

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**MOTIVO BIOMECÂNICO DA OSSEointegração nos dentes
SUPORTES NO SISTEMA DE PRÓTESE ODONTOLÓGICA PROPOSTO
POR RESENDE**

Henry Shibayama

São Paulo
2006

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**MOTIVO BIOMECÂNICO DA OSTEOINTEGRAÇÃO NOS DENTES
SUPORTES NO SISTEMA DE PRÓTESE ODONTOLÓGICA PROPOSTO
POR RESENDE**

Trabalho de Formatura apresentado à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção do título de
graduação em Engenharia

Henry Shibayama

Orientador: Raul Gonzalez Lima

Área de Concentração
Engenharia Mecânica

São Paulo
2006

FICHA CATALOGRÁFICA

Shibayama, Henry

**Motivo Biomecânico da Osteointegração nos dentes suportes
no sistema de prótese odontológica proposto por Resende
40 p.**

**Trabalho de conclusão de curso – Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia
Mecânica**

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	2
2. OBJETIVOS	3
3. METODOLOGIA.....	4
3.1 Atividade 1: Pesquisa Bibliográfica	5
3.2 Atividade 2: Estudo do Método dos Elementos Finitos	6
3.3 Atividade 3: Ambientação com o Programa dos Elementos Finitos	6
3.4 Atividade 4: 1º Etapa da Simulação (Simulação Básica)	6
3.5 Atividade 5: Looping 1 da 1º Etapa.....	6
3.6 Atividades de 6 a 11	6
4. REVISÃO DE LITERATURA.....	8
4.1 Processo Mastigatório e Tipo de Dentes	8
4.2 Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre	10
4.2.1. Aspectos Construtivos da PPR – Sistemas de Fixação	12
4.3 Osseointegração.....	14
4.4 Método dos Elementos Finitos	15
4.4.1. Aplicação do MEF na Odontologia.....	17
5. MATERIAIS E MÉTODOS	18
5.1 Modelo 1: Programa SAP2000.....	19
5.2 Modelo 2: Programa Abaqus v.6.6.2	24
5.2.1. Prótese Convencional	25
Abaixo, temos o modelo da prótese convencional com seus respectivos carregamentos e condições de contorno.....	25
5.2.2. Prótese com Alterações	27
6. RESULTADOS	29
6.1 Modelo 1 – Software SAP2000.....	29
6.2 Modelo 2 – Software Abaqus v6.6-2.....	31
6.2.1. Prótese Convencional	31
6.2.2. Prótese com as alterações propostas por Resende	33
7. BIBLIOGRAFIA	36

1. INTRODUÇÃO

A Prótese Parcial Removível (PPR) possui papel fundamental no tratamento de pacientes parcialmente dentados, apresentando alta incidência de utilização devido, principalmente, ao alto custo e baixa acessibilidade dos implantes dentários fixos às camadas menos favorecidas economicamente.

A construção de uma PPR envolve diversos fatores anatômicos, pelo fato da necessidade do equilíbrio entre a distribuição de cargas e a capacidade do periodonto de sustentação. Nesse meio, a distribuição de tais cargas sobre os dentes suportes, dependendo de um planejamento correto ou não da prótese, pode variar desde um estímulo fisiológico (TARGAS, 2001), ocorrendo a chamada osteointegração, até o estabelecimento de uma patologia.

À medida que se aumenta a perda dental, a participação da fibromucosa no suporte da prótese aumenta, configurando casos de alavanca posterior, onde se cria um movimento de rotação, com eixo passando sobre o descanso dos últimos dentes suportes. Nessa situação, quando os dentes suportes são carregados com forças horizontais e, principalmente, laterais (desfavoráveis à estrutura), pode-se ocorrer o aparecimento de problemas periodontais, tais como: perda de suporte, mobilidade e reabsorção óssea no rebordo residual sob a sela da prótese.

Um fato a ser considerado é que as cargas mastigatórias, quando aplicadas em um plano inclinado, formam duas resultantes mecanicamente indesejáveis (STEWART; RUDD; KUEBKER, 1983). Por consequência, essas resultantes não-axiais podem gerar danos ao suporte das PPR comumente utilizadas, como a reabsorção óssea do rebordo, citada anteriormente.

Em contrapartida, o processo de osteointegração pode ser vista como a manutenção do equilíbrio entre o estresse funcional transmitido à interface implante - osso e a capacidade do osso de reparar danos estruturais consequentes do processo de fadiga (TONETTI & SCHMID, 1994).

As modificações propostas por Rezende favoreceram a ocorrência desse tipo de fenômeno. E nenhum estudo consistente foi realizado sobre esse modelo de prótese. Assim, no presente estudo, tem-se como objetivo realizar uma análise estrutural, de forma a justificar de forma clara e precisa os motivos da ocorrência do fenômeno da osteointegração nos casos de utilização de tal sistema.

2. OBJETIVOS

O objetivo deste estudo é analisar, pelo método dos elementos finitos, a distribuição de tensões geradas nas estruturas de suporte da prótese parcial removível proposta pelo cirurgião - dentista Antonio Bacelar de Rezende.

A análise em questão tem como foco principal encontrar o motivo biomecânico da ocorrência do processo de osteointegração dos dentes suportes, quando da utilização do sistema de prótese descrito anteriormente.

O presente trabalho visa obter a distribuição de tensões e esforços na estrutura de suporte da prótese - em especial nos dentes suportes - em um modelo de arco parcialmente dentado de extremidade livre inferior.

3. METODOLOGIA

Tem-se como proposta de trabalho o desenvolvimento de dois modelos de elementos finitos. Um primeiro modelo, mais simples, será utilizado para validar as condições de contorno e carregamentos inerentes à estrutura, de forma a orientar o desenvolvimento do segundo, mais complexo e com resultados mais detalhados e precisos.

O modelo a ser desenvolvido na primeira etapa apresentará um grau de detalhamento de malha muito baixo quando comparado com a complexidade da estrutura analisada. Ele será constituído por elementos do tipo viga e, possivelmente, apresentará resultados consistentes, porém, com baixo grau de precisão.

Na segunda etapa do trabalho será desenvolvido um modelo de finitos mais complexo, com uma malha tridimensional que represente detalhadamente a estrutura da prótese, considerando todos seus detalhes construtivos, tais como grampos, apoios, selas e conectores.

Tem-se como proposta de trabalho o desenvolvimento de dois modelos de elementos finitos. Um primeiro modelo, mais simples, será utilizado para validar as condições de contorno e carregamentos inerentes à estrutura, de forma a orientar o desenvolvimento do segundo, mais complexo e com resultados mais detalhados e precisos.

O modelo a ser desenvolvido na primeira etapa apresentará um grau de detalhamento de malha muito baixo quando comparado com a complexidade da estrutura analisada. Ele será constituído por elementos do tipo viga e, possivelmente, apresentará resultados consistentes, porém, com baixo grau de precisão.

Na segunda etapa do trabalho será desenvolvido um modelo de finitos mais complexo, com uma malha tridimensional que represente detalhadamente a estrutura da prótese, considerando todos seus detalhes construtivos, tais como grampos, apoios, selas e conectores.

Tanto na primeira quanto na segunda etapa, tem-se como metodologia de trabalho realizar um estudo comparativo entre uma prótese com as modificações propostas por Rezende e outra prótese sem essas alterações. Assim, tem-se como objetivo analisar as estruturas com um enfoque relativo, comparando o resultado das

duas estruturas. Nesse meio, o estudo concentra-se na influência relativa de alguns parâmetros biomecânicos na distribuição de tensões nas estruturas e materiais de interesse, não tendo como objetivo principal a obtenção de valores absolutos de tais tensões e deformações.



Figura 1: Prótese Comum



Figura 2: Prótese com Alterações

Nas próximas linhas serão descritas detalhadamente todas as etapas listadas no cronograma de trabalho.

3.1 Atividade 1: Pesquisa Bibliográfica

Esta constitui uma etapa essencial para o desenvolvimento de todo o trabalho. Além de ser fundamental para qualquer estudo, a pesquisa bibliográfica é necessária para possibilitar um maior entendimento do problema, visto que o equipamento a ser analisado é de utilização em outra área do conhecimento, sem ligação direta com a engenharia.

Uma das grandes dificuldades encontra-se, principalmente, na diferença entre a “linguagem” utilizada na engenharia e na odontologia. Nesse meio, faz-se necessário uma ampla pesquisa, de forma a tentar homogeneizar a linguagem e o conhecimento dessas duas grandes áreas do conhecimento.

Nesta etapa do projeto, enfim, será realizada uma pesquisa com a finalidade descrita anteriormente, de forma a dar uma continuidade e suporte às demais etapas do projeto. No entanto, é importante ressaltar que tal atividade será realizada durante todo o estudo, conforme a necessidade do trabalho.

3.2 Atividade 2: Estudo do Método dos Elementos Finitos

Para a realização de um análise consistente é necessário realizar um estudo do método dos elementos finitos. Nesse meio, é importante um conhecimento básico da forma analítica de resolução de problemas, além do conhecimento dos diferentes tipos de elementos utilizados na análise por elementos finitos, de forma a definir o melhor modelo a ser utilizado no problema em questão, além de implementar as condições de contorno e carregamentos necessários.

3.3 Atividade 3: Ambientação com o Programa dos Elementos Finitos

Na primeira etapa do estudo será realizada uma simulação com elementos de vigas, com a utilização do Programa Winfelt 1.13. A escolha de tal programa foi determinada pela a facilidade de obtenção do mesmo (por ser um programa freeware) e pela simplicidade de seu uso.

Para as etapas posteriores é provável que seja necessária a escolha de outro programa ainda a ser definido.

3.4 Atividade 4: 1º Etapa da Simulação (Simulação Básica)

Nessa etapa será realizada a construção de um modelo básico com elementos tipo viga. Tal modelo será utilizado para fornecer resultados de forma a orientar as simulações futuras. Os sub-itens 4.1, 4.2 e 4.3 representam as etapas de construção de um modelo de elementos finitos, respectivamente.

3.5 Atividade 5: Looping 1 da 1º Etapa

Essa etapa foi criada com o intuito de prever possíveis falhas no desenvolvimento do modelo da Simulação Básica, e possibilitar uma intervenção sem necessitar da utilização de um tempo de trabalho não previsto.

3.6 Atividades de 6 a 11

As atividades restantes são análogas às anteriores, diferenciando apenas na complexidade do modelo em questão.

Quanto à confecção do relatório, o tempo previsto para o seu desenvolvimento estará distribuído ao longo de todo o ano, concentrando-se na fase final, depois da obtenção dos resultados do segundo modelo.

4. REVISÃO DE LITERATURA

4.1 Processo Mastigatório e Tipo de Dentes

Todo o sistema mastigatório está envolvido na trituração e ingestão dos alimentos; grande parte desta função é realizada pelos dentes e estruturas periodontais de suporte. Ambos, portanto, devem estar em perfeita harmonia para que possam desempenhar suas funções adequadamente. Assim, a perda de um ou mais elementos dentais acarretará em modificações no funcionamento deste sistema, necessitando de profissionais com conhecimentos abrangentes, os quais possam criar condições que permitam seu restabelecimento, para que o paciente retorne ao estado de normalidade. Nos casos de pacientes com extremidades livres uni ou bilaterais geralmente as próteses parciais removíveis são o tratamento mais adequado, mas que apresentam um grande problema, que é a distribuição de cargas mastigatórias.

