

UNESP
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

Guaratinguetá
2009

LUÍS HENRIQUE CHIMENDES

ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES GERADAS POR IMPLANTES
ODONTOLÓGICOS COM DIFERENTES PERFIS DE ROSCA.

Dissertação apresentada à Faculdade
de Engenharia do Campus de
Guaratinguetá, Universidade Estadual
Paulista, para a obtenção do título de
Mestre em Engenharia Mecânica na área
de Projetos e Materiais.

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani
Brandão

Guaratinguetá
2009

C538e	Chimendes, Luis Henrique Estudo da distribuição das tensões geradas por implantes odontológicos com diferentes perfis de rosca / Luis Henrique Chimendes . – Guaratinguetá : [s.n.], 2009 78 f. : il. Bibliografia: f. 72-78 Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2009 Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão 1. Implantes dentários 2. Métodos dos elementos finitos I. Título CDU 616-089.843
-------	--

UNESP  UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

**“ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES GERADAS POR IMPLANTES
ODONTOLÓGICOS COM DIFERENTES PERFIS DE ROSCA.”**

LUÍS HENRIQUE CHIMENDES

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA”

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS E MATERIAIS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Dr Marcelo dos Santos Pereira

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

Prof. Dr. José Elias Tomazini

Prof. Dr. José Roberto Rodrigues

Fevereiro de 2009

DADOS CURRICULARES

LUÍS HENRIQUE CHIMENDES

NASCIMENTO	20.08.1970 – BRASÍLIA / DF
FILIAÇÃO	Wanderley das Virgens Chimendes Rita de Cássia Chimendes
1992/1995	Curso de Graduação Odontologia – Unesp Araçatuba
2007/2009	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista.

DEDICATÓRIA

A DEUS, pela oportunidade de ter embarcado no trem da vida, e no dia que minha estação chegar, que eu possa ter colaborado para que a viagem de todos tenha sido a melhor possível.

À Vanessa, minha esposa, pela sua paciência, compreensão e companheirismo nesta viagem, e que nosso amor torne-se cada vez mais forte e eterno.

À benção que DEUS me enviou, um coração que neste momento já bate fora de meu corpo, que DEUS o ilumine por toda sua vida.

À minha mãe Rita, que nunca mediu esforços para que eu e minha irmã Maria Angélica alcançássemos nossos objetivos. Meu agradecimento é eterno e que DEUS esteja sempre ao seu lado.

Ao Professor José Geraldo Trani Brandão que, como orientador, sempre esteve pronto para oferecer seu dinamismo e intelectualidade para que eu pudesse desenvolver da melhor forma possível esta dissertação. A maior virtude que me oferta é sua amizade.

AGRADECIMENTOS

Aos Professores do Departamento de Engenharia Mecânica da FEG-UNESP, Campus de Guaratinguetá, que desempenharam papel fundamental na formação deste Mestrado.

Ao Prof. Dr. José Elias Tomazini, pelo incentivo e suporte oferecidos, com sua brilhante competência.

Aos funcionários do Departamento de Engenharia Mecânica da FEG-UNESP, Campus de Guaratinguetá, que sempre ofereceram sua amizade e carinho para que eu pudesse me sentir em casa.

Aos funcionários do Departamento de Pós-Graduação da FEG-UNESP, do Campus de Guaratinguetá, ao carinho e prontidão para resolução dos problemas que apareceram no decorrer destes anos.

Ao Felipe Antônio Carreirinha Mendes, aluno da graduação em Engenharia Mecânica do Campus de Guaratinguetá, pela atenção e valiosa colaboração, pois, sem esta, dificilmente esta dissertação atingiria seus objetivos.

"A coisa mais indispensável a um homem é reconhecer o uso que deve fazer do seu próprio conhecimento."

Platão

CHIMENDES, L. H. **Estudo da distribuição das tensões geradas por implantes odontológicos com diferentes perfis de rosca**. 2008. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2008.

RESUMO

Muitas das características do implante estão relacionadas com sua longevidade, e uma dessas é o perfil de rosca empregado no projeto de sua criação. Assim, este estudo teve como objetivo analisar a distribuição da tensão gerada por implantes com diferentes perfis de rosca, através do método dos elementos finitos, num modelo bidimensional. Foram realizados oito modelos matemáticos de implantes mantendo-se as mesmas dimensões e modelo do conjunto implante e tecido ósseo, houve alteração somente no desenho do perfil de rosca empregado. Através do programa Ansys, simulou-se um carregamento axial de 100 N para todos os modelos, e os resultados das tensões obtidos foram analisados à luz do critério de Von Mises. Desse modo, observaram-se, modificando o desenho da rosca, variações de tensão no implante de até 30%, no osso compacto de até 40%, e no osso esponjoso de até 70%. Levando-se em conta o que foi observado, percebe-se a grande importância no planejamento do desenho das roscas do implante. Dentre os perfis de rosca analisados, dois modelos propostos na inovação obtiveram melhores resultados na distribuição de tensão no tecido ósseo.

