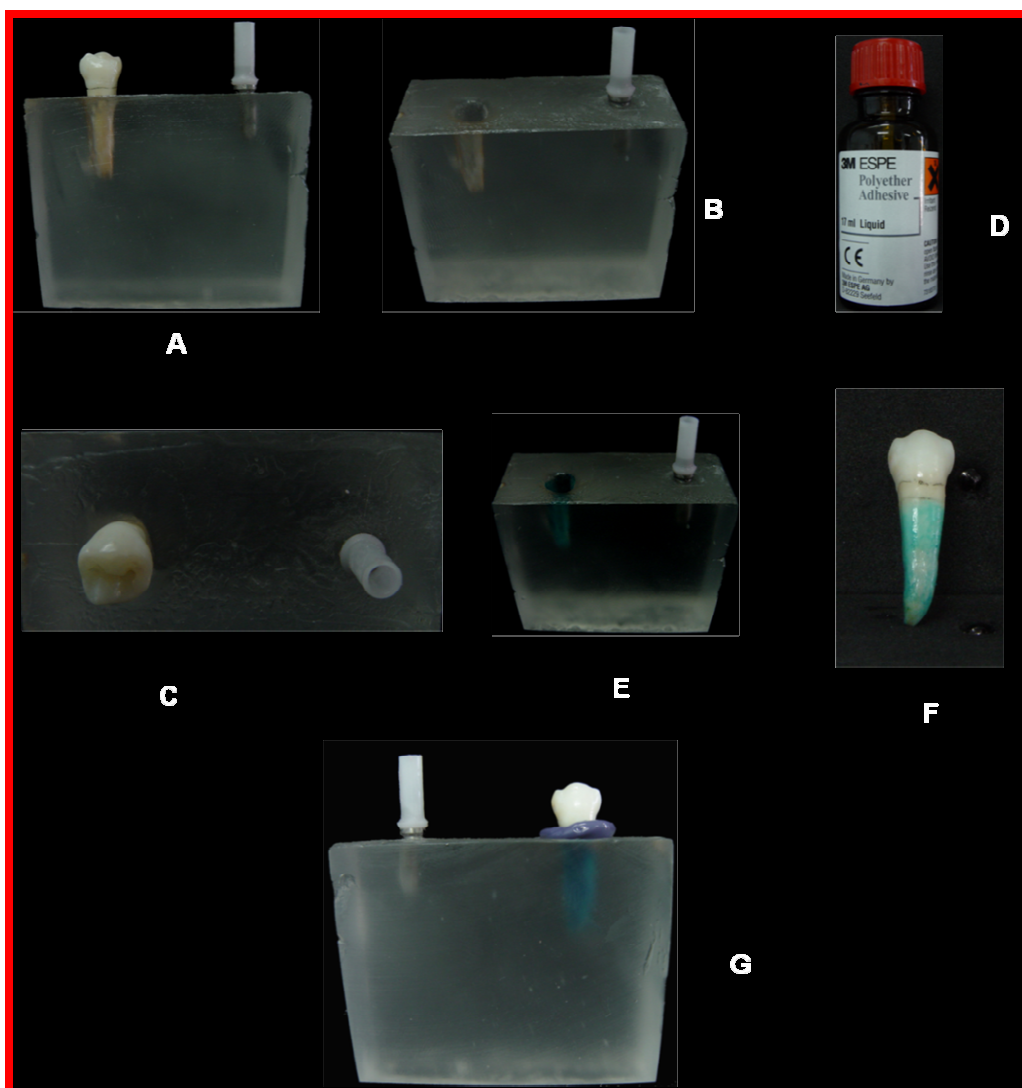


Figura 5. A- vista lingual dos pilares incluídos; B- simulação do alvéolo; C- vista superior do modelo; D- impregum adesivo; E- aplicação do adesivo no alvéolo artificial; F- aplicação do adesivo na porção radicular; G- vista vestibular do modelo

B.2. Preparo protético do dente e do implante e confecção da prótese dento-implanto-suportada

A porção coronária do primeiro pré-molar inferior selecionado foi preparada para coroa total metalo-cerâmica, seguindo os seguintes parâmetros: desgaste oclusal de 1,5 mm, desgaste axial de 1,2 mm e término em chanfrado situado no limite de 1 mm acima da linha amelo-cementária.

Todos os ângulos internos foram arredondados. O preparo foi confeccionado com brocas de ponta diamantada (n. 1014, n. 2215 e n. 3216, KG Sorensen, Barueri, Brasil) em alta rotação, com irrigação abundante. O pilar protético selecionado para o implante foi o preparável de titânio, o qual foi parafusado ao implante e, sobre os mesmos, confeccionado a prótese (Figura 6).