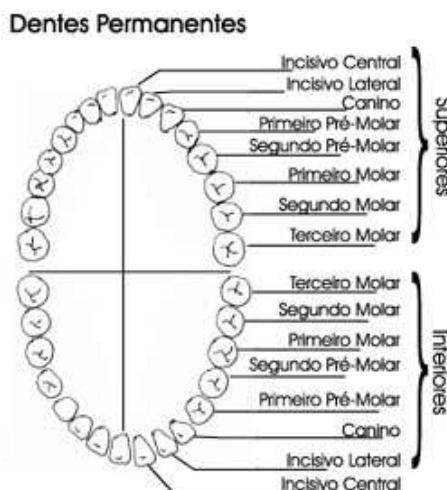
As próteses parciais removíveis devem preencher requisitos como: melhora da estética do paciente, adequações entre distintas áreas de suporte, retorno da eficiência mastigatória, correção de pequena modificações de posição dos dentes, evitar a extrusão dos dentes antagonistas, correção de problemas oclusais e articulares, bem como de alterações da dimensão vertical do paciente e evitar a perda de osso alveolar — preconizados por ZARB e colab..

Essas próteses de dupla área edêntula posterior apresentam uma diferença entre a fibromucosa que recobre o rebordo residual e o ligamento periodontal, permitindo assim, a ocorrência de rotação da mesma ao redor de um eixo que passa pela face distal do último dente suporte de cada lado, sendo este movimento capaz de introduzir forças deletérias sobre estes dentes e também ao rebordo residual, podendo vir a causar mobilidade nos primeiros e reabsorção neste último, conforme as afirmações de CARLSSON e colab. e APPELEGATE.

Os pesquisadores preocupados com essa perda óssea, procuram propor inúmeros meios de evitá-la tais como: localização mesial dos apoios oclusais, grampos com menor elasticidade, uso de rompe forças, aplicação de conexões rígidas ou elásticas, encaixes de semi-precisão ou de precisão, selas que se estendam pelo máximo da área chapeável, estabilidade oclusão adequada, moldagem especializada para a área desdentada e um maior aprofundamento no estudo e planejamento dos casos clínicos.

A mastigação, primeira fase do processo digestivo, é afetada diretamente pela posição que os dentes ocupam na boca. Logo, a mastigação só será eficiente se os dentes estiverem nos lugares certos e em boas condições para desempenhar suas funções.

Os dentes são divididos em molares, pré-molares, caninos e incisivos; os molares e pré-molares têm a função de amassar os alimentos, e os caninos e incisivos, de cortá-los. Se acontecer alguma perda de dente, isto acarretará o deslocamento de outros dentes para ocuparem o lugar vago, e comprometerá a articulação entre o maxilar e a mandíbula (maxilar inferior), dando seqüência a várias doenças bucais e no organismo. Neste caso, só a reabilitação oral, ou seja, a reposição dos dentes perdidos através de próteses dentárias, poderá resolver o problema.



Incisivos: Em forma de lâmina, cumprem a função de apreender e cortar os alimentos.	Caninos: Possuem uma ponta, chamada cúspide, que perfura, rasga e retalha os alimentos.	Pré-Molares: Possuem duas cúspides, o que permite esmagar e rasgar os alimentos.	Molares: Possuem 4 a 5 cúspides e uma mesa oclusal ampla, própria para triturar os alimentos.

Figura 3 : Tipo de Dentes dos seres humanos

Os dentes são compostos basicamente por 4 tipos diferentes de tecido, ilustrados na figura abaixo:

- o esmalte, camada esbranquiçada e dura, situada na camada mais exterior do dente;
- a dentina, camada abaixo do esmalte, menos dura que este;
- a polpa, região mais interna do dente, onde ficam os vasos sanguíneos e os nervos;
- o cemento, parte que forma a raiz e que fica ligada ao dente através do ligamento periodontal.

4.2 Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre

A Prótese Parcial Removível (PPR), em especial a de Extremidade Livre (PPREL), possui papel fundamental no tratamento de pacientes parcialmente dentados. A incidência da utilização da PPR ainda é alta nos dias atuais pelo fato dos implantes dentários ainda serem restritos a uma pequena parcela da população, seja pelo alto custo e baixa acessibilidade das camadas menos favorecidas economicamente, ou pelas condições ósseas e sistêmicas apresentadas pelo paciente, que podem limitar a indicação desse tipo de tratamento (PLAZA, 2004).

O conhecimento histológico, bem como a fisiologia dos tecidos e o comportamento biomecânico do sistema de suporte PPR são de extrema importância no desenvolvimento de uma determinada prótese para um paciente específico. Esse sistema propicia a base de assentamento da prótese, e é constituído de elementos vivos, os quais entram em contato com o aparelho protético. Além disso, o sistema de suporte está encarregado de receber todas as cargas transmitidas pelo sistema mastigatório. Segundo Todescan, Silva e Silva (1996), fazem parte do sistema de suporte: dentes remanescentes, tecidos periodontais, fibromucosa e tecido ósseo alveolar (PLAZA, 2004).

Essas estruturas distintas comportam-se de modos diferentes quando da aplicação de cargas mastigatórias na região dos dentes artificiais (PLAZA, 2004). Além disso, é fato que tal suporte resulta na formação de um sistema de alavanca que pode ser destrutivo aos tecidos de suporte e ao remanescente dental.



Figura 4: Periodonto de Sustentação

Nesse contexto, as cargas aplicadas durante a mastigação nos dentes artificiais chegam primeiramente na fibromucosa. No entanto, o verdadeiro suporte é o osso alveolar (APPLEGATE, 1961; REBÓSSIO, 1963). Segunho Elbrecht (1943), o braço de alavanca da extremidade livre não está suspenso, mas descansa sobre a crista alveolar, interposta pela mucosa genvival.

A premissa básica de uma prótese dental é manter o equilíbrio entre a saúde e função do sistema estomatognático, com a preservação de suas estruturas, proporcionando estética e conforto durante seu uso (NAVARRO, 1988). O comportamento da PPR exige do profissional o reconhecimento das dificuldades de planejamento, para resultar em um melhor prognóstico (PLAZA, 2004).

Assim, a preservação dos dentes remanescentes deve ser considerada como objetivo principal durante o processo de reabilitação, mais do que a substituição dos dentes ausentes, fazendo-se necessária uma análise detalhada de todas as estruturas envolvidas e planejamento do aparelho, para que a reabilitação não seja fadada ao fracasso, com a perda de novos elementos dentários e reabsorção óssea da região do rebordo residual a médio e longo prazo .

Nesse meio, ao se construir uma prótese parcial removível, deve-se levar em consideração que os dentes suportes recebem uma carga adicional durante a função, correspondente aos dentes ausentes. Desta forma, durante o planejamento da prótese, a análise do equilíbrio entre a distribuição das cargas acrescidas e a capacidade do periodonto de sustentação em suporta-as é de extrema importância. Assim, a distribuição de tais cargas sobre os dentes suportes, dependendo de um planejamento correto ou não, pode variar desde um estímulo fisiológico (TARGAS, 2001), ocorrendo a chamada osteointegração, até o estabelecimento de uma patologia.

Assim, é fundamental que se investigue como as tensões desenvolvidas durante o ato mastigatório afetam toda a estrutura bucal. Para isso, o Método dos Elementos Finitos (MEF) vem sendo comumente utilizado como ferramenta de auxílio no trabalho de ortodontistas.

4.2.1. Aspectos Construtivos da PPR – Sistemas de Fixação

Grampos: sem dificultar a remoção voluntária da prótese, os grampos devem ser suficientemente retentivos para que a prótese não seja deslocada por esforços funcionais normais.



Figura 5: Grampo

A fixação do aparelho da boca se dá através de grampos "semi-flexíveis" metálicos apoiados em dentes naturais (dentes pilares) e por um perfeito assentamento do aparelho sobre a gengiva das áreas desdentadas.

Apoios: a função dos apoios é assegurar que uma parte ou a totalidade das cargas exercidas sobre os dentes artificiais durante a mastigação sejam transmitidas aos dentes suportes. Nesse meio, o preparo (desgaste) feito na boca pelo dentista, e destinado a receber o apoio se chama nicho.

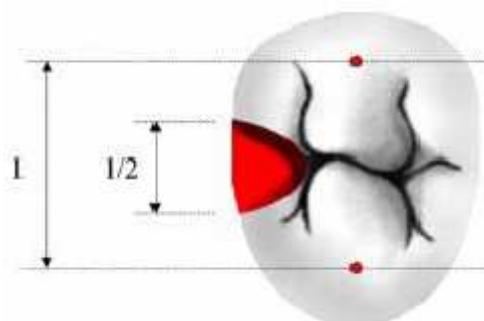


Figura 6: Apoio

Selas: são elementos da prótese parcial removível propostos para preencher os espaços protéticos, suportar e unir os dentes artificiais entre si. Elas tem também função

de transmissão da força mastigatória sobre a fibromucosa (no caso de uma prótese dentomucossupostada).

Conectores menores: além de unir os apoios e os grampos nas sela e nos conectores maiores, eles servem de via de transmissão das cargas oclusais para os dentes suporetes por meio dos apoios.

Os conectores menores diretos são localizados diretamente ao lado dos espaços protéticos. Os conectores menores indiretos são localizados a distância dos espaços protéticos.

Além disso, eles tem também a função de estabilizar os dentes remanescentes, e de guiar a prótese durante sua inserção.

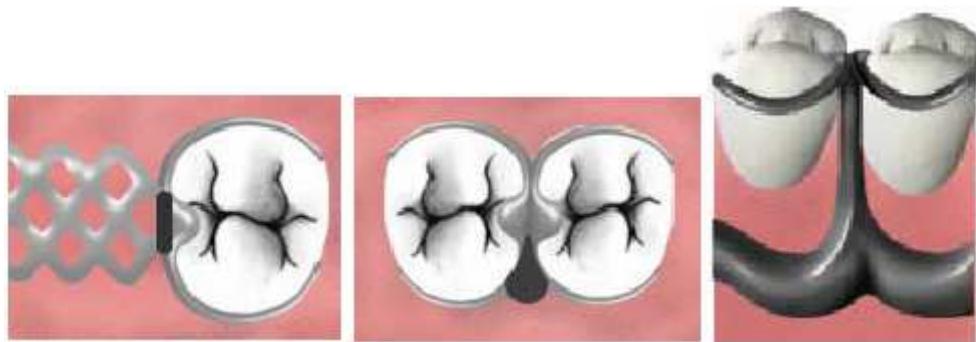


Figura 7: Conectores Menores

Conectores maiores: são os elementos encarregados de conectar os outros componentes da prótese entre si, de maneira a constituir um corpo único. Pode-se comparar o conector maior ao chassi de um automóvel, garantindo a rigidez e o bom funcionamento de todas as demais partes do veículo.

Existem dois tipos de conectores maiores: linguais e dentários. No caso, as próteses em análise apresentam conectores do tipo dentário. Para maiores esclarecimentos vide a figura abaixo.



Figura 8: Conectores Maiores

No caso da prótese parcial removível em análise, podemos distinguir os seguintes aspectos construtivos descritos na figura a seguir.