PALAVRAS-CHAVE: Tensão; Implante; Perfil de Rosca; Método dos Elementos Finitos.

CHIMENDES, L. H. **Study of distribution of tension generated by implants with different profiles threaded.** 2008. 77f. Dissertation (Master in Mechanical Engineering) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2008.

ABSTRACT

Many features of the implant are related to their longevity, and one of them is the profile of screw employed in the project of creation. Thus the present study aimed to analyze the distribution of stress generated by implants with different profiles threaded, through the finite element method in a two-dimensional model. Were up eight models of implants and has been the same size and model of the whole implant and bone tissue, there was only change in the design of screw profile employee. Through the program ANSYS, is a simulated axial loading of 100 N for all models, and the results of the tensions were analyzed in light of the criterion of Von Mises. Thus, there were, modifying the design of screw, variations of tension in the implantation of up to 30% in the compact bone of up to 40% and the spongy bone of up to 70%. Taking into account what has been observed, it is very important in planning the design of the threads of the implant. Among the scenarios analyzed threads, two proposed models in innovation obtained better results in the distribution of stress in bone tissue.

KEYWORDS: Stress; Implant; profile Thread; Finite Element Method.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1-	Fragmento de mandíbula da cultura Maia encontrada na “Playa de los Muertos” Ceschin, J.R.(1984)	23
FIGURA 2-	Imagem da presença e ausência de ligamento periodontal	26
FIGURA 3-	Corte de osso seco, evidenciando o osso compacto e esponjoso.	28
FIGURA 4-	Força de cisalhamento em implante com perfil liso	34
FIGURA 5-	Força de compressão e cisalhamento em implante com perfil contendo rosca	35
FIGURA 6-	Formatos de roscas convencionais	35
FIGURA 7-	Corpo básico do implante em estudo	36
FIGURA 8-	Medidas do passo e filetes das roscas	37
FIGURA 9-	Perfil de rosca Dente de Serra	38
FIGURA 10-	Perfil de rosca Quadrada	39
FIGURA 11-	Perfil de rosca Métrica (Normal)	40
FIGURA 12-	Perfil de rosca CR 01	41
FIGURA 13-	Perfil de rosca CR 02	42
FIGURA 14-	Perfil de rosca CR 03	43
FIGURA 15-	Perfil de rosca CR 04	44
FIGURA 16-	Perfil de rosca CR 05	45
FIGURA 17-	Imagem adaptada Madeira (2004), vista de secção transversal de mandíbula na região molar	46
FIGURA 18-	Corte longitudinal de hemiarcada de mandíbula com implante instalado	47
FIGURA 19-	Distribuição e tamanho das malhas	48
FIGURA 20-	Elemento sólido bidimensional <i>plane 2</i>	48
FIGURA 21-	Orientações das cargas a serem aplicadas no conjunto implante-osso	49
FIGURA 22-	Forma de restrição apresentada a todos os modelos	49
FIGURA 23-	Representação gráfica das tensões Von Mises no implante CR01	52
FIGURA 24-	Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante CR01	52
FIGURA 25-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante CR01	53
FIGURA 26-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo - esponjoso adjacente ao implante CR01	53
FIGURA 27-	Representação gráfica das tensões Von Mises no implante CR02	54
FIGURA 28-	Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no	54

	implante CR02	
FIGURA 29-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante CR02	55
FIGURA 30-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante CR02	55
FIGURA 31-	Representação gráfica das tensões Von Mises no implante CR03	56
FIGURA 32-	Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante CR03	56
FIGURA 33-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante CR03	57
FIGURA 34-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante CR03	57
FIGURA 35-	Representação gráfica das tensões Von Mises no implante CR04	58
FIGURA 36-	Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante CR04	58
FIGURA 37-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante CR04	59
FIGURA 38-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante CR04	59
FIGURA 39-	Representação gráfica das tensões Von Mises no implante CR05	60
FIGURA 40-	Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante CR05	60
FIGURA 41-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante CR05	61
FIGURA 42-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante CR05	61
FIGURA 43-	Representação gráfica das tensões Von Mises no implante rosca métrica	62
FIGURA 44-	Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante rosca métrica	62
FIGURA 45-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante rosca métrica	63
FIGURA 46-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante rosca métrica	63
FIGURA 47-	Representação gráfica das tensões Von Mises no implante rosca quadrada	64
FIGURA 48-	Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante rosca quadrada	64
FIGURA 49-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante rosca quadrada	65
FIGURA 50-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante rosca quadrada	65
FIGURA 51-	Representação gráfica das tensões Von Mises no implante rosca dente de serra	66
FIGURA 52-	Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante rosca dente de serra	66
FIGURA 53-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante rosca dente de serra	67