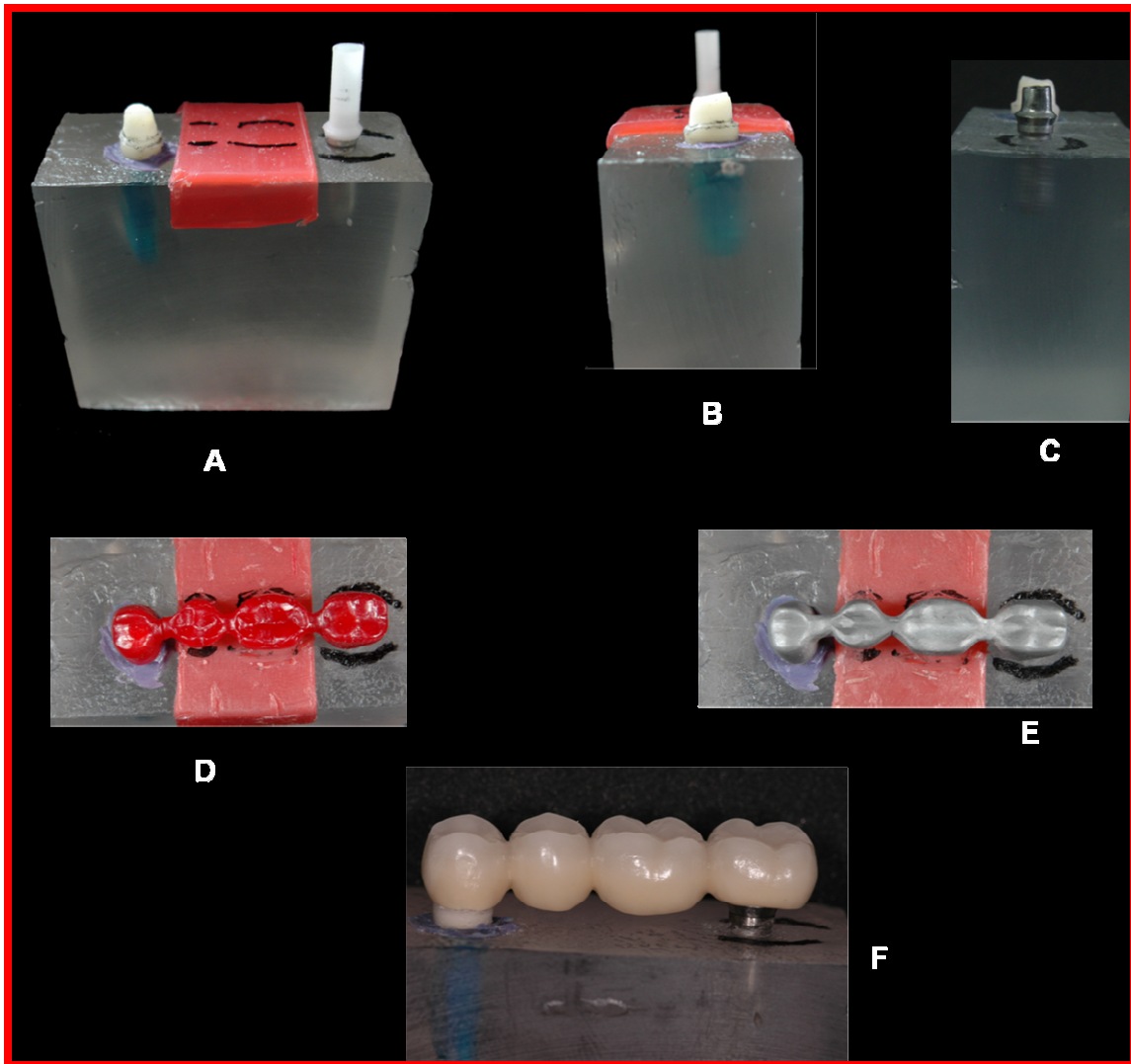


Figura 6. A- vista lingual do modelo com dente preparado (broca 3216); B- vista mesio-distal do modelo; C- pilar preparável em titânio; D- enceramento da infra-estrutura Ni-Cr; E- infra-estrutura de Ni-Cr; F- prótese metalo-cerâmica.

4.2. Construção do modelo virtual: fotografia, Radiografia e digitalização da imagem do modelo laboratorial

O modelo laboratorial foi radiografado em filme oclusal (Kodak, Roecchester, Nova Iorque, EUA), com tempo de exposição de 0.6 segundos, com um aparelho de 70Kpv e 10 mA, com e sem a prótese em posição no modelo. As duas radiografias foram digitalizadas com máquina digital (DSC-T, Sony, Japão) sem uso de flash, sendo a imagem obtida utilizada para confecção do desenho de todas as estruturas do modelo. Além do recurso radiográfico para obtenção da imagem do modelo laboratorial, o mesmo foi fotografado por esta câmera digital. Uma fotografia do implante, segmentado em seu longo eixo na cortadeira de tecido duro Isomet 1000 (Buehler, UK Ltda), com disco diamantado a uma frequência de 225 rpm, também foi realizada. A fim de que se obtivesse uma melhor visualização da forma e do contorno de todos os componentes da prótese dento-implanto-suportada, todas as imagens foram utilizadas como recurso gráfico no momento do desenho (Figura 7). As estruturas constituintes do modelo no desenho foram: implante e componentes protéticos, dente e suas respectivas estruturas (dentina coronária e radicular, polpa), osso cortical e medular, prótese metalo-cerâmica, cimento fosfato de zinco e ligamento periodontal. A delimitação de todas as estruturas do modelo foi realizada no software Autodesk Mechanical Desktop 6.0 (Autodesk Inc, San Rafael, Califórnia, EUA).