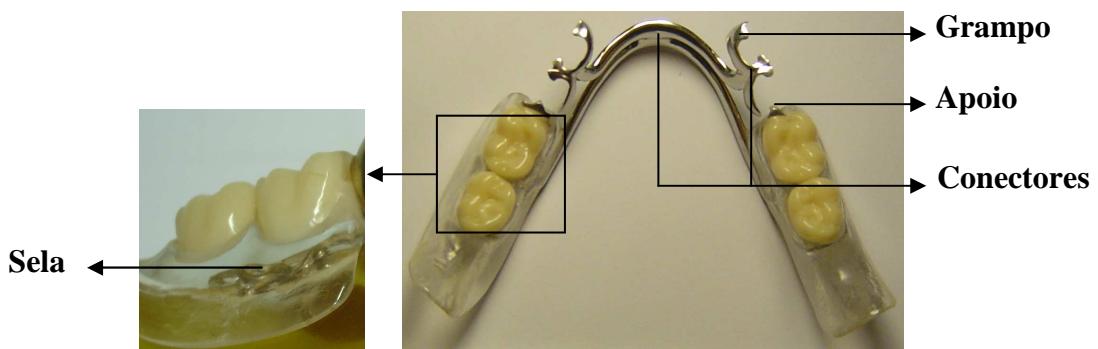


Figura 9: Aspectos construtivos de um PPR



Figura 10: Prótese Convencional



Figura 11: Prótese com Alterações

4.3 Osseointegração

A possibilidade de integração entre o osso vivo e óxidos de titânio, denominada “osseointegração”, foi atestada por Branemark et al. (1969) e, desde então, a utilização de implantes expandiu-se do edentulismo total para as próteses parciais fixas, elementos unitários anteriores e posteriores, reconstruções maxilo-faciais e outras aplicações (KHRAISAT et al., 2002). Vale ressaltar que o termo “osseointegração” traduzido do inglês “osseointegration” para o português, deveria ser corretamente traduzido como “osteointegração”, uma vez que, na língua portuguesa, a palavra “ósseo” existe apenas como adjetivo, e não como prefixo de palavras compostas. Segundo Misch (2000), o termo “osseointegração” transformou-se em marca registrada de um fabricante específico, mas continuará sendo utilizado no trabalho em questão.

Como citado anteriormente, a primeira vez em que se considerou a afinidade biológica entre o osso e o titânio foi em 1940 (BOTHE; BEATON, DAVENPORT, 1940, apud MISCH, 2000). Mais tarde, a partir de pesquisas em animais no Laboratório da Microscopia Vital do Departamento de Anatomia da Universidade de Lund, na Suécia, e após desenvolverem numerosos estudos experimentais e clínicos desde 1952, Branemark et al. (1969) relataram a possibilidade do crescimento ósseo em contato direto com um implante metálico de titânio. O termo “osseointegração” foi então apresentado e definido como sendo uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante submetido à carga funcional.

Albrektsson e Zarb (1993) propuseram uma revisão do conceito de osseointegração e seus critérios de avaliação. Uma definição clínica lhes parecia mais adequada: “um processo no qual uma fixação rígida e clinicamente assintomática de matérias aloplásticos ao osso é obtida e mantida sob carga funcional”. Os autores afirmaram haver a necessidade de considerar a resposta ultra-estrutural separadamente do desempenho clínico, como os dois lados de uma moeda.

Segundo o “The Glossary of Prosthetic Terms” (1999), osseointegração ou integração óssea significa: 1 – aparente união direta ou conexão de tecido ósseo a um material inerte e aloplástico sem interposição de tecido conjuntivo. 2 – o processo e a aparente conexão direta da superfície de um material exógeno e os tecidos ósseos hospedeiros, sem a interposição de tecido conjuntivo fibroso presente. 3 – a interface entre materiais aloplásticos e osso.

4.4 Método dos Elementos Finitos

É próprio da mente humana querer subdividir os sistemas em seus componentes individuais, ou, mais propriamente, em seus elementos. Assim, surge a idéia de que, a partir do entendimento do comportamento de cada elemento, poder-se-á entender o funcionamento do conjunto, por mais complexo que possa parecer. O mesmo ocorre ao abordar-se a análise estrutural. A rigidez da estrutura depende da rigidez de cada um de seus elementos (Alves Filho, 2001).

O MEF é um método aproximado de cálculo de sistemas contínuos, de sorte que a estrutura, o modelo, o componente mecânico, ou de forma geral, o corpo contínuo é subdividido em um número finito de partes (os elementos), conectadas entre si por intermédio de pontos discretos, que são chamados de nós. A montagem de elementos,

que constitui o modelo matemático (modelo estrutural), tem seu comportamento especificado por um número finito de parâmetros (comportamento dos deslocamentos nodais dentro do sistema).

Dentro da engenharia, os métodos analíticos clássicos permitem o cálculo da resposta exata dos deslocamentos, deformações e tensões na estrutura, em todos os seus pontos, isto é, nos seus infinitos pontos. Porém, estas soluções são somente conhecidas para alguns casos, que fogem da maioria das aplicações práticas do dia-a-dia. Assim, desenvolveu-se o MEF, que é um procedimento aproximado que pode ser aplicado em caráter geral, independente da forma da estrutura e da condição de carregamento, dentro da precisão aceitável do problema da engenharia (Alves Filho, 2000).

Dois aspectos iniciais constituem as características principais do método de elementos finitos: a subdivisão da estrutura em elementos, isto é, malha de elementos finitos, e a escolha do elemento apropriado para modelar uma dada situação física. A escolha do tamanho adequado da malha depende do problema, que é mais fundamental característica do método.

Tendo montado o modelo estrutural, pode-se determinar a configuração da estrutura no computador, por intermédio dos deslocamentos dos nós, qualquer que seja a forma da estrutura e o tipo de carregamento, determinado o estado de tensões e avaliando a resistência mecânica.

Conceitos utilizados neste trabalho merecem destaque. Quando uma força é aplicada a um material, existe uma resistência no material à força externa. A força é distribuída sobre uma área, e a razão da força sobre a área é chamada de tensão.

Vários tipos de tensão podem ocorrer quando uma força é aplicada sobre um material. Estas tensões podem ser de compressão, tração e cisalhamento. Um material é sujeito à tensão de compressão quando é comprimido ou espremido, e a uma tensão de tração quando é distendido. A tensão de cisalhamento ocorre quando uma porção plana do material é forçada a deslizar sobre outra porção. Esses tipos de tensão são considerados para a avaliação das propriedades de diversos materiais (Craig; Powers; Wataha, 2002).

A alteração no comprimento, ou a deformação por unidade de comprimento, quando um material é submetido a uma força é definida como deformação (Craig; Powers; Wataha, 2002).

4.4.1. Aplicação do MEF na Odontologia

O MEF foi desenvolvido originalmente para análises estruturais na engenharia aeroespacial. Entretanto, os princípios básicos também são aplicáveis aos problemas biológicos (TURNER et al., 1956 apud TANNE et al., 1990), tendo seu uso ampliado para outras áreas de pesquisa, inclusive na aplicação biomecânica das próteses dentárias. Nesse campo, tem-se mostrado bastante eficaz para examinar complexos comportamentos mecânicos de próteses e estruturas circunvizinhas, sujeitos a determinadas forças, difíceis de serem determinadas (PLAZA, 2004).

Huang e Ledley (1969) foram os precursores do uso de modelos numéricos como forma de realizar uma análise de tensões em questões envolvendo a odontologia. Nesse caso, os autores analisaram um dente incisivo superior através de uma modelo linear de força e deslocamento, na qual as forças eram aplicadas exclusivamente em uma direção (vertical ou horizontal).

Outro método de análise de tensões utilizada constitui a fotoelasticidade. Este último e o método dos elementos finitos foram comparados por Farah, Craig e Sirarskie em 1973. Enquanto o primeiro possibilitava uma análise do ponto de vista qualitativo, o MEF possibilitava uma avaliação mais detalhada quanto ao estado completo de tensões que se processaram no modelo pesquisado.

Durante esses anos, os modelos de finitos, principalmente de dentes, foram tornado-se cada vez mais complexos e apresentando uma correlação cada vez maior com a realidade. Thresher e Saito (1973) afirmaram que o dente não pode ser considerado uma estrutura homogênea, devendo-se haver uma distinção entre o esmalte e as diferentes regiões da estrutura óssea. Dez anos depois, Rubin et al. (1983) desenvolveram um primeiro molar inferior direito tridimensionalmente, discretizando esmalte, dentina e polpa (não levando em consideração ligamento periodontal e osso alveolar).

Nenhum estudo consistente foi realizado sobre o modelo de prótese dentária proposto por Rezende. Assim, no presente estudo, tem-se como objetivo realizar uma análise por elementos finitos, de forma a justificar de forma clara e precisa os motivos da ocorrência do fenômeno da osteointegração nos casos de utilização de tal prótese.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

Uma análise por elementos finitos envolve basicamente três etapas de trabalho: o pré-processamento, o processamento propriamente dito, e o pós-processamento (análise dos resultados).

Até o presente momento, apenas a etapa correspondente à etapa de pré-processamento foi realizado. No caso, tal etapa envolve basicamente a construção do modelo de elementos finitos.

A construção de um modelo envolve os seguintes parâmetros/aspectos descritos nas linhas que seguem.

Inicialmente, é necessário definirmos a geometria do modelo, a partir do qual torna-se possível a construção de uma malha de elementos finitos. Tal malha envolve basicamente a definição das coordenadas dos pontos (nós) e a definição dos elementos (no caso dessa primeira etapa, os elementos serão do tipo viga – formado por apenas dois nós).

Nessa etapa da construção da malha é importante ter em mente o grau de detalhamento necessário para a obtenção de resultados coerentes, com uma mínima correlação com a realidade. Nesse meio, é essencial a definição de possíveis regiões passíveis de serem analisadas com maior aprofundamento. Assim, em determinados casos, é necessário que a malha seja construída priorizando tais regiões, discretizando mais a malha (aumentando o número de nós e elementos nessa região).

Além disso, é importante definirmos o tipo de elemento a ser utilizado nessa fase, visto que uma escolha errada do elemento, para o tipo de modelo em questão, é essencial para a obtenção de resultados consistentes.

Em uma etapa seguinte, é necessário definirmos os parâmetros relacionados com a caracterização dos materiais existentes na prótese e no periodonto de sustentação. Os dados necessários envolvem basicamente o módulo de elasticidade do material e o coeficiente de Poisson.

Embora os dados que seguem na Tabela abaixo não sejam, todos, aplicáveis nessa primeira etapa, tais como as propriedades da fibromucosa, os mesmos encontram-se dispostas para uma futura utilização na segunda etapa deste trabalho.

Tabela 1: Características dos Materiais consideradas no Modelo da 2º Etapa

Nº	Estrutura / Material	Módulo de Elasticidade (E) [GPa]	Coeficiente de Poisson (v)	Autores (Referência Bibliográfica)
1	Fibromucosa	9,80e-4	0,30	Kawasaki et al. (2001)
2	LigaCOCr	185	0,35	Williams (1981)

Finalmente, após a definição da geometria, a construção da malha, e a caracterização dos materiais, é necessário definirmos as condições de contorno e caragentos inerentes ao modelo em questão.

Como ocorre em qualquer processo de análise teórica, a metodologia dos elementos finitos exige que algumas hipóteses simplificadoras sejam admitidas para viabilizar a modelagem e a solução do problema estudado. Quanto às condições de contorno, para melhor simulação da realidade clínica, as bordas inferior e dista da mandíbula, em todos os modelos, foram consideradas fixas.

Os valores apontados na literatura como referentes à carga mastigatória total variam extremamente, uma vez que são dependentes da metodologia aplicada em sua medição (Morneburg, Proschel, 2002). Nesta primeira fase do estudo, foi aplicada uma carga estática oclusal de 100N (aplicada ao longo do eixo), que equivale a uma média da força total de mastigação, sendo mais fisiológica (Farah, Craig, Meroueh, 1988, Valetin et al., 1990). Nesse caso, a carga não foi aplicada de maneira puntiforme, sendo distribuída em mais pontos, a fim de distribuir melhor as forças, como ocorre clinicamente.

5.1 **Modelo 1: Programa SAP2000**

Nesta primeira etapa do trabalho, o modelo a ser construído apresentou seu estrutura extremamente simplificada. A geometria do modelo em questão foi simplificada por segmentos de reta.