FIGURA 54-	Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante rosca dente de serra	67
FIGURA 55-	Gráfico comparativo de tensões no implante	68
FIGURA 56-	Gráfico comparativo de tensões no tecido ósseo compacto	69
FIGURA 57-	Gráfico comparativo de tensões no tecido ósseo esponjoso	69
FIGURA 58-	Ensaio de flexão de osso da tíbia bovina	70

TABELAS

TABELA 1 -	Comparativo em publicação com diferentes metodologias.	32
TABELA 2 -	Propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo Hungaro (2002)	50
TABELA 3 -	Resultado da simulação das tensões máximas de Von Mises nos implantes e tecidos adjacentes	51
TABELA 4 -	Comparativo em % com resultados de tensão apresentados por Hassler (1980).	71

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

APCD	- Associação Paulista de Cirurgião Dentista
ITI	- International Team for Oral Implantology
MEF	- Método dos Elementos Finitos
SMN	- Tensão Mínima de Von Mises
SMX	- Tensão Máxima de Von Mises

LISTA DE SÍMBOLOS

a	Aceleração	[m/s ²]
E	Módulo de elasticidade	
GPa	Gigapascal	[N/m ²]
μ	Coeficiente de Poisson	[i]
p	Passo da rosca	[m]

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

CAPÍTULO 1 INTRODUÇÃO	18
1.1 Considerações Gerais.	18
1.2 Objetivo.	19
1.3 Motivação	20
1.4 Aplicação	21
1.5 Descrição do trabalho.	22
CAPÍTULO 2 REVISÃO DA LITERATURA	23
2.1 Evolução dos implantes odontológicos endósseos.	23
2.2 Biomecânica na implantodontia.	25
2.3 Remodelação óssea.	27
2.4 Estabilidade inicial.	29
CAPÍTULO 3 METODOLOGIA	31
3.1 Método dos Elementos Finitos.	31
3.2 Geometria das estruturas.	33
3.2.1 Implantes com e sem roscas.	33
3.2.2 Inovação na geometria dos perfis de roscas.	36
3.2.3 Seção mandibular escolhida para instalação dos implantes.	46
3.3 Modelamento e carregamento do conjunto implante – osso.	47
3.4 Propriedades mecânicas.	50
3.5 Região escolhida para análise.	50
CAPÍTULO 4 RESULTADOS	51
CAPÍTULO 5 DISCUSSÃO	68
CAPÍTULO 6 CONCLUSÃO	72
CAPÍTULO 7 REFERÊNCIAS	73

Capítulo 1. Introdução

1.1 Considerações Gerais

Hoje, a busca pela excelência no tratamento odontológico tem se intensificado e uma das áreas em destaque no desenvolvimento científico e tecnológico é a implantodontia.

A implantodontia consiste em repor os dentes que foram perdidos ao longo da vida. Esta reposição se faz por dentes artificiais instalados sobre um implante endósseo, que é um material aloplástico. Atualmente, o principal material utilizado é o titânio comercialmente puro Ti(cp), na forma de um parafuso cilíndrico ou cônico, o qual é instalado através de uma cirurgia em um rebordo ósseo.

Para que haja o processo de ósseointegração correto, deve-se aguardar um período de 3 a 6 meses, que consiste num contado direto entre o osso e o implante, numa observação com microscópio óptico, definição feita pela primeira vez por Bränemark na década de 60.

Desde que Greenfield apresentou, em 1909, um implante cilíndrico que necessitou de algumas semanas para que pudesse ser ativado obtendo um sucesso moderado por Misch et al.(2006), a corrida pela eficiência dos implantes tem sido buscada por muitos pesquisadores, tendo como objetivos principais a osseointegração e o tempo mínimo para instalação das próteses.

O perfil de rosca de um parafuso ou implante está diretamente ligado à forma e qualidade de dissipação das tensões quando é carregado com uma determinada força.

Bastos et al (2003), afirmam que o desempenho do implante ósseo depende da sua topografia e, para Nagem et al (2007), a perda da regeneração óssea pode ser causada pelo formato do implante instalado em regiões inconciliáveis com o implante proposto.

Para Hassler (1980), as tensões geradas no tecido ósseo podem ser nocivas ou não, pois, segundo o autor, a destruição celular ocorre quando as tensões excedem 69MPa, enquanto uma tensão de 24,8MPa produzirá um aumento no crescimento ósseo.

Assim, observa-se uma lacuna que mostra a necessidade da busca de um perfil de rosca para implante que possa distribuir a força produzida durante a mastigação.

A sobrecarga é um dos fatores fundamentais para o insucesso das reabilitações sobre implante, conforme afirma Adell et al (1981), portanto, essa distribuição deve ser feita na maior área possível e da melhor forma.