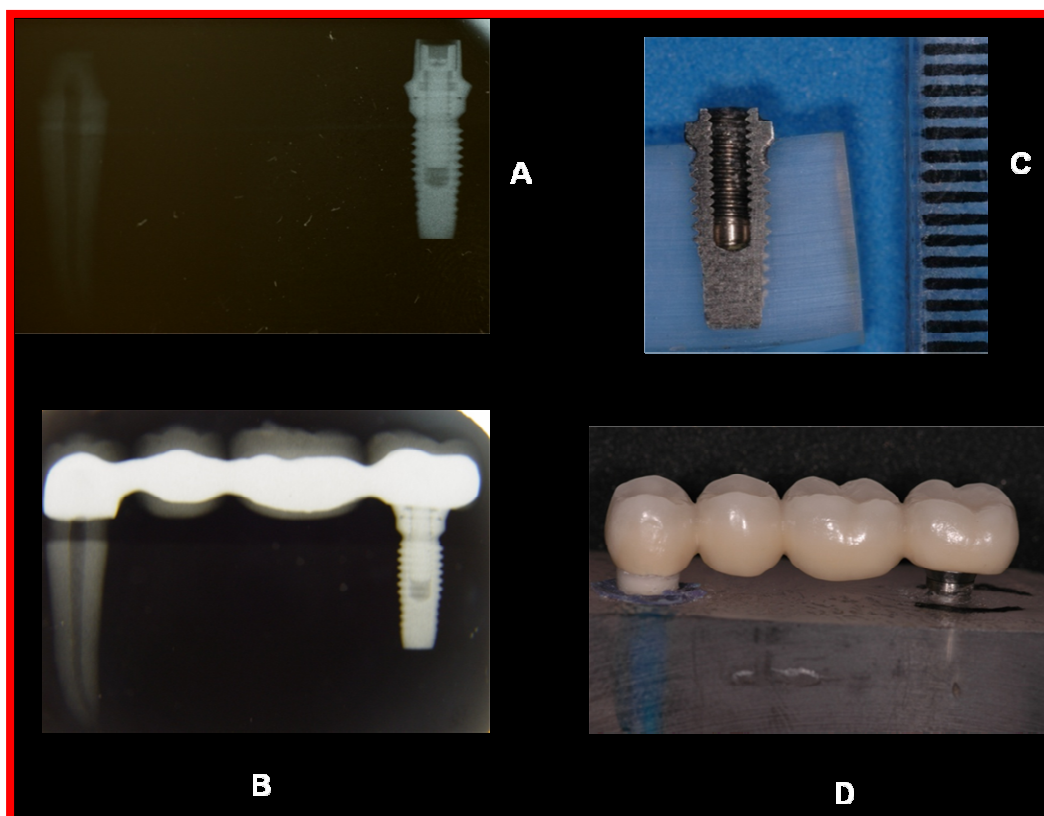


Figura7. A e B- Radiografias digitalizadas; C- imagem do implante segmentada; D- modelo laboratorial pronto

A) Modelo de referência com implante com dimensões de 3.75 x 10.0 mm

As imagens obtidas foram salvas no formato PNG (*.png) e importadas para o programa AutoCad (Software Autodesk Mechanical Desktop 6.0, Autodesk Inc, San Rafael, Califórnia, EUA). Neste programa, a imagem foi escalonada, em milímetros, de acordo com as dimensões reais do dente, do implante e do parafuso do pilar. Cada estrutura da imagem foi redesenhada, a partir da utilização de linhas e pontos, formando uma nova imagem constituída por um conjunto de entidades (Figura 8a e 8b. A união das roscas do

parafuso do pilar com as roscas internas do implante foi simulada tendo contato somente entre as porções superiores das roscas do parafuso e do implante e até a 3ª e 4ª roscas (Burguete et al., 1994; Sakaguchi & Borgersen, 1995). Todas as estruturas do modelo virtual tinham medidas correspondentes às medidas do modelo laboratorial, conforme tabela 1. O implante e os componentes protéticos (parafuso do pilar e pilar) do modelo virtual eram compatíveis com o sistema de implantes Bränemark. O modelo 2D de referência criado foi de uma prótese dento-implanto-suportada de quatro elementos, com o dente posicionado na região do 1º pré-molar inferior e o implante na região do 2º molar inferior, conforme modelo laboratorial. O implante neste modelo tinha dimensões de 3.75 x 10.0 mm.

Tabela 1. Dimensões das estruturas do modelo virtual

Estruturas	Dimensão (milímetros)
Ligamento periodontal	0.30 mm
Cerâmica	1.20 mm
Implante comprimento	10.0 mm
Implante largura	3.75 mm
Osso cortical	0.30 mm
Osso medular	15.0 mm
Cimento fosfato de zinco	0.10 mm
Pilar preparável (altura)	4.09 mm
Dente	19.8 mm
Parafuso (comprimento)	8.10 mm
Parafuso (diâmetro da cabeça)	2.10 mm
Parafuso (diâmetro do pescoço)	1.04 mm
Distância entre roscas externas	0.45 mm
Altura do hexágono	0.70 mm
Plataforma do implante	4.10 mm