Tal procedimento foi realizado da seguinte maneira: inicialmente, utilizando uma máquina fotográfica, tirei algumas fotografias da prótese a partir de uma vista superior.

Importante ressaltar que uma regua foi utilizada para manter a proporção das medidas em processos posteriores.

No caso, a imagem foi exportada para o CAD Microstation v8, em cima da qual foram obtidos os segmentos constituintes do modelo. Importante ressaltar que a partir da regua foi possível manter a proporção das medidas. No caso, a partir de um segmento de reta de 10 mm comparado com os 10 mm da regua disposta na figura, foi possível manter a proporção exata da figura, mantendo as dimensões reais da prótese.



Figura 12: Construção da Geometria da Malha

A geometria das duas dentições idênticas, com exceção dos dentes suportes, cujas estruturas de fixação são distintas.

Para representar as diversas estruturas que compõem os modelos (dentes, PPR, estrutura de suporte), cada estrutura recebeu determinados valores inerentes às suas propriedades físicas intrínseca. Os dados referentes às medidas das estruturas – dimensão, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson de cada componente foram introduzidos no programa de computador.

Nesta primeira fase do trabalho, sendo o modelo constituído por elementos do tipo viga, diversas simplificações serão realizadas na caracterização tanto da forma geométrica na estrutura quanto na caracterização dos materiais envolvidos na análise.

No caso, a dentina e o ligamento periodontal serão de certo modo desconsiderados na análise, assim como o osso esponjoso, o osso cortical e a fibromucosa.

Sendo o objetivo desta primeira etapa, comparar os valores obtidos para as reações nos apoios correspondentes aos dentes suportes das duas próteses analisadas, e análise ser relativa, o aspecto principal na construção dos modelos foi a utilização das

memas hipóteses simplificadoras em ambos os modelos (na prótese convencional e na prótese com as alterações propostas por Resende).

Apenas como forma de ilustrar o andamento do trabalho, segue algumas figuras do malha construída até o momento, assim com os pontos de localização das condições de contorno e carregamentos (descritos anteriormente).

No caso, como forma de simplificação do modelo a região da região acrílica foi desconsiderada do modelo, sendo apenas modelo os pontos de aplicação das forças axiais (nos dentes suportes) e um terceiro nó onde será imposta uma condição de contorno. No caso, tal nó corresponde ao apoio (aspecto construtivo da PPR descrito anteriormente) e será imposta uma condição onde apenas as translações nas três direções serão impedidas ($u(x)=u(y)=u(z)=0$). Assim como nesse nó, os outros pontos em verde também terão a mesma condição de contorno descrita anteriormente.

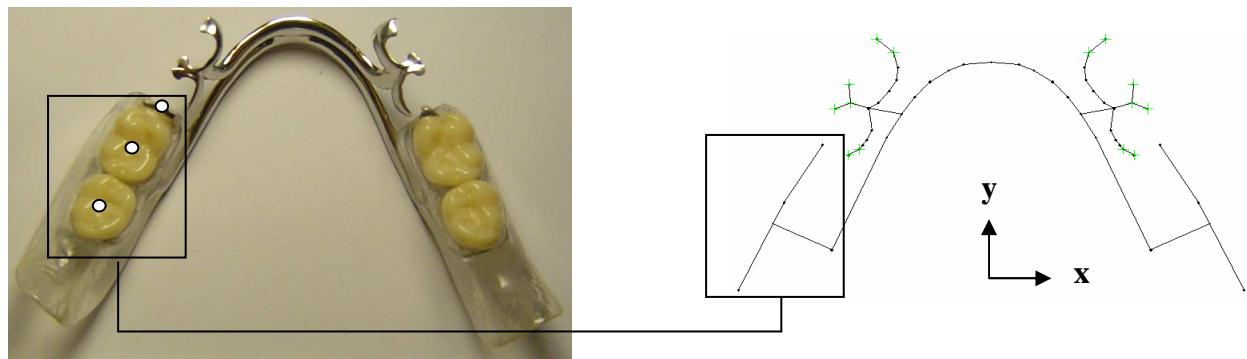


Figura 13: Malha do modelo construído (Vista Superior)

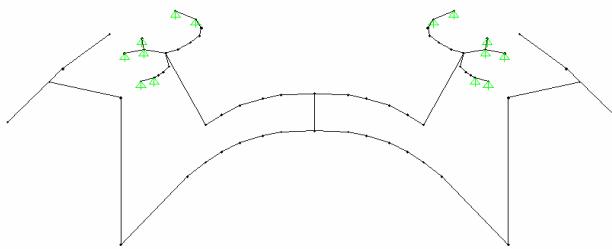


Figura 14: Vista 3D do modelo construído

Os resultados (forças de reação nos apoios) desse modelo, construído no programa SAP2000, podem ser observados no item 6.1 deste trabalho, onde estão dispostos todos os resultados obtidos.

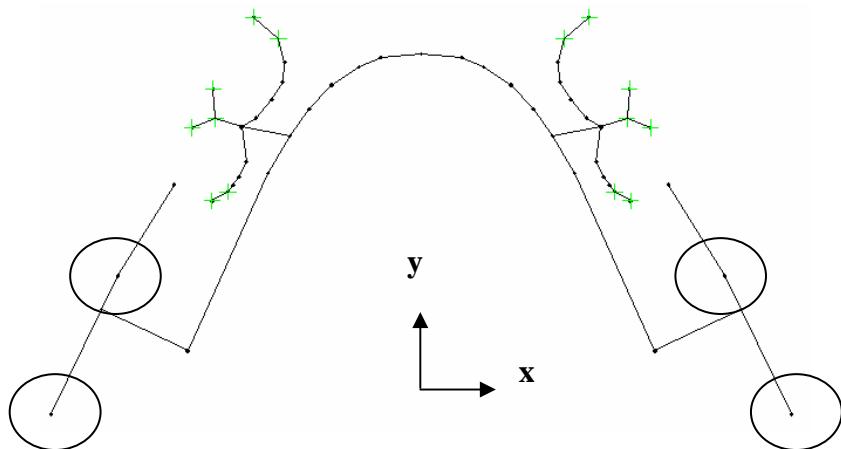


Figura 15: Nós onde serão aplicadas as cargas axiais (pontos internos aos círculos)

Apenas uma observação a ser feita é a não realização de um procedimento de calibração dos modelos. Um fato a ser enfatizado é o método de análise a ser realizado, onde a análise será comparativa. No caso, os valores obtidos na simulação não terão dimensão absoluta, sendo apenas passíveis de serem comparados entre sí. Assim, os resultados obtidos em cada simulação poderão apenas ser comparado entre si, possibilitando uma análise comparativa da seguinte forma: maior, menor ou igual; melhor ou pior.

Sendo o objetivo da análise a obtenção da magnitude e direção das forças de reação nos pontos de apoio, os possível resultado a ser encontrado é o seguinte: na prótese com as alterações propostas por Resende, os carregamentos do apoio terão valores menores no plano horizontal, ou seja, os maiores carregamentos estão concentrados na direção axial. Em contrapartida, como resultado, é esperado que as reações nos apoios da protese convencional apresentam valores de magnitude maior no plano horizontal (com carregamentos no plano horizontal). Tal resultados seriam satisfatório para a presente etapa pois justificaria os processo citados anteriormente de reabsorção ósseo e osseointegração.

Nesse primeiro modelo, de forma a modelarmos a região da mucosa de suporte da prótese (região acrílica), uma propriedade presente no SAP2000 foi utilizada de forma a simular a limitação dos movimentos da parte posterior. Nesse meio, foi utilizada uma propriedade nodal que possibilita representar uma capacidade de mola, descrevendo apenas uma rigidez da mesma. Na realidade, a mucosa apresenta essa propriedade de mola, apresentando também uma limitação de curso de

aproximadamente 0,5mm. Nesse primeiro modelo, a rigidez da mola foi de 100N/mm (um número estimado, que após algumas iterações possibilitou resultados satisfatórios nas reações dos apoios) e nenhuma limitação foi imposta (nenhuma ferramenta foi encontrada no SAP2000 que possibilitasse modelar tal comportamento – em etapas posteriores, quando o modelo for refinado, pretende-se impor tal limitação ao deslocamento dos nós dessa região). No caso, o valor de rigidez da mola imposta foi obtida a partir da relação linear, onde o valor da força nodal é de 50N (visto que o valor total da resultante é de 100N, aplicados em dois nós) e valor do deslocamento máximo da fibromucosa, como descrito anteriormente, é de 0,5mm.

Uma representação do modelo pode ser vista abaixo, onde já estão sendo consideradas as molas (sobre cada nó).

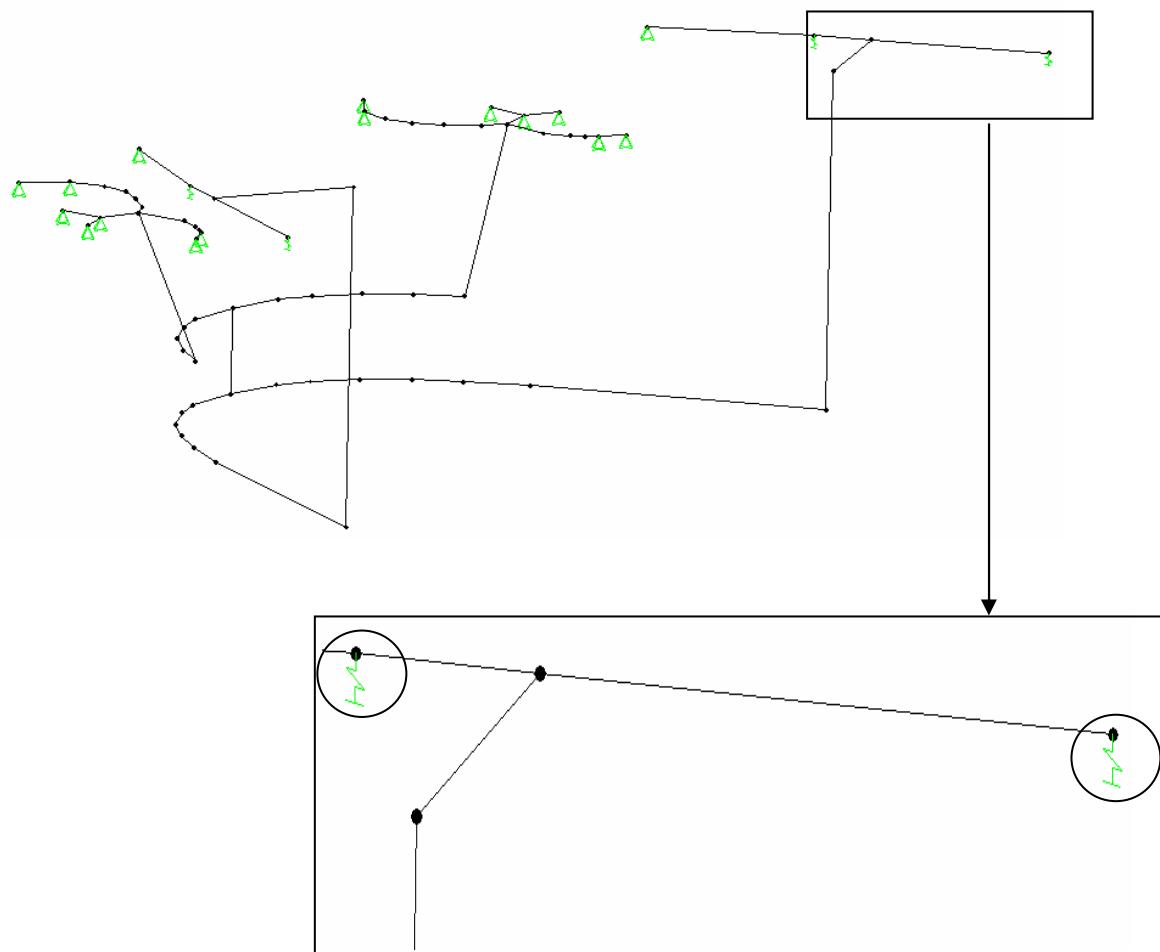


Figura 16: Modelagem da fibromucosa com a utilização de molas

5.2 Modelo 2: Programa Abaqus v.6.6.2

Nesta etapa do trabalho, tanto o pré-processamento quanto o pós-processamentos serão realizados a partir do software Abaqus. Tal mudança foi realizada devido à uma maior variedade de recursos fornecido pelo Abaqus.