Este estudo baseou-se na inovação de perfis de roscas, que pudesse distribuir de uma melhor forma as cargas do processo da mastigação, assim foram propostos oito diferentes desenhos para as roscas dos implantes, e estes analisados pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) quando submetidos a uma carga axial.

O MEF é uma técnica numérica para análise de estruturas e usada diariamente nas engenharias, ultimamente tem sido muito indicada para estudo no ser humano, ele consiste na construção de um modelo matemático através de um processo computacional onde, uma determinada estrutura é projetada mantendo-se suas propriedades originais, desta forma obtém-se resultados muito próximos da realidade.

1.2 Objetivo

Analisar e comparar, através do método dos elementos finitos, a distribuição das tensões desenvolvidas pelos implantes com diferentes perfis de rosca quando submetidos à carga axial.

Escolher um perfil de rosca que distribua da melhor forma possível as tensões as quais o tecido ósseo é submetido, a fim de que se obtenha uma maior longevidade do implante.

1.3 Motivação

A grande motivação para execução deste estudo é a busca pelo implante ideal; muitos estudos têm sido relacionados com a forma do implante, o tipo de material, o tipo de preparação de superfície, no entanto, pouco se falou em relação ao perfil da rosca do implante e sua dissipação de tensão no tecido ósseo.

Desde os primeiros trabalhos publicados por Branemark et al (1969), sobre o fenômeno chamado osseointegração, sabe-se que o conjunto tecido ósseo e implante não deve ser sobrecarregado, pois podem ocorrer destruição e fraturas dos mesmos.

Assim, nas últimas décadas, a implantodontia buscou a excelência nos tratamentos e um menor tempo possível para a instalação das próteses; para isto, os pesquisadores estudaram os fatores relacionados ao conjunto implante odontológico e tecido ósseo, e um destes é a dissipação das tensões transmitidas pelos implantes ao tecido adjacente durante o processo de mastigação (Steigenga et al., 2003; Petrie, Willians, 2005).

Os implantes atuais mostram-se muito avançados, no entanto muito dos fatores que envolvem a criação de um implante pode ser melhorado e uma destas melhorias está relacionada à forma ou perfil da rosca.

Atualmente, os implantes estão sendo utilizados para carga imediata, isto é, o implante é ativado imediatamente à sua instalação no tecido ósseo, porém, orienta-se que a prótese fique fora do processo de mastigação, ou seja, não participe do momento de máxima intercuspidação e nos movimentos de protrusão e lateralidade, pois o excesso de carga poderá levar à falhas no processo de osseointegração.

Desta forma, tem-se buscado aspectos relacionados à biomecânica da distribuição das tensões no complexo implante-osso, para que seja possível amenizar as falhas encontradas e com isso apresentar uma maior resistência às cargas de mastigação (Moraes et al. 2001).

1.4 Aplicação

A aplicabilidade deste estudo está relacionado com o dia-a-dia do cirurgião dentista, visando uma longevidade dos tratamentos com implantes, pois, quando se tem uma boa distribuição das cargas, no processo de mastigação, as estruturas biológicas ficam preservadas por um maior período evitando-se perda precoce dos implantes.

Assim, os perfis de rosca aqui apresentados, têm com objetivo uma melhor distribuição das tensões, fazendo com que os atuais ou futuros sistemas de implantes sejam projetados de uma forma mais criteriosa.

1.5 Descrição do trabalho

O presente trabalho está dividido em seis capítulos, sendo que o capítulo 1 aborda a problemática de pesquisa, o estado da arte, o objetivo e a estrutura desenvolvida para esta dissertação.

O capítulo 2 apresenta uma revisão bibliográfica subdividida em seis tópicos:

- Evolução dos implantes odontológicos;
- Biomecânica na implantodontia;
- Remodelação óssea na interface do implante;
- Estabilidade inicial;

O capítulo 3 descreve a metodologia aplicada para análise qualitativa das tensões distribuídas pelos perfis de roscas dos implantes no tecido ósseo durante um carregamento simulando o processo de mastigação.

O capítulo 4 aduz os resultados obtidos durante a análise.

O capítulo 5 expõe a discussão dos resultados.

O capítulo 6 apresenta as conclusões do trabalho e as proposições para futuras pesquisas.

Finalmente, são apresentadas as referências.

Capítulo 2. Revisão da Literatura.

Devido à abrangência de assuntos relacionados a este estudo, optou-se por dividir a revisão bibliográfica nos seguintes tópicos: evolução dos implantes odontológicos, biomecânica na implantodontia, remodelação óssea na interface do implante e estabilidade inicial.

2.1 Evolução dos implantes odontológicos endósseos

A grande necessidade e o desejo da reposição dos dentes perdidos por uma forma de implante têm ocupado o conhecimento do homem por muitos séculos.

Uma mandíbula hondurenha, Figura 1, encontrada pelo Dr. Wilson Popenoe e sua esposa em Honduras em 1931, apresenta três fragmentos de concha no lugar natural dos incisivos inferiores. Data aproximadamente do ano 600 d.C. e é o primeiro exemplo de implante endosteal realizado, presumivelmente com êxito, numa pessoa viva.