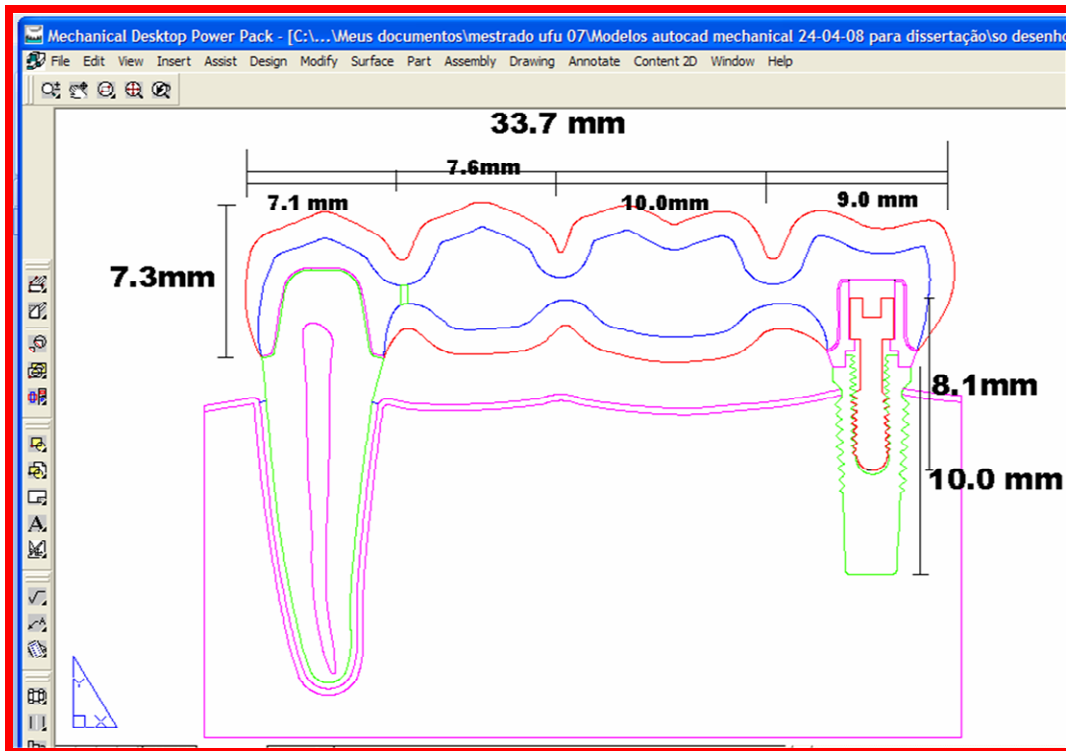


Figura 8a. Criação do modelo virtual de referência (PDIS de quatro elementos e implante de 3.75 x 10.0), a partir das imagens digitais no software Mechanical Desktop.

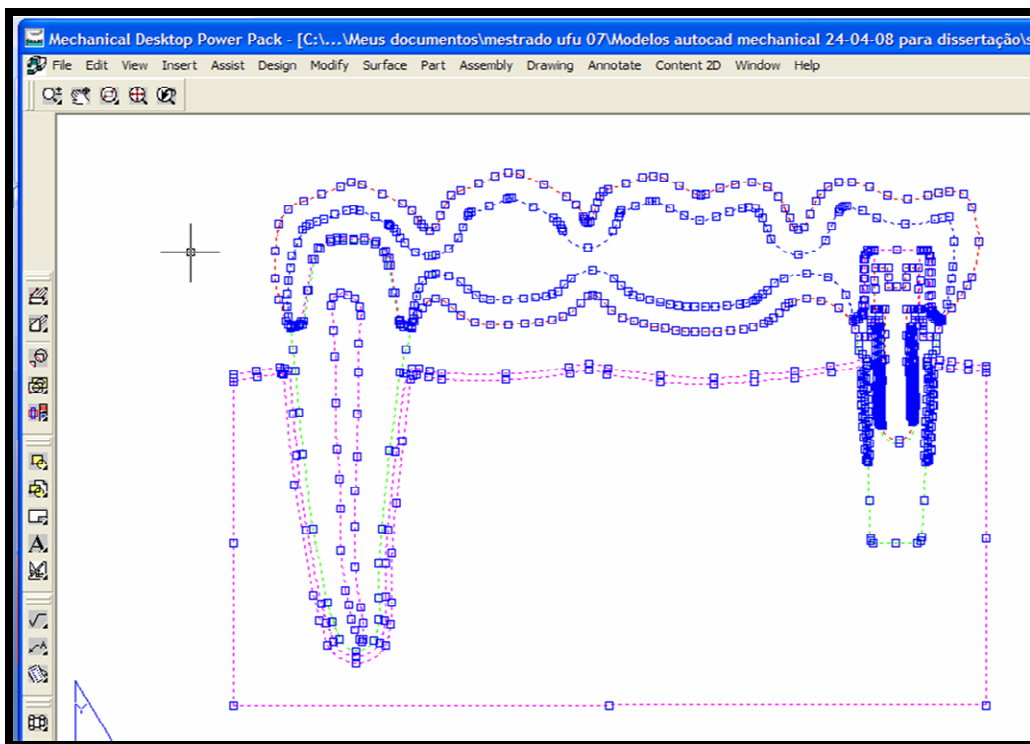


Figura 8b. Modelo de referência criado por conjunto de linhas e pontos.

B) Geração de outros três modelos 2D a partir do modelo referência

Baseado no modelo virtual de referência (figura 8a), foram criados mais três modelos com implante nas mesmas dimensões (3.75 x 10.0 mm), sendo um modelo de prótese dento-implanto-suportada (PDIS) de três elementos e outros dois modelos de prótese implanto-suportada (PIS) de três e quatro elementos, conforme figura 9.