O modelo, no Abaqus, foi construído a partir da carta de elementos finitos gerada no SAP2000. Dela foram aproveitados principalmente a coordenada dos nós e a matriz de elementos, com seus respectivos nós.

A partir dessa carta, um modelo foi gerado no Abaqus a partir do qual algumas modificações geométricas foram realizadas de forma que o modelo se torna mais correlacionado com a realidade.

Para a modificação da geometria foi utilizada novamente a metodologia apresentada anteriormente onde as dimensões foram obtidas a partir de um programa de CAD, no caso o AutoCad 2005.

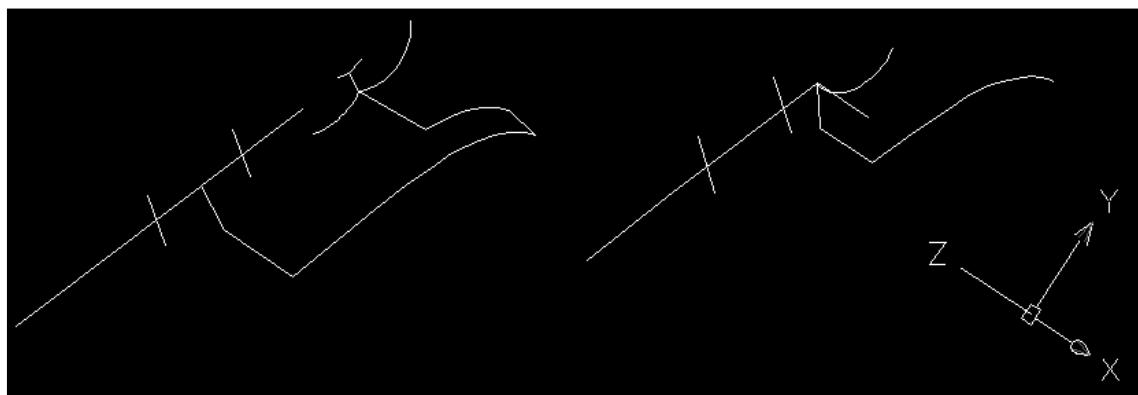


Figura 17: Geometria no AutoCad - Prótese com Alterações e Convencional

Essas geometrias foram importadas por programa denominado HyperMesh, a partir do qual foram gerados arquivos com a extensão IGES, possíveis de serem importados pelo Abaqus.

No Abaqus, foram geradas as malhas dessas geometrias utilizando o mesmo elemento vida do modelo construído na 1º etapa deste trabalho. Pelo número relativamente pequeno de nós, o modelo da prótese foi construído inteiro, espelhando-se o lado já construído. No caso, sendo o tempo de processamento pequeno não foi necessário o modelamento de apenas metade da prótese (onde deveríamos considerar algumas hipóteses – condições de contorno) na região de simetria. Assim, para efeito de visualização foi optado pelo modelamento das próteses inteiras.

5.2.1. Prótese Convencional

Abaixo, temos o modelo da prótese convencional com seus respectivos carregamentos e condições de contorno.

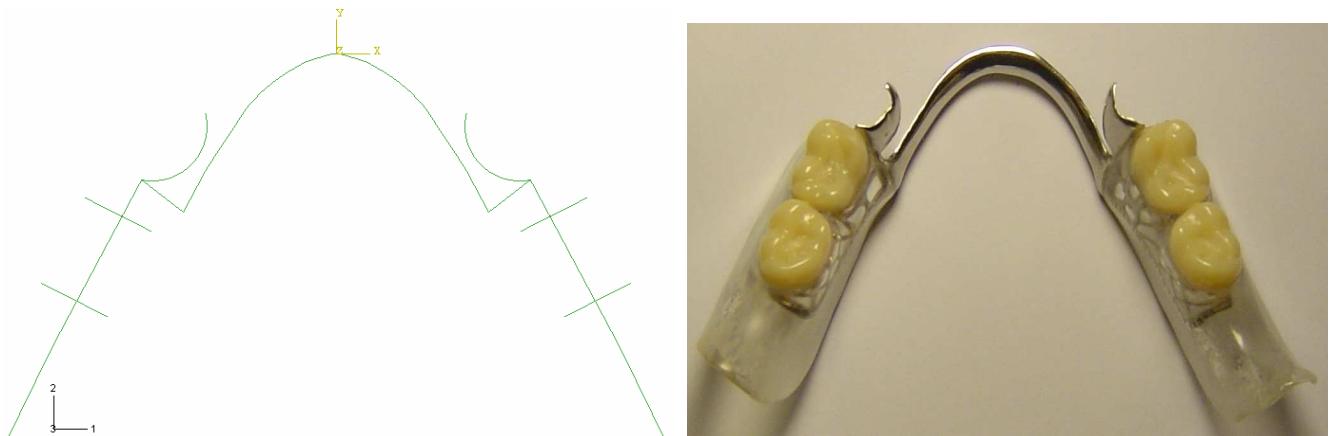


Figura 17: Modelo da Prótese Convencional

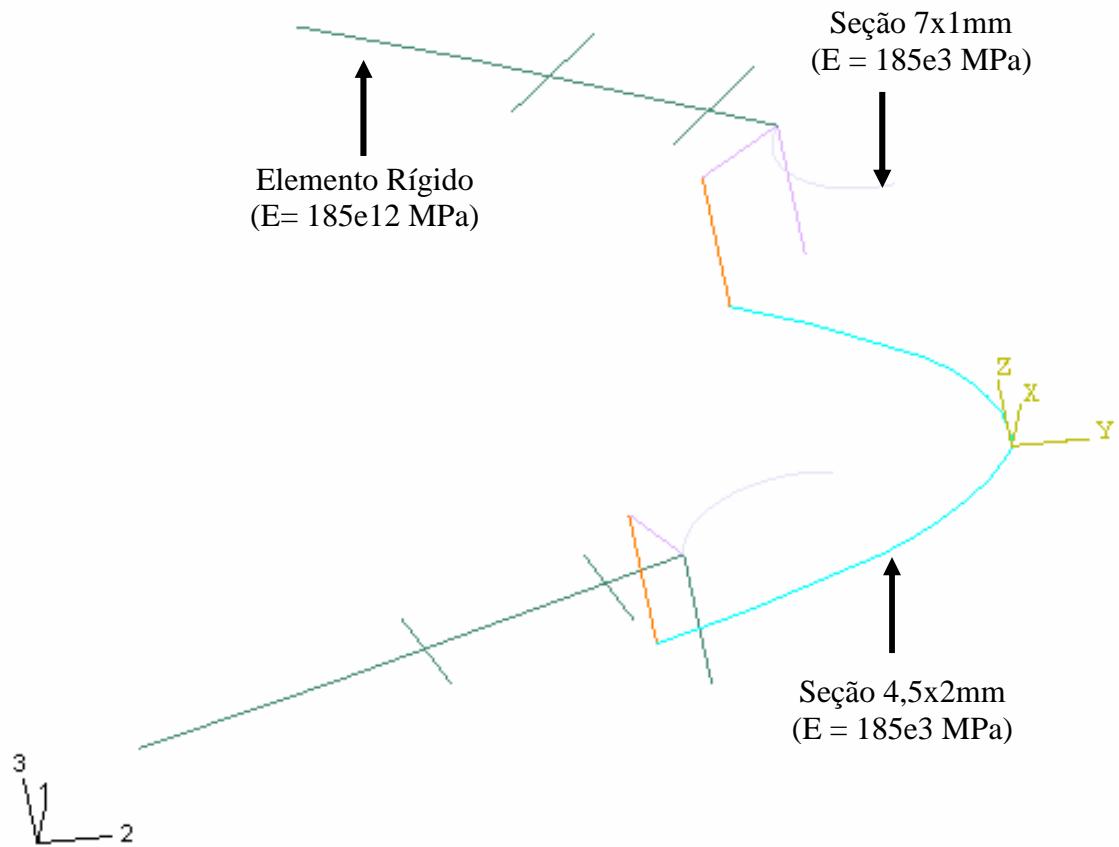


Figura 18: Modelo da Prótese Convencional – Seções Transversais e Propriedades dos Materiais

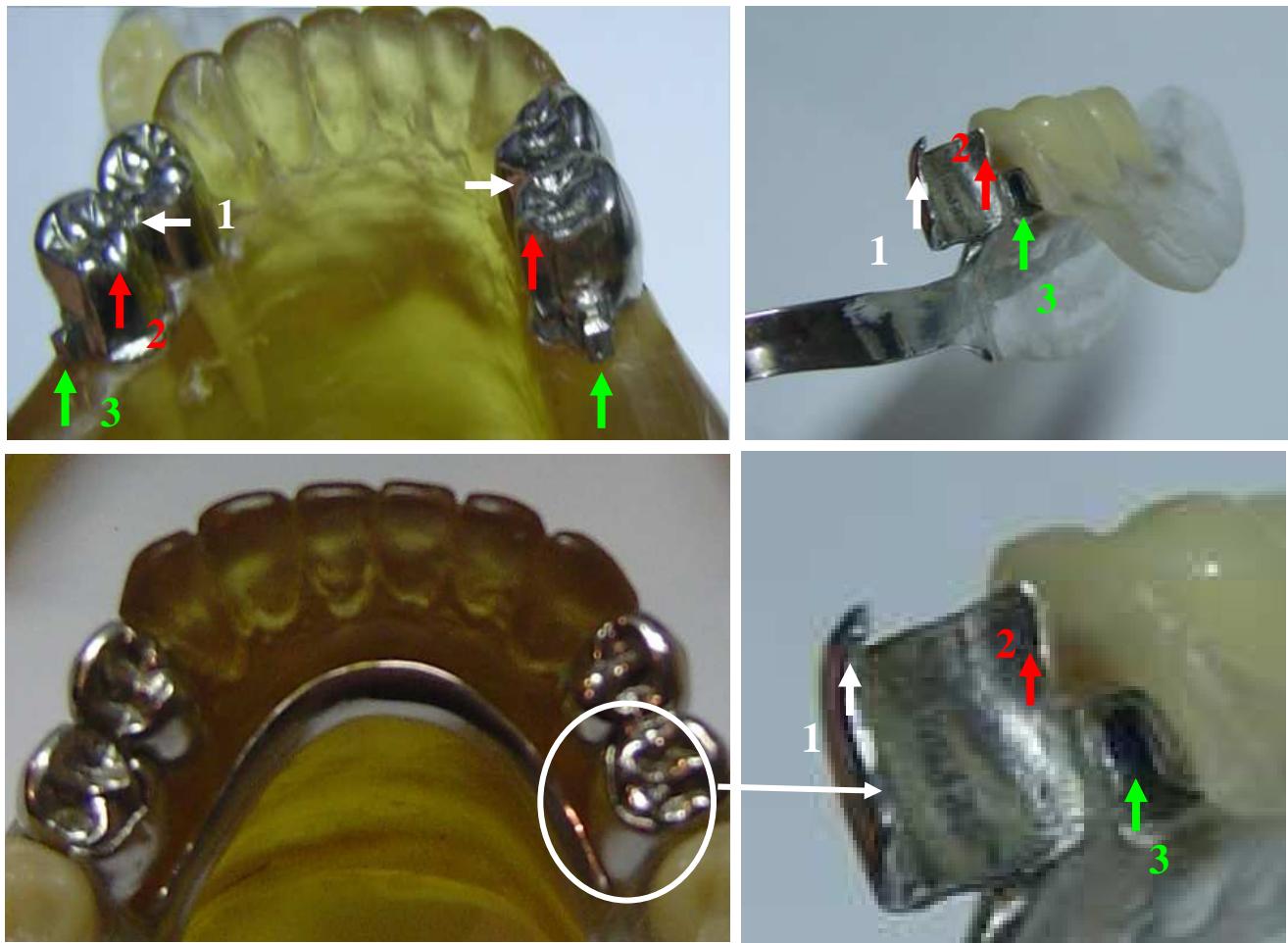


Figura 18: Prótese Convencional – Condições de Contorno consideradas no Modelo – Apoios nos Dentes Suportes