Figura 1 – Fragmento de mandíbula da cultura Maia encontrada na Playa de los Muertos. Ceschin, J.R.(1984) .

Este achado encontra-se no Museu Peabody de Arqueologia e Etnologia de Harvard, Cambridge, Massachusetts, e geralmente é citado na literatura. Supõe-se que as conchas estavam neste lugar por um tempo considerável, pois possuíam a mesma quantidade de cálculo que os dentes vizinhos naturais (Ceschin 1984).

No século passado, os implantes endósseos foram oferecidos com desenhos imagináveis. Contudo, constituíram exceções os que foram apoiados por alguma forma de pesquisa e desenvolvimento básicos (Schroeder et al 1994).

Especificamente na década de 60, o pesquisador sueco Branemark deu novos rumos às ciências médicas com a descoberta da ósseointegração do implante dentário. Estudando as células ósseas, Branemark observou a aderência total entre um cilindro de titânio e o osso vital. E no ano de 1969 comprovou que, se esse novo método fosse realizado sob determinados padrões, poderia ter sucesso na reposição das perdas dentárias; surgia assim a ósseointegração, fenômeno denominado por Branemark et al. (1969) sendo, portanto, um novo sistema de ancoragem para próteses, o qual liga uma estrutura de titânio ao osso.

A partir deste momento iniciou-se a corrida pela excelência em implantodontia, buscando a melhor e maior biocompatibilidade versus menor tempo de tratamento, pois quando o fenômeno da ósseointegração foi descoberto por Branemark, tinha-se o tratamento num período entre 4 e 6 meses para a cicatrização após a cirurgia, e somente passado este tempo, poderia-se instalar a prótese sobre o implante (Branemark, 1985).

Assim, desde aqueles dias até a presente data, tendo o implante osseointegrado sido consolidado para o uso clínico, busca-se a melhor forma e topografia para o implante, a fim de diminuir ou até eliminar o período de cicatrização óssea sem carga funcional, conforme recomenda o protocolo estabelecido pelo grupo de Gotemburgo-Suécia (Adell et al. 1981).

Após uma ampla revisão de literatura por Sykaras et al(2000), na qual os temas principais foram materiais, forma e superfície de implantes, obteve-se uma conclusão diretamente orientadora à implantodontia, na qual deve-se dar importância à associação do máximo de características favoráveis à ósseointegração na idealização de um sistema de implante, tudo sempre associado a uma indicação clínica correta.

Portanto, o desejo de se obter uma simples técnica cirúrgica, a utilização de implantes em regiões com deficiência em osso, a instalação imediata de próteses, a

melhor distribuição de tensões e a melhora em estabilidade inicial foram os principais fatores para alavancar a evolução dos implantes até os dias de hoje.

2.2 Biomecânica na implantodontia.

Existem várias definições de Biomecânica, para Palácios Moreno (2002), a biomecânica é um braço da bioengenharia que se dedica ao estudo do comportamento dos tecidos biológicos na aplicação de carga.

Numa análise morfológica da palavra biomecânica, pode-se decompor o termo em duas partes. No prefixo “bio”, de biológico, ou seja, relativo aos seres vivos e, mecânica. Logo, a partir da análise morfológica da palavra, a Biomecânica será a aplicação dos princípios da Mecânica aos seres vivos. (Ferreira, 1986)

Segundo Hay (1978), a Biomecânica é a ciência que estuda as forças internas e externas que atuam no corpo humano e os efeitos produzidos por essas forças; e ainda, observa-se a existência de dois campos de estudo distintos na biomecânica: o estudo das forças internas e das forças externas e as suas repercussões.

Assim, pode-se distinguir a existência da biomecânica interna e, da biomecânica externa. (Hay, 1978; Amadio, 1989). Por sua vez Hall(1991) é quem caracteriza a biomecânica como sendo o estudo da estrutura e da função dos sistemas biológicos, utilizando os métodos da mecânica.

Segundo Bidez, Misch (1992), a biomecânica do implante difere do dente natural, pois este possui ligamento periodontal que funciona como sistema de amortecimento no processo de mastigação, enquanto o implante mostra-se intimamente ligado ao tecido ósseo e acaba transmitindo maior carga ao tecido adjacente conforme mostra a Figura 2.