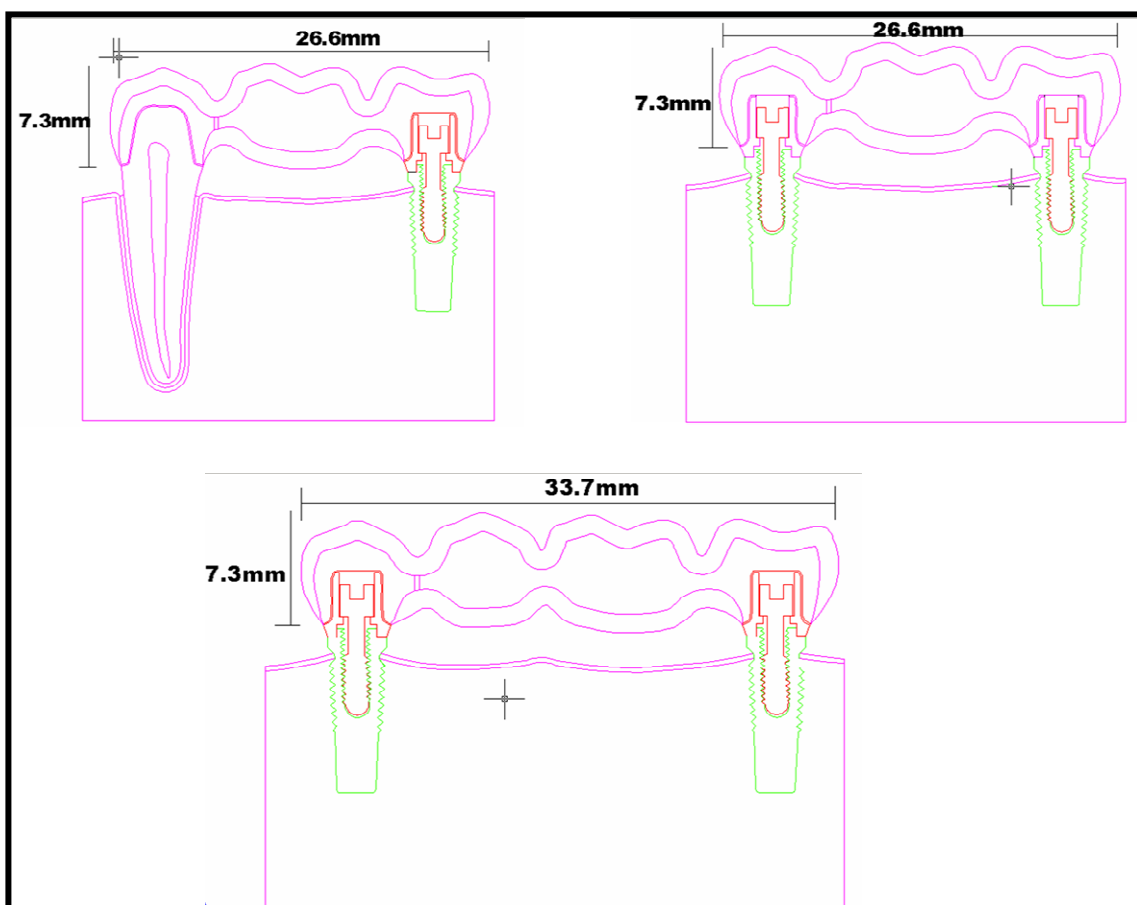


Figura 9. Criação dos três modelos 2D de próteses com implantes de dimensões 3.75 x 10.0 mm, a partir do modelo referência.

C) Construção de quatro modelos 2D com implante de dimensões 5.0 x 10.0 mm (Variação do diâmetro do implante)

Outros quatro modelos virtuais 2D foram criados no software CAD (Autodesk Mechanical Desktop 6.0), similares aos modelos construídos com implante de 3.75 mm x 10.0 mm, variando somente diâmetro do implante distal para 5.0 mm (posicionado na região do 2º molar inferior). Este implante, compatível com o sistema Bränemark, foi gerado a partir da imagem do implante de 3.75 mm de largura, mantendo as mesmas dimensões das roscas, do parafuso do pilar e da altura do hexágono externo. Todas as outras estruturas do modelo mantiveram as mesmas dimensões, conforme tabela 1. Com o desenho do implante de diâmetro 5.0 x 10.0 mm feito, os modelos criados foram: 1- prótese dento-implanto-suportada de três e quatro elementos, com o implante posicionado na região do 2º molar; 2- prótese implanto-suportada de três e quatro elementos com o implante de 3.75 x 10.0 mm na região do pré-molar e o implante de 5.0 x 10.0 mm na região do 2º molar (Figura 10a e 10b).

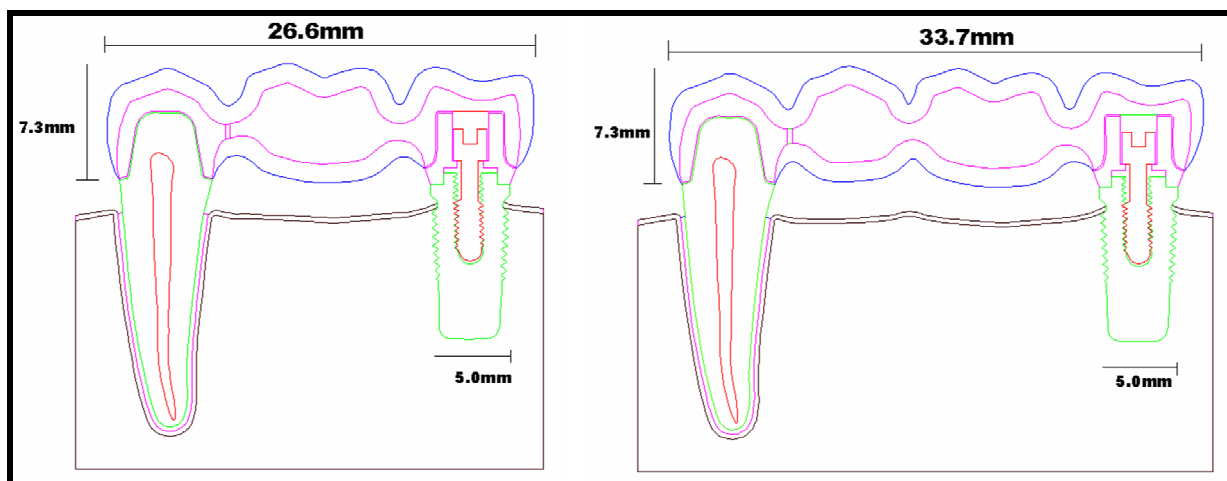


Figura 10a. Modelos virtuais de prótese dento-implanto-suportada com implante de 5.0 x 10.0 mm.