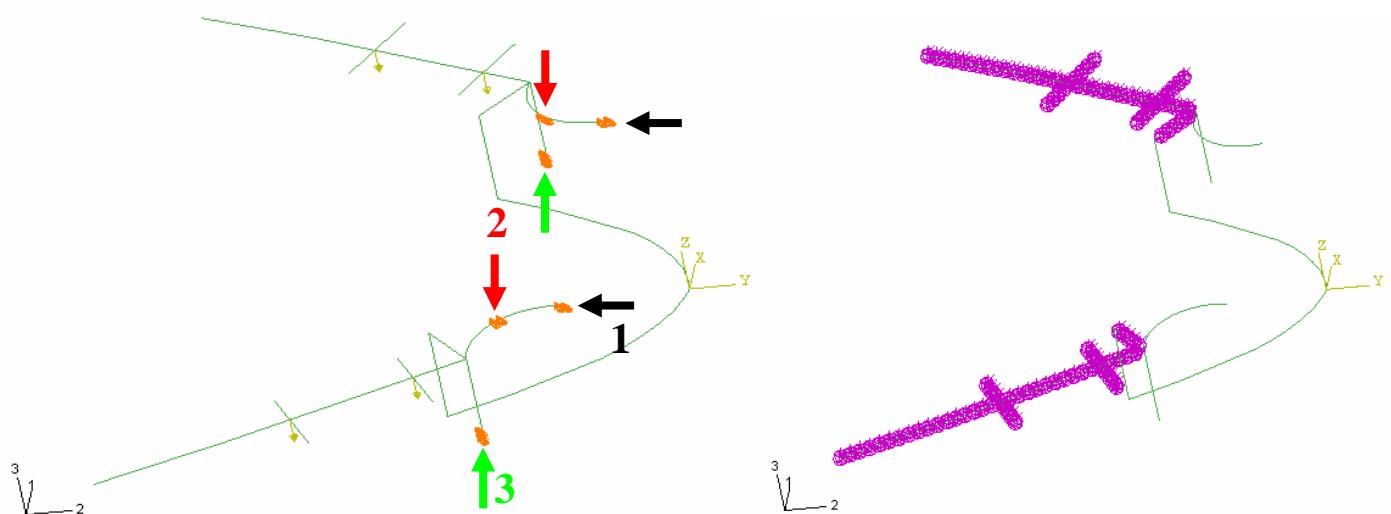


Figura 19: Prótese Convencional – Condições de Contorno – Limitação na Translação nas 3 direções / Molas na Região da Fibromucosa

5.2.2. Prótese com Alterações

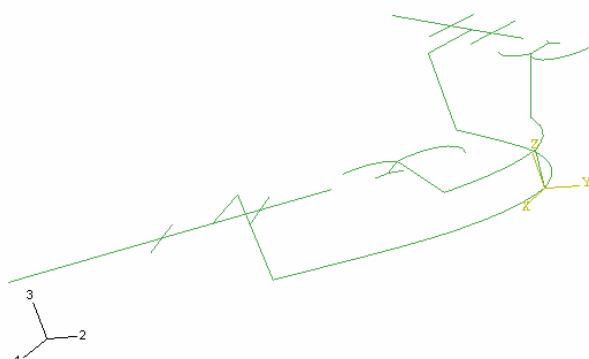
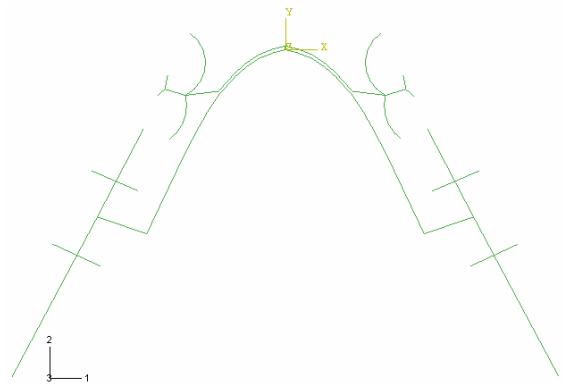


Figura 20: Modelo da Prótese com as Alterações propostas por Resende

Neste modelo foram consideradas as mesmas condições de contorno, carregamentos e molas (simulando a região da fibromucosa). No entanto, para deixar tais considerações mais claras, vamos destacar tais “hipóteses”.

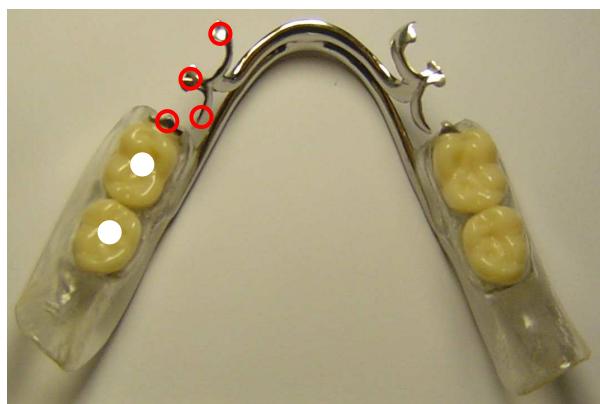
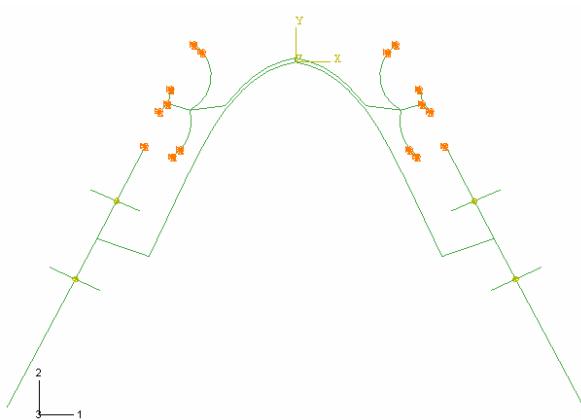


Figura 21: Modelo com Alterações – Condições de Contorno (Pontos Vermelhos) e Carregamentos (Pontos Brancos)

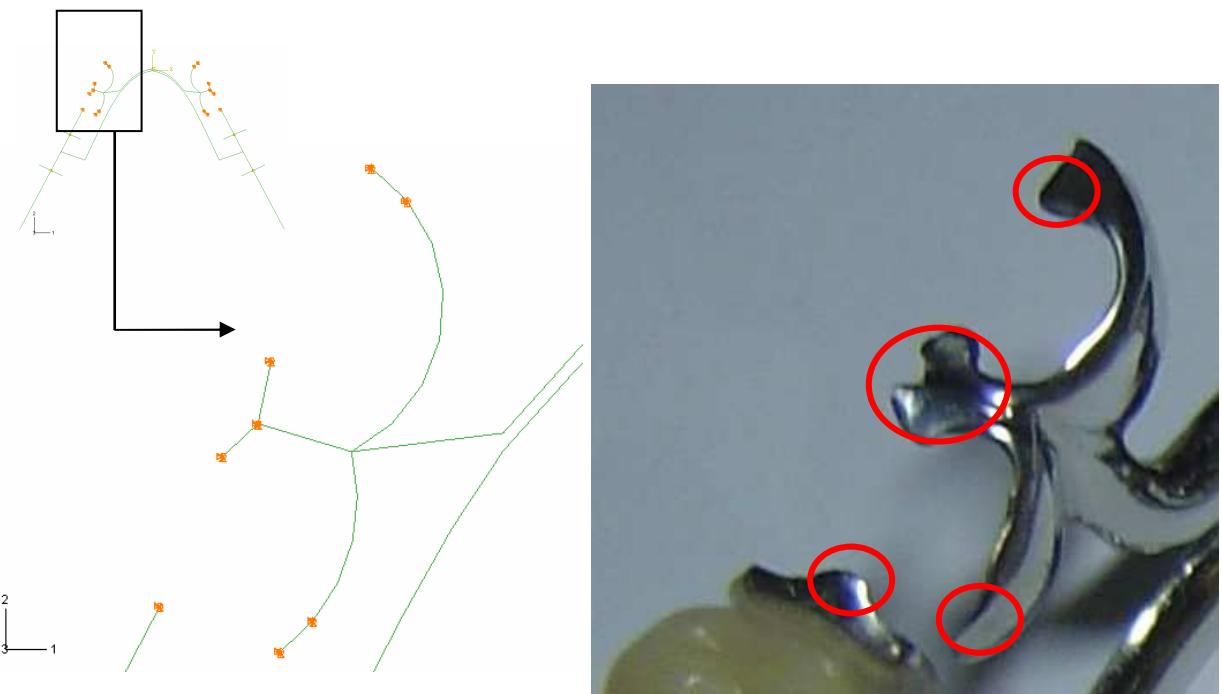


Figura 21: Modelo com Alterações – Condições de Contorno (Pontos Vermelhos)

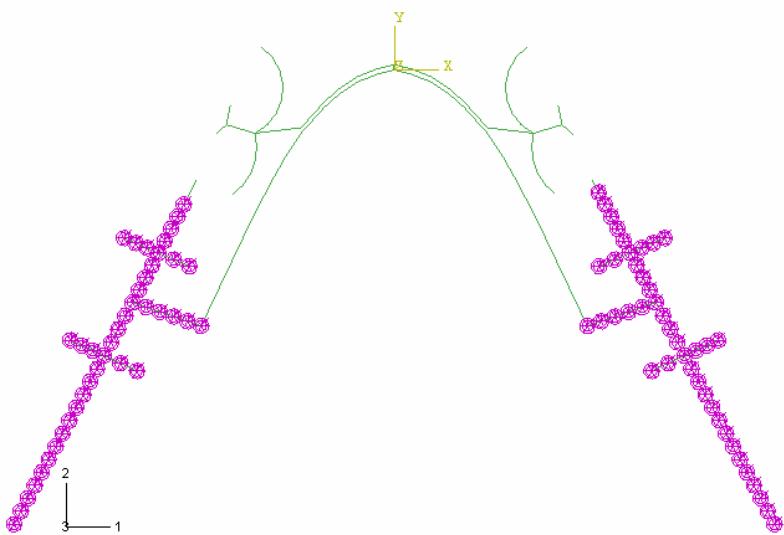


Figura 22: Modelo com Alterações – Molas na região da Fibromucosa

6. RESULTADOS

6.1 Modelo 1 – Software SAP2000

O modelo inicial da prótese proposta pelo doutor Antonio Bacelar de Resende, cujas características foram descritas anteriormente, forneceu alguns dados referentes às reações nos apoios (no caso, os dentes suportes da prótese parcial removível em questão). No caso, tais dados precisam ser averiguados de forma que eles possam ser considerados na análise. Tal averiguação será realizada de forma comparativa com os dados existentes na literatura.