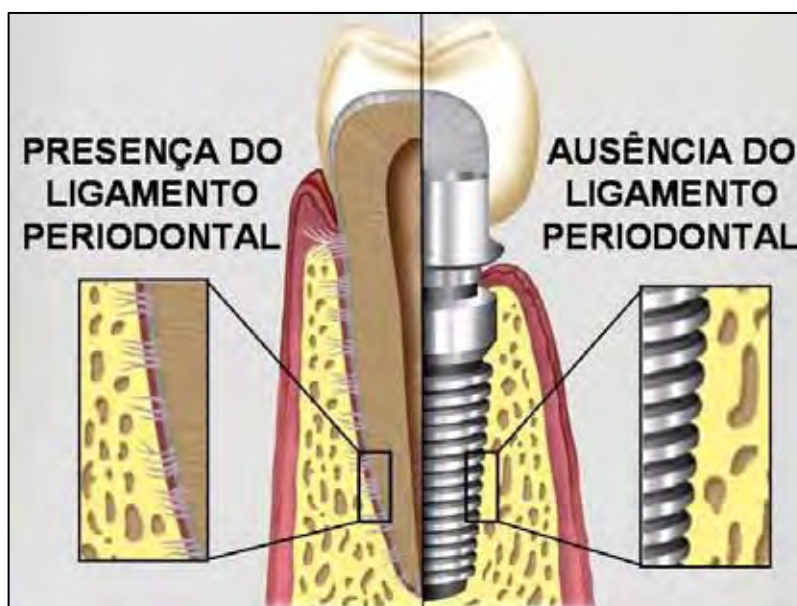


Figura 2 – Imagem de presença e ausência de ligamento periodontal.

Sabe-se que a biomecânica dos implantes tem uma relação muito íntima com a durabilidade e longevidade do tratamento em implantodontia, pois é comprovado por muitos autores que parte da força de mastigação é transferida para o implante, que por sua vez a transmite aos tecidos vizinhos.(Misch 1995)

Na implantodontia, a biomecânica é muito aplicada na análise de tensões na interface osso-implante, como salienta Brunski (1988), afirmando que a biomecânica é a aplicação da engenharia mecânica (estática, dinâmica, resistência de materiais e também análise de tensões) para a solução de problemas biológicos, pois a distribuição das forças no implante está ligada a fatores como desenho e biomateriais dos implantes, assim como os aspectos relacionados à interface osso-implante.

Misch (1995) também evidencia que na biomecânica utilizam-se os critérios e métodos da engenharia mecânica aplicada para estudar as interações entre estrutura e função das matérias vivas, e assim têm-se obtido importantes avanços na implantodontia e no planejamento de próteses.

2.3 Remodelação óssea sob tensão na interface do implante.

Com relação à remodelação óssea:

Wolff, em 1892, foi quem primeiro propôs o conceito “a forma segue a função”, no que se refere ao tecido ósseo. Segundo a lei descrita por Wolff, as características geométricas dos ossos e a distribuição de seus componentes são influenciadas pela magnitude e direção dos *stress* funcionais. Mais de um século depois, os parâmetros e influências endógenas e exógenas aos quais o processo de remodelamento responde, ainda não estão detalhadamente descritos. De qualquer forma, a lei de Wolff se exterioriza pelas ações dos osteoclastos e osteoblastos, que estão continuamente remodelando a matriz óssea.(Turner 1998 p 399).

O osso possui pequenos espaços entre seus componentes, não sendo, portanto, completamente maciço. Alguns desses espaços servem como canais para vasos sanguíneos, enquanto outros são preenchidos por medula óssea. Dependendo do tamanho e da distribuição dos espaços, as regiões de um osso podem ser classificadas como osso compacto, também conhecido como cortical, ou osso esponjoso, também conhecido como trabecular, Figura 3 (Weiner, Wagner 1998).

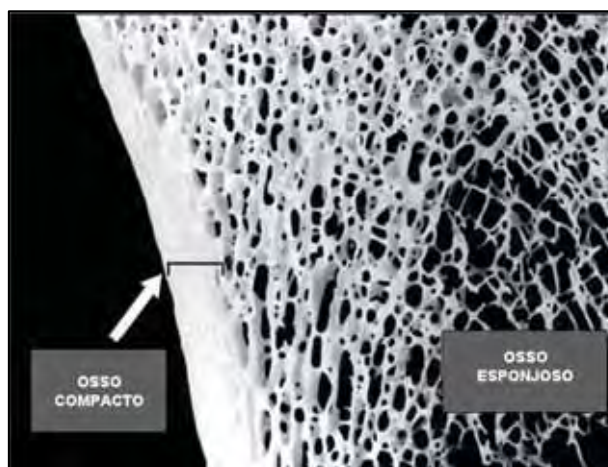


Figura 3 - Corte de osso seco, evidenciando o osso compacto e esponjoso.

Pugh et al. (1973) afirmam que existe remodelação óssea conforme a carga que recebe podendo levar a uma remodelação construtiva ou destrutiva.

Para Doblaré; Garcia (2002), a remodelação do tecido ósseo envolve uma constante transformação influenciada por fatores diferentes como hormônios ou solicitação mecânica. Cargas prematuras podem causar reabsorção, assim como sobrecarga repetida, como no trauma oclusal, seja ele primário ou secundário. (Adell et al., 1981,1986).