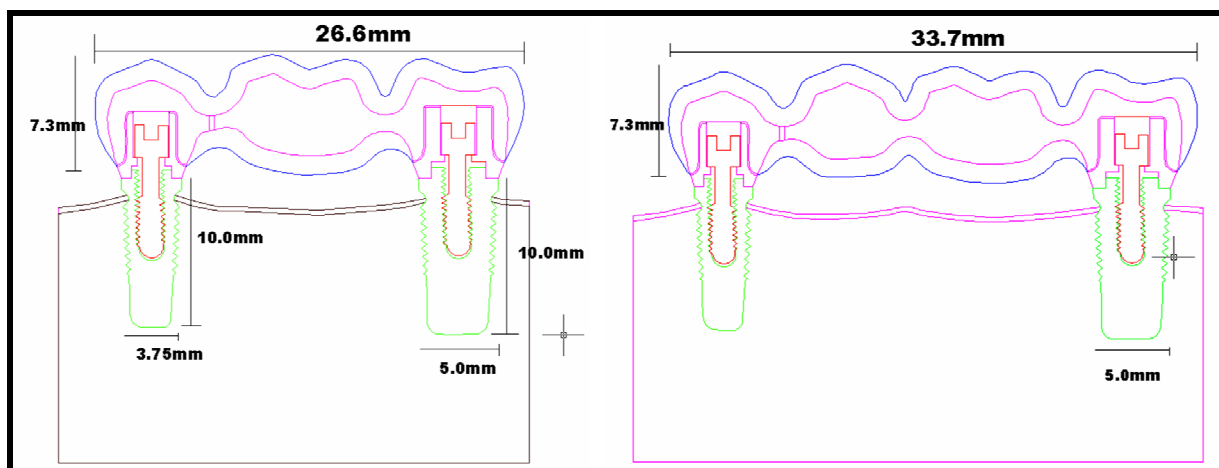


Figura 10b. Modelos virtuais de prótese somente implanto-suportada, com implantes de 3.75 x 10.0 e 5.0 x 10.0.

4.3. Método de Elementos Finitos

Este método é uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados. Possui, ainda, a capacidade de modelar estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, como os dentes e os diversos biomateriais usados na Odontologia, bem como modificar os parâmetros de sua geometria. Com isso, torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e ou direção, promovendo, assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas ao dente ou o tecido analisado (LOTTI et al., 2006).

Após criação dos modelos no programa CAD, os mesmos foram exportados na extensão IGES (Initial Graphics Exchange Specification) e importados no software ANSYS 9.0 (Ansys Inc, Houston, EUA). Este ensaio

numérico pode-se identificar três etapas distintas: pré-processamento, processamento e pós-processamento (Figura 11).

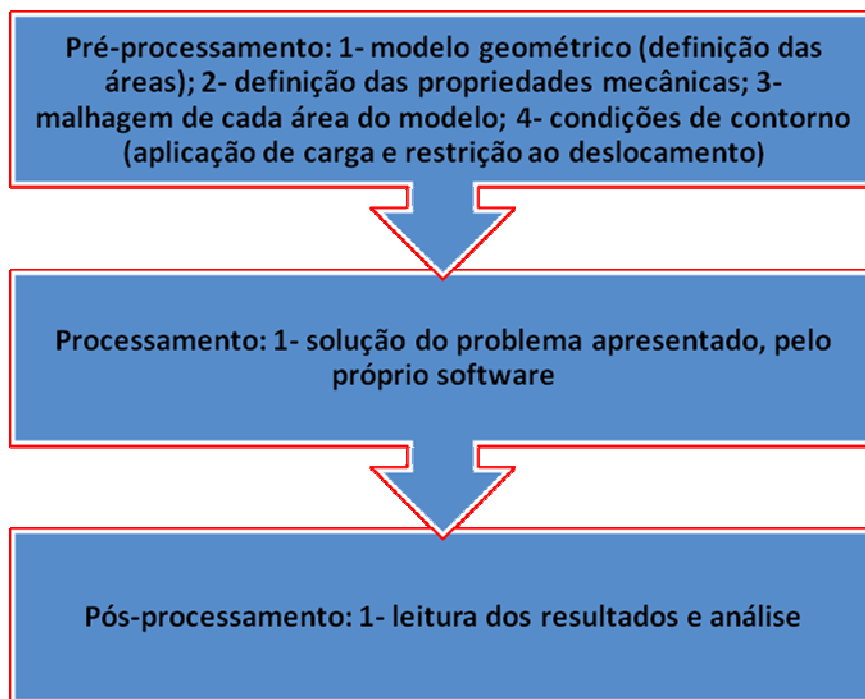


Figura 11. Representação das etapas do método de elementos finitos

4.3.1. Fase de Pré-Processamento

Esta etapa inclui a criação das áreas nos modelos, sendo cada área representativa de uma estrutura. Após a plotagem das áreas nos modelos, seguiu-se a criação da malha de elementos finitos. Isto é a discretização (divisão) das estruturas em um número finito de elementos. Os elementos (PLANE 183) da malha foram tetraédricos de 8 (oito) nós e dois graus de liberdade para cada nó e definidos com dimensões de 0.1 mm para todas as estruturas dos modelos, exceto para o osso medular que teve os elementos com tamanho de 0.5 mm (figura 12). Cada estrutura possui propriedades mecânicas diferentes as quais foram definidas conforme tabela 2. Estas propriedades foram obtidas por meio de revisão de literatura, onde todas as

estruturas foram consideradas homogêneas (não apresentam falhas em sua estrutura), lineares (proporcional ao carregamento) e isotrópicas (apresentam resposta mecânica semelhantes em todas as direções). Em relação às condições de contorno, foram consideradas as aplicações de carga e as restrições ao deslocamento. As aplicações de carga simularam contatos cêntricos, no primeiro terço das vertentes triturantes das cúspides vestibulares dos oito modelos criados. Neste terço, as cargas foram distribuídas e aplicadas sobre os nós e divididas o seu valor por três, de forma que três nós recebessem 1/3 do valor da carga para cada dente. O valor das cargas, para cada dente (elemento protético), foi considerado 5% do valor da carga mastigatória fisiológica relatada por Craig (2004 (Tabela 3). Nos pré-molares a força aplicada foi de 15N e para os molares foi de 30N. A restrição ao deslocamento foi feita nas extremidades laterais e inferiores dos modelos para evitar o deslocamento dos mesmos durante as aplicações de carga (Figura 13). A tabela 4 evidencia os modelos virtuais criados neste estudo.