Além disso, tais dados serão utilizados para comparar o comportamento das próteses comumente utilizadas, de forma a justificar o processo de osteointegração inerente à utilização de tais próteses.

Na figura abaixo encontra-se os vetores de reação em cada nó referente ao apoio nos dentes de suporte. A visualização dos vetores não é muito nítida, sendo melhor exemplificada através da tabela abaixo, onde estão transcritos todos os valores da reações nos apoios, assim como a resultante dessas forças.

No caso, podemos observar que as resultantes das forças são praticamente nulas nas direções horizontais X e Y, o que, a princípio, justifica o processo de osteointegração supracitado. No entanto, é necessário construir o modelo das próteses sem as modificações propostas por Resende, e verificar as diferenças e amplitudes das forças de reação em tais próteses.

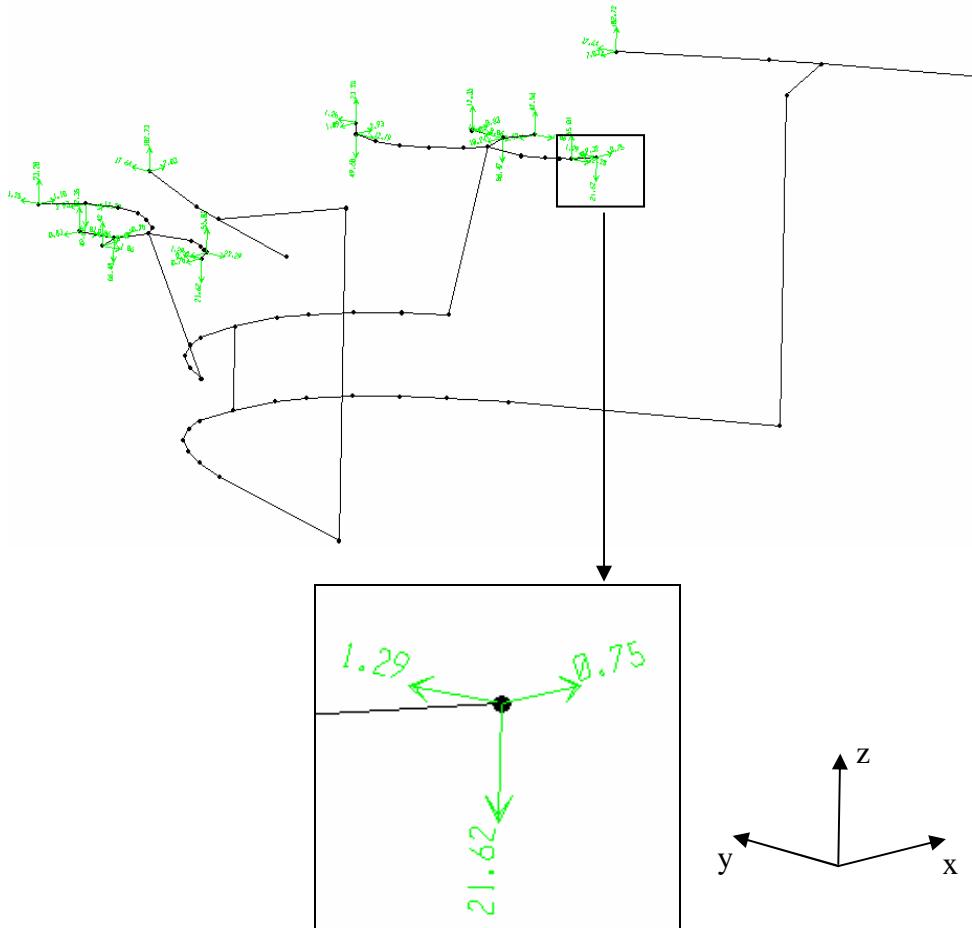


Figura 23: Reações nos apoios; Nó 53 em vista ampliada

Tabela 2: Reações nos apoios (prótese de Resende)

Nó	Fx (N)	Fy (N)	Fz (N)
41	1.10E+00	1.25E+00	2.33E+01
42	-2.93E+00	-1.28E+01	-4.97E+01
52	-9.32E+00	-2.23E+01	5.50E+01
53	-7.55E-01	1.29E+00	-2.16E+01
54	1.02E+01	1.60E+01	-8.65E+01
55	-8.31E-01	-6.28E-02	1.23E+01
56	4.24E-01	-1.06E+00	4.26E+01
71	7.03E+00	1.76E+01	1.03E+02
228	-1.09E+00	1.25E+00	2.33E+01
229	2.93E+00	-1.28E+01	-4.97E+01
239	9.32E+00	-2.23E+01	5.50E+01
240	7.54E-01	1.29E+00	-2.16E+01
241	-1.02E+01	1.60E+01	-8.65E+01
242	8.31E-01	-6.28E-02	1.24E+01
243	-4.24E-01	-1.06E+00	4.26E+01
245	-7.03E+00	1.76E+01	1.03E+02
Máximos	10.2	-22.3	103.0

6.2 Modelo 2 – Software Abaqus v6.6-2

6.2.1. Prótese Convencional

Nesta etapa, assim como na 1º etapa, serão analisados basicamente os valores na reações nos apoios de ambas as próteses (convencional e com as alterações propostas pelo Prof. Antonio Bacelar de Resende).

No caso, como descrito anteriormente ao longo deste trabalho, a análise realizada é baseada na comparação dos resultados. Assim, embora os valores obtidos não sejam absolutos, ou seja, não apresentem uma correlação elevada com a realidade, os resultados podem ser analisados (comparados) entre si, de forma a justificar objetivamente (quantitativamente) o processo de osseointegração observado nos usuários das próteses convencionais.

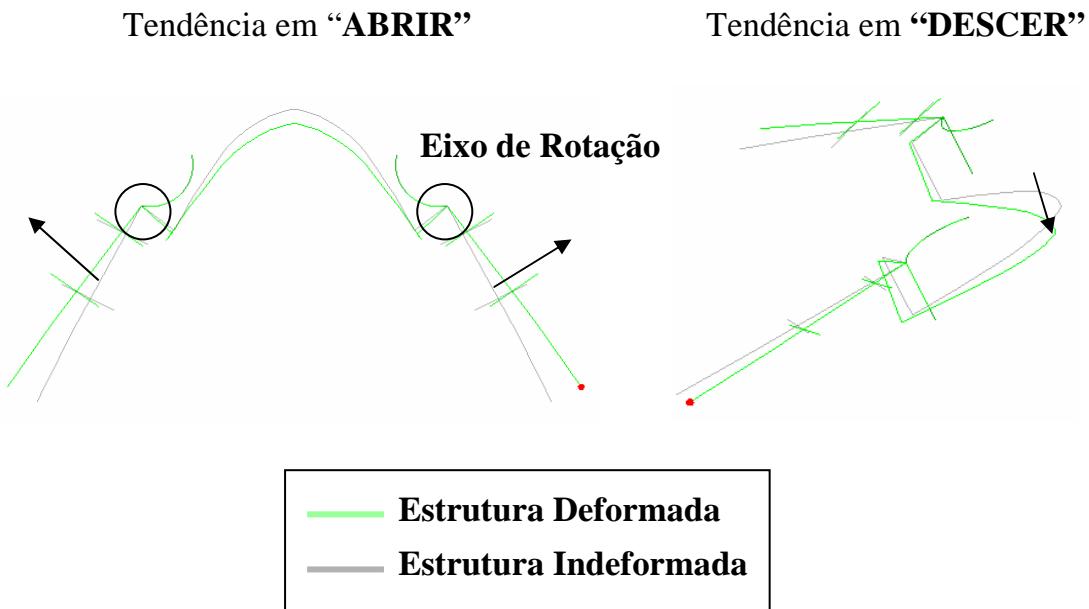


Figura 24: Prótese Convencional – Deformação (Escala aumentada 10e6) – Carga de 150N em cada dente – Molas com constante de 10N/mm (cada) (Verde = Indeformada / Preto = Deformada)

Na Figura 24 podemos visualizar como a Prótese Convencional se deforma sob a aplicação de uma carga concentrada de 150N em cada nó (em cada dente). Observamos que ela apresenta uma tendência a “fechar” e deslocar o arco de ligação para cima.

Da mesma forma que o SAP2000, o Abaqus gera uma planilha com todos os valores de forças de reação. Além disso, é possível gerar um diagrama com as magnitudes das forças nas próprias vigas, através de uma escala de cores. No entanto,

como o modelo é composta por elementos viga, a visualização é prejudicada. Assim, neste trabalho, os resultados serão apresentados apenas de forma tabulada em planilhas.

Na página que segue, encontram-se os valores da forças de reação para o modelo da prótese convencional.

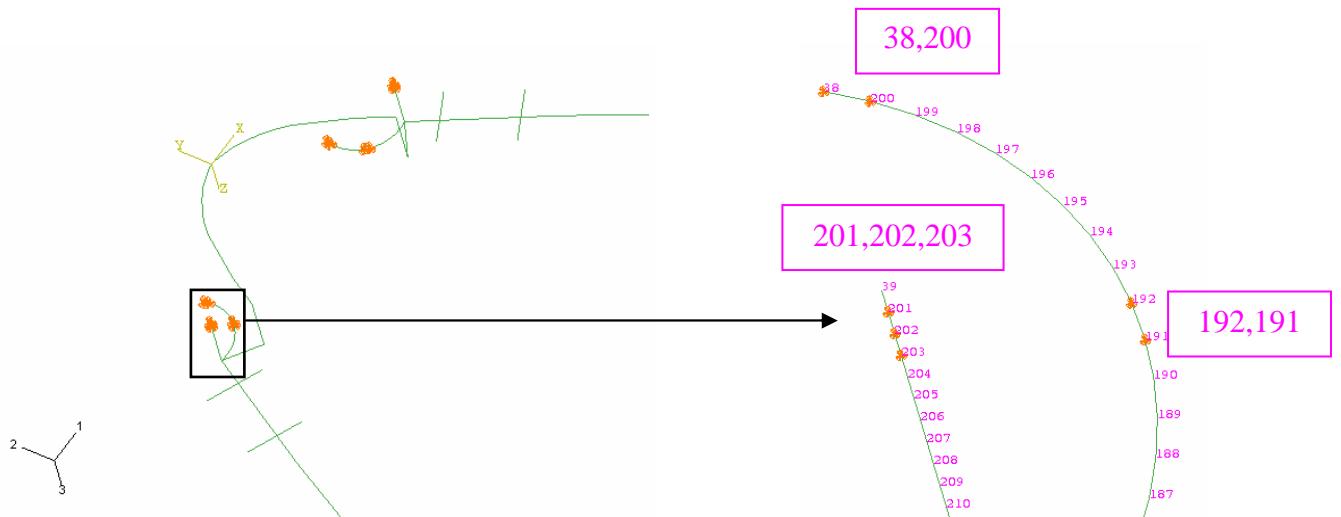


Tabela 3: Reações nos Apoios (Prótese Convencional)

NÓ	RF1	RF2	RF3
8	1.73E-07	-3.47E-08	-2.70E-13
38	-1.73E-07	-3.46E-08	-2.70E-13
48	1602	-2826	1.92E-02
49	159.6	-667.5	1.35E-02
50	-1762	3494	300
104	-7.86E-08	6.04E-08	-9.11E-12
105	-4.14E-08	6.91E-08	-2.24E-13
113	2.24E-09	8.05E-08	1.59E-12
191	7.85E-08	6.03E-08	-9.11E-12
192	4.13E-08	6.90E-08	-2.24E-13
200	-2.24E-09	8.04E-08	1.59E-12
201	-1602	-2827	1.92E-02
202	-159.6	-667	1.35E-02
203	1762	3494	300
MAXIMO	1762	3494	300
NO	203	50	203

Acima encontram-se descritos as reações em todos os pontos de fixação da prótese nos dentes suportes. No caso, os pontos em rosa constituem os pontos de fixação de apenas uma lado da prótese. Os demais representam os apoios do outro lado.