A princípio, acredita-se que a reabsorção ao redor do implante é devido à mesma causa de uma reabsorção ao redor de um dente sadio quando submetido a trauma oclusal. Estas reabsorções também são observadas nos tratamentos ortodônticos, quando o dente sofre uma força para ser deslocado. (Hobo, 1997).

Quando um implante sofre uma concentração de carga excessivamente considerável, ocorre uma reabsorção sensível de tecido ósseo e não ocorre a aposição, quando eliminada a causa. (Branemark et al., 1984; Thomaz, 1985).

Um fator importante é a direção que o osso vai receber a força, pois sua resistência à tração e compressão pode diminuir muito em relação à orientação destas forças. Portanto, deve-se levar em consideração a direção das forças que se transmitem do implante ao osso, pois o comportamento do osso depende, entre outros fatores, da angulação da incidência destas forças. (Oliveira, 1997).

De acordo com Schroeder et al (1994), o desenho do implante deve assegurar que as forças laterais e axiais sejam transmitidas o mais uniformemente possível do implante para o osso circundante, quando esse estiver totalmente consolidado e incorporado ao osso. As pressões tensivas, compressivas e de cisalhamento máximas devem ficar dentro de uma certa variação, isto é, as pressões de deformação produzidas pelo implante totalmente incorporado no osso circundante não devem exceder um certo nível, para evitar a reabsorção óssea e o afrouxamento do implante.

2.4 Estabilidade inicial.

Com relação à movimentação do implante na fase de cicatrização pode-se afirmar que:

O excesso de micromovimentação durante a fase de cicatrização parece interferir diretamente com a reparação óssea. Um nível tolerável de micromovimentação, que varia entre 50µm a 150µm parece não interferir nos resultados do metabolismo ósseo favorecendo uma neoformação óssea seguida de corticalização deste tecido que se diferencia de forma saudável ao redor das superfícies de implantes (Lenharo,A; Cosso, F.; 2004 p 130)

O fator micromovimentação tem sido muito estudado e discutido pelos pesquisadores e estes afirmam que o excesso de movimentação causa danos na interface implante-tecido ósseo, levando assim a uma osseointegração deficiente e até perda do implante. (Brunski, 1992).

Numa análise do grau de movimentação, distribuição de carga e estresse cervical comparado ao desenho do implante logo após sua instalação, Pierrisnard et al (2002) observaram uma melhor estabilidade inicial nos implantes com travamento. Contudo, a melhor distribuição de carga se deu nos implantes com expansão apical.

Para Brunski et al. (1979) a osseointegração do implante está intimamente ligada com a estabilidade no momento de sua inserção.

O conceito de estabilidade inicial tem sido buscado como um dos principais objetivos da implantodontia, pois, sem ela podemos comprometer o processo de osseointegração. Schnitman et al.(1990). Friberg et al. (1991) apresentou uma taxa de 32% de insucesso para implantes que apresentaram deficiência na estabilidade inicial.

Misch et al (1999) observaram que os implantes que possuíam roscas apresentavam maior estabilidade primária devido à presença de roscas que ofereciam uma maior área de contato com tecido ósseo.

A estabilidade inicial acontece com o osseocompressão, a qual funcionalmente controlada refere-se à compressão das paredes da loja cirúrgica após a instalação do implante. Funcionalmente, sempre haverá uma força aplicada agindo no implante através das propriedades viscoelásticas da estrutura do tecido ósseo. Pelo evento biomecânico no tecido ósseo, este é estimulado dentro dos limites fisiológicos pelo desenho do implante, estímulo que é desenvolvido pelas linhas de força compressivas que o implante aplica através de sua superfície, a fim de sustentar-se em equilíbrio. (Anderson et al. 2006).

Os desenhos dos implantes têm a finalidade de melhorar o equilíbrio de forças onde o tecido ósseo não favorece uma boa estabilidade inicial (Valen , Locante, 2000).

Capítulo 3. Metodologia.

A metodologia deste estudo foi dividida em cinco tópicos: Método dos Elementos Finitos; geometria das estruturas; modelamento e carregamento do conjunto implante-osso; propriedades mecânicas e região escolhida para análise.

3.1 Método dos Elementos Finitos.

A origem do Método dos Elementos Finitos (MEF) deu-se no fim do século XVIII, quando Gauss propôs a utilização de funções de aproximação para solução de problemas matemáticos (Oliveira, 2000).

Richard Von Mises (1883-1953), especialista em matemática aplicada, desenvolveu um critério para a interpretação dos dados numa análise em elementos finitos. O método estuda a energia de distorção de materiais, isto é, da energia relacionada com a deformação do material quando submetido a uma determinada carga. (Laganá, 1996; Sendyk, 1998).

O MEF é um processo de análise matemática muito utilizado na engenharia para cálculo de estruturas aeronáutica, automobilística, construção civil, e nas últimas décadas tem sido muito utilizado para estudo do corpo humano (Selna et al. 1975).