Tabela 2. Propriedades dos materiais (Módulo de Elasticidade e Coef. Poisson)

Estrutura/Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson	Referências
Porcelana Feldspática	69000	0.28	Özçelik (2007)
Liga NI-Cr	203600	0.30	Lin et al. (2006)
Cimento Fosfato de Zinco	22000	0.35	Özçelik (2007)
Dentina	18600	0.31	Lin et al. (2006)
Polpa	2	0.45	Menicucci et al. (2002)
Ligamento Periodontal	69	0.45	Özçelik (2007)
Osso Cortical	13700	0.30	Menicucci et al. (2002)
Osso Medular	1370	0.30	Menicucci et al. (2002)
Titânio	110000	0.35	Lin et al. (2006)
Parafuso de Ouro	100000	0.30	Sakaguchi & Borgersen (1995)

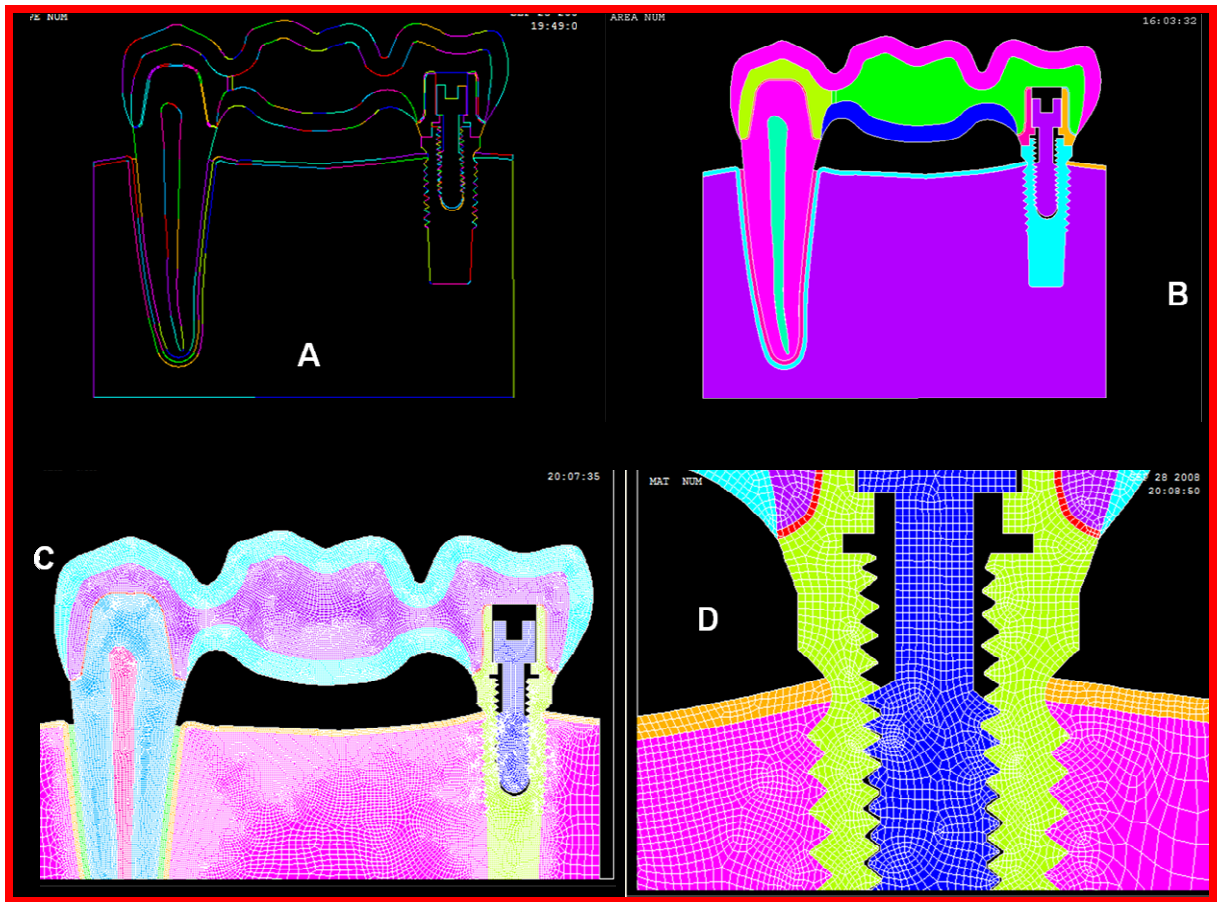


Figura 12. Etapa de pré-processamento: a- modelo geométrico importado com a extensão IGES; b- plotagem das áreas do modelo global; c- malha do modelo por estrutura do modelo global; d- aspecto da malha em maior aumento.