Podemos observar que, neste sistema de prótese, os valores das forças de reação nas direções no plano sagital são elevadas quando comparadas com os valores obtidos na primeira etapa deste trabalho.

Além disso, observamos que a prótese encontra-se basicamente fixa à ao dente suporte posterior, praticamente não ocasionando carregamentos ao dente frontal. No caso, podemos observar que o ponto mais crítico constitui a região destacada abaixo onde observamos os seguintes picos de carregamentos (Nó 203: RF1=1762, RF2=3494, RF3=300N).

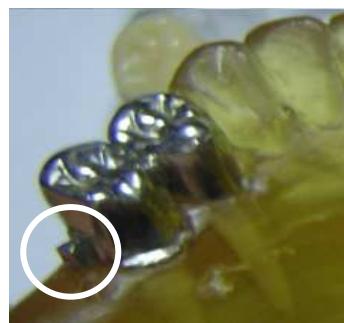


Figura 25: Ponto “Crítico” de Fixação

6.2.2. Prótese com as alterações propostas por Resende

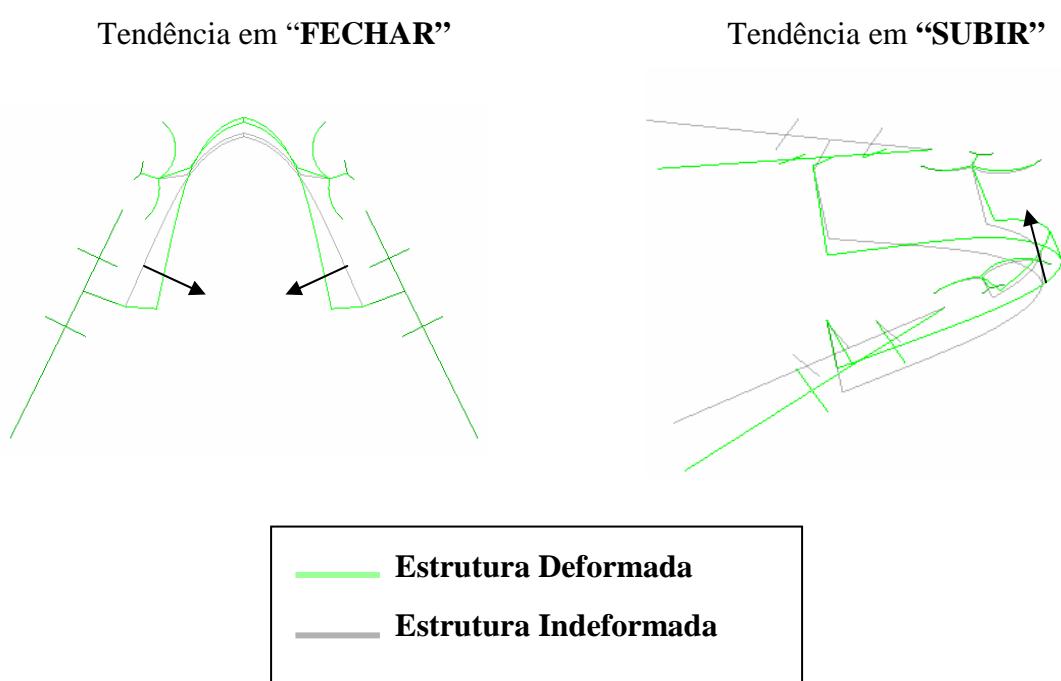


Figura 26: Prótese Alterada – Deformação (Escala aumentada 10e1) – Carga de 150N em cada dente – Molas com constante de 10N/mm (cada) (Verde = Indeformada / Preto = Deformada)

Assim como na prótese convencional, observamos uma deformação onde a prótese tende a fechar e o arco de interligação tende a subir. No entanto, observamos também que os valores de deformação são mais elevados que na prótese convencional.

A partir de valores de deformação em determinados pontos, observamos que a deformação apresenta valores 10e4 maiores neste sistema de prótese.

No entanto, é importante ressaltar que a deformação observada na prótese convencional apresenta valores muito próximos de zero, para o valores de carga (150N/dente) ao qual a prótese é submetida.

Abaixo encontram-se os valores das forças de reação obtida neste sistema de prótese. Para identificação das regiões encontra-se disposta também uma figura com a numeração dos nós aos quais foram aplicados as condições de contorno.

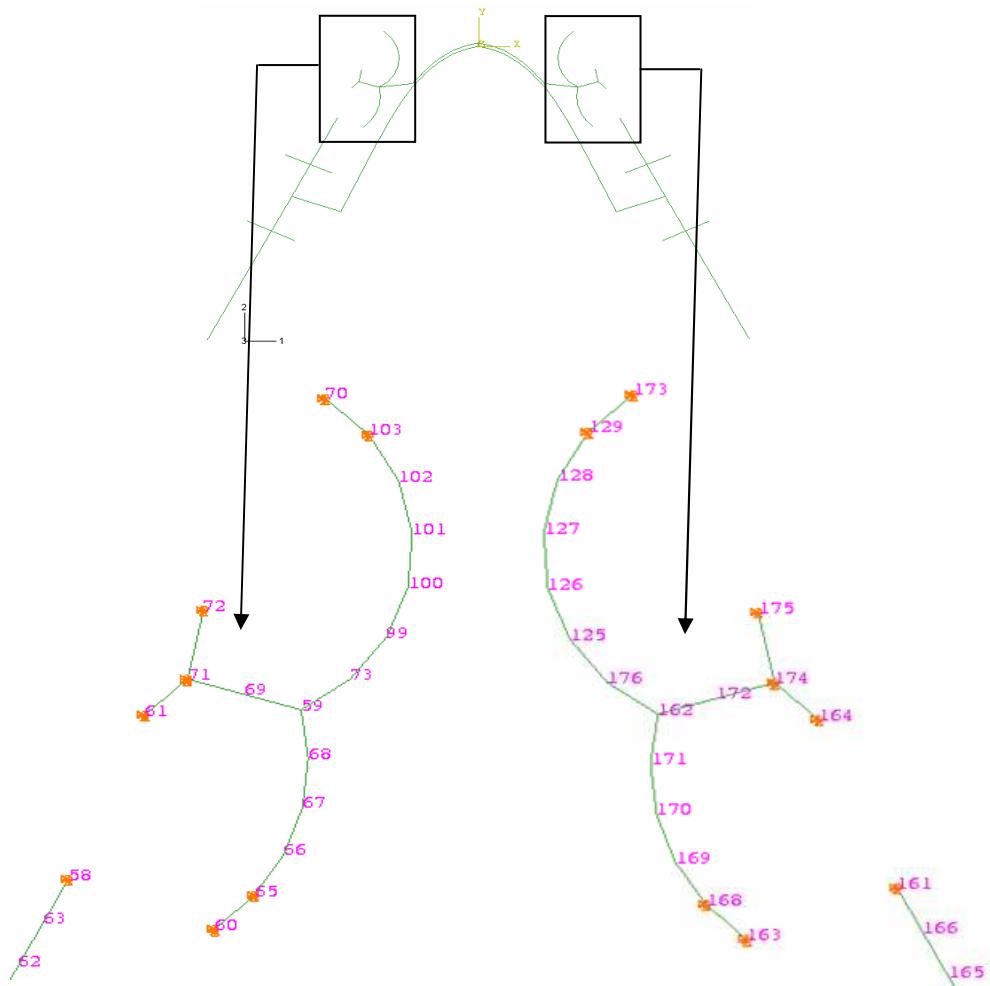


Tabela 4: Reações no apoios (Prótese de Resende)

NÓ	RF1	RF2	RF3
58	0.1913	1.98E-02	109.6
60	-1.42E-02	1.50E-02	-1.43E-03
61	-1.40E-02	1.52E-02	0.108
65	4.69E-03	-2.91E-02	1.24E-02
70	1.40E-02	1.52E-02	2.73E-02
71	4.78E-02	-1.25E-02	-0.1081
72	2.00E-02	-4.19E-03	-4.27E-02
103	-8.20E-03	-1.94E-02	-4.00E-02
129	8.19E-03	-1.94E-02	-4.00E-02
161	-0.1913	1.97E-02	109.3
163	1.42E-02	1.50E-02	-1.38E-03
164	1.40E-02	1.52E-02	0.108
168	-4.69E-03	-2.90E-02	1.23E-02
173	-1.40E-02	1.52E-02	2.73E-02
174	-4.78E-02	-1.25E-02	-0.1083
175	-2.00E-02	-4.18E-03	-4.26E-02
<hr/>			
MAXIMO	0.1913	1.98E-02	109.6
NO	58	58	58

No caso, podemos observar claramente os valores menores de RF1 e de RF2, justificando o processo de osseointegração, visto que as forças de reação estão basicamente orientadas na direção z.

Comparando os valores das reações máximas em cada direção temos a seguinte tabela, onde podemos analisar as diferenças com mais clareza.

Tabela 5: Comparaçāo entre valores da Reações nos Apoios

Máximos		
	Convencional	Resende
RF1	1762	0.1913
RF2	3494	1.98E-02
RF3	300	109.6

7. BIBLIOGRAFIA

1. REZENDE, A. B., Atlas de Prótese – Sistema de Encaixe, Editora Artes Médicas, São Paulo.
2. BRUNETTI, R.R; MONTENEGRO, F.L.B.; MANETTA, C.E. Odontologia geriátrica no Brasil: uma realidade para o novo século, Atual. Ger., v.3, n.15, Mar. 1998.
3. KLIEMANN C.; OLIVEIRA W. Manual de Prótese Parcial Removível, Ed. Santos, São Paulo, 1999.
4. MONTENEGRO, F.L.B., Revisão e análise das técnicas utilizadas na avaliação da reabsorção óssea em casos de próteses parciais removíveis. São Paulo, 1989, 52 pág., Dissertação Mestrado, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
5. PLAZA, C.A.S, Análise comparativa, pelo método dos elementos finitos bidimensional, das tensões geradas nas estruturas de suporte de Prótese Parcial Removível de extremidade livre inferior, em rebordo horizontal e descendente-ascendente, São Paulo, 2004, Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
6. GIL, CARLOS, Prótese Parcial Removível de Extremidade livre, São Paulo, 1988, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
7. BRANEMARK, P. I.; HANSSON, B.O.; ADELE, R.; BREINE, V.; LINDSTROM, J. ; HALLEN, O.; OHMAN, A., Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous – jaw experience from a 10 year period, Scand. S. plast. seconstru. Surg (suppl – 16).
8. BASKER R.M.; HARRISON, A.; RALPH J.P. Sobredentaduras (overdentures) na prática geral, Ed. Santos, São Paulo, 1991.
9. <<http://www.hospitalgeral.com.br/1%5Fcom/saude%5Fbucal/>>, Site sobre saúde bucal, Acesso em 16 de junho de 2006

10. <<http://www.apcd.org.br>>, Site sobre saúde bucal, Acesso em 20 de junho de 2006.
11. <<http://www.odontologia.com.br/artigos.asp?id=426&idesp=37&ler=s>>, Site com artigos e informações da área da odontologia , Acesso em 20 de junho de 2006