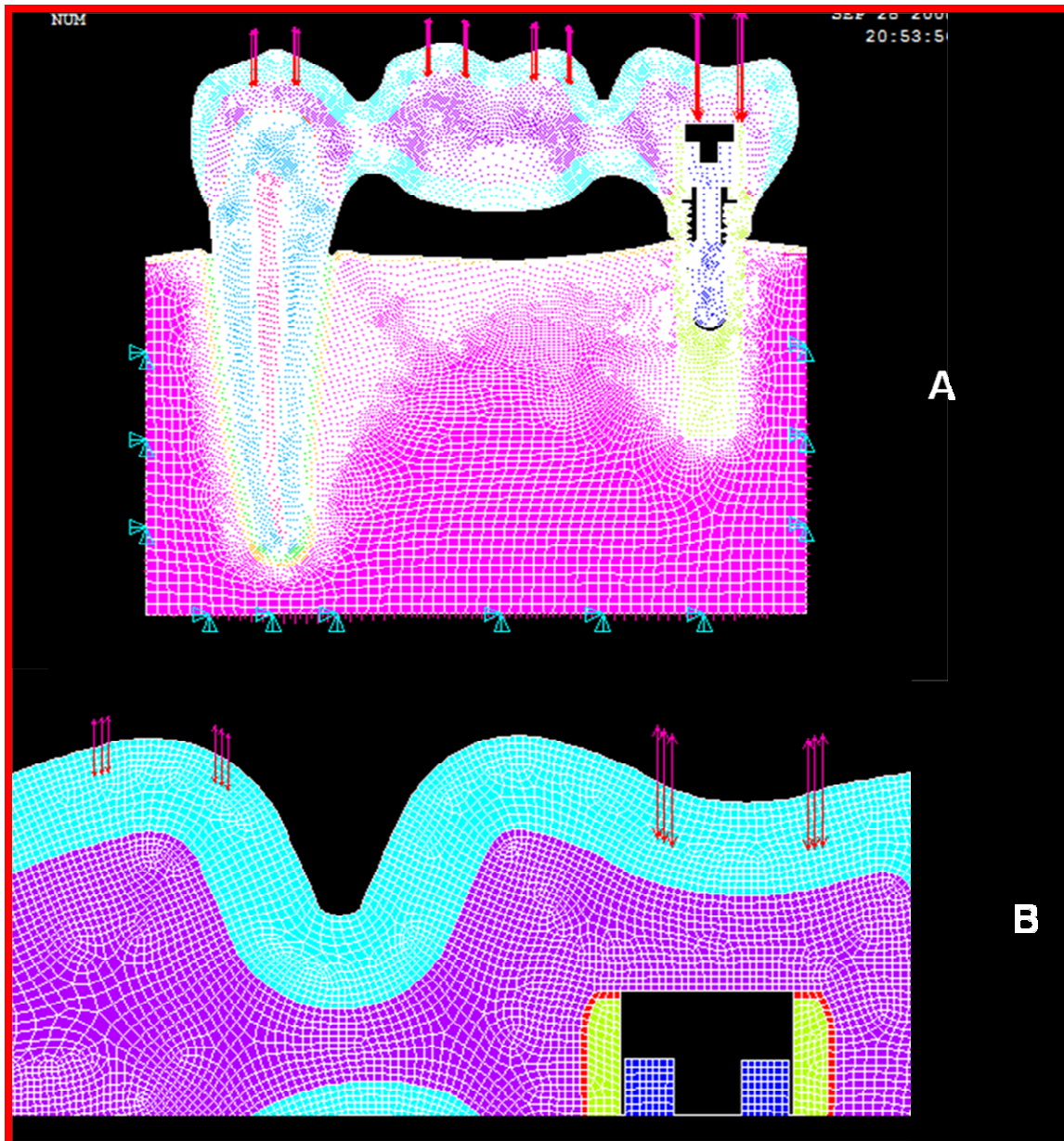


Figura 13. Condições de contorno: A- modelo evidenciando as cargas aplicadas simulando contatos fisiológicos do bolo alimentar e a restrição ao deslocamento; B- visualização da carga aplicada aos nós

Tabela 3. Força Oclusal fisiológica (Craig, 2004)

Dentes	Força oclusal fisiológica	Força fisiológica considerada	Força aplicada (5 %)
Pré-molares	300 N	300 N	15 N
Molares	400-800 N	600 N	30 N

Tabela 4. Descrição dos modelos quanto ao fator de estudo: tipo de prótese, extensão e diâmetro do implante

Modelos	Descrição	Número de elementos	Número de nós
Modelo 1	Prótese dento-implanto-suportada de 3 elementos com pilares dente (2° PM) e Implante (2° M) de 3.75 x 10.0 mm	40.370	122.750
Modelo 2	Prótese dento-implanto-suportada de 4 elementos com pilares dente (1° PM) e Implante (2° M) de 3.75 x 10.0 mm	46.221	140.579
Modelo 3	Prótese implanto-suportada de 3 elementos com pilares implante (2° PM) e Implante (2° M) de 3.75 x 10.0 mm	35.950	110.140
Modelo 4	Prótese implanto-suportada de 4 elementos com pilares implante (1° PM) e Implante (2° M) de 3.75 x 10.0 mm	42.604	132.156
Modelo 5	Prótese dento-implanto-suportada de 3 elementos com pilares dente (2° PM) e Implante (2° M) de 5.0 x 10.0 mm	46.448	140.476
Modelo 6	Prótese dento-implanto-suportada de 4 elementos com pilares dente (1° PM) e Implante (2° M) de 5.0 x 10.0 mm	46.830	142.404
Modelo 7	Prótese implanto-suportada de 3 elementos com pilares implante de 3.75 x 10.0 (2° PM) e Implante (2° M) de 5.0 x 10.0 mm	37.280	114.106
Modelo 8	Prótese implanto-suportada de 4 elementos com pilares implante de 3.75 x 10.0 (2° PM) e Implante (2° M) de 5.0 x 10.0 mm	43.589	133.323