Palacios (1998), Middleton (1990) e Oliveira (2000) também observaram sua aplicabilidade na odontologia, com experimentos relacionados às diversas especialidades.

Outros métodos como: modelo fotoelástico, laser holográfico; modelo matemático analíticos e análises experimentais em humanos foram aplicadas na análise de tensões em odontologia, porém apresentaram inconvenientes como: aumento de custo, limitação e dificuldade na obtenção de resultados, propriedades muito diferentes dos tecidos vivos, tornando-se incompatíveis com a realidade, e por fim, grandes diferenças apresentadas entre os seres vivos. (Caputo et al., 1974; Burstone, Prypuyniewicz, 1980; Rubin et al. 1983; Steyn et al. 1978; Resende, 2000).

Após pesquisa na Biblioteca Virtual em Saúde (BVS) utilizando-se as seguintes palavras-chave: *Photoelastic Analysis, Finite Element Method*, obtiveram-se os seguintes resultados, conforme mostra a Tabela 1, em números de pesquisas utilizando os dois sistemas de análise.

Tabela 1 - Comparativo em publicação com diferentes metodologias

	<i>ANÁLISE M.E.F.</i>	<i>ANÁLISE FOTOELÁSTICA</i>
LILACS	26	15
MEDLINE	2434	90
COCHRANE	30	1
SCIELO	86	3
BBO	18	13
TOTAL	2594	122

-LILACS - Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde

-MEDLINE - Literatura Internacional em Ciências da Saúde

-Biblioteca COCHRANE Biblioteca Baseada em Evidências

-SciELO - *Scientific Electronic Library Online*

-BBO - Bibliografia Brasileira de Odontologia

Segundo Raquel et al. (2006), através do MEF, inúmeros trabalhos com diferentes aplicações e objetivos podem ser conduzidos e, quando bem gerenciados, podem proporcionar diversas vantagens em relação a outros métodos, pela facilidade de obtenção e interpretação dos resultados e, ainda, para se obter resultados corretos e válidos com esta metodologia, deve haver uma interação entre profissionais da engenharia e da odontologia.

Assim, para analisar e comparar a distribuição das tensões desenvolvidas pelos implantes, embasada na revisão da literatura, optou-se pelo Método dos Elementos Finitos que é uma análise matemática que consiste na discretização de um corpo contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do corpo principal. Sendo o MEF um método matemático, usado com auxílio computacional, os resultados apresentados estão próximos à realidade, logo pode-se ter uma grande confiabilidade no seu uso, mesmo na odontologia, evitando-se outros métodos aproximados que trazem certas dúvidas nos resultados e, por consequência, o sacrifício de animais para comprovação de testes puramente mecânicos.

Portanto, para a execução da análise, utilizou-se o programa de elementos finitos Ansys (Ansys 7.0, Swanson Analysis System, Houston, Pa, USA).

3.2 Geometria das Estruturas

3.2.1 Implantes com e sem roscas.

Tendo o implante odontológico a função de transferir a carga mastigatória para os tecidos vizinhos, o desenho do perfil de rosca passa a ter uma grande importância na dissipação e distribuição destas cargas (Misch e Bidez, 1992).

Segundo Haraldson et. Al. (1977), a magnitude da força de mordida varia entre 15,7 e 144.4 newtons (N) e para Farah et.al.(1989), uma carga de 100 N é equivalente à força total de mastigação.

Para Graf (1969), a duração destas forças possui uma ampla variação, que em condições normais, os dentes tocam-se durante a deglutição e a mastigação apenas em contatos breves, sendo o tempo total destes eventos menor que 30 minutos por dia. Portanto, mesmo com um curto período de contato, deve-se ter um implante que possa transferir essas cargas aos tecidos adjacentes com a melhor eficiência.

Segundo Cowin (1989), o osso é mais frágil quando submetido à força de cisalhamento. Assim, deve-se, no desenvolvimento do implante, ter o cuidado no planejamento do desenho da rosca, a fim de que esta possa dissipar de melhor maneira as forças a qual o implante é submetido.

A princípio, sabe-se que quanto maior a área externa de um implante, menor será a carga recebida por mm do tecido adjacente, Oliveira (1997). Assim, quando são adicionadas roscas ao design de um implante, automaticamente está se aumentando a área de dissipação das cargas na interface osso-implante.

Um implante liso com forma radicular cilíndrica possui na interface um carregamento puramente de cisalhamento, (Figura 4), a menos que seja alterado o desenho com aplicação de roscas, (Figura 5), para transformar cargas de cisalhamento em cargas de compressão, pois o osso é mais resistente a este tipo de esforço, assim deve-se fazer tentativas para limitar as forças de cisalhamento aplicadas ao osso, já que este possui menos resistência às fraturas nestas condições de carga (Misch, 2006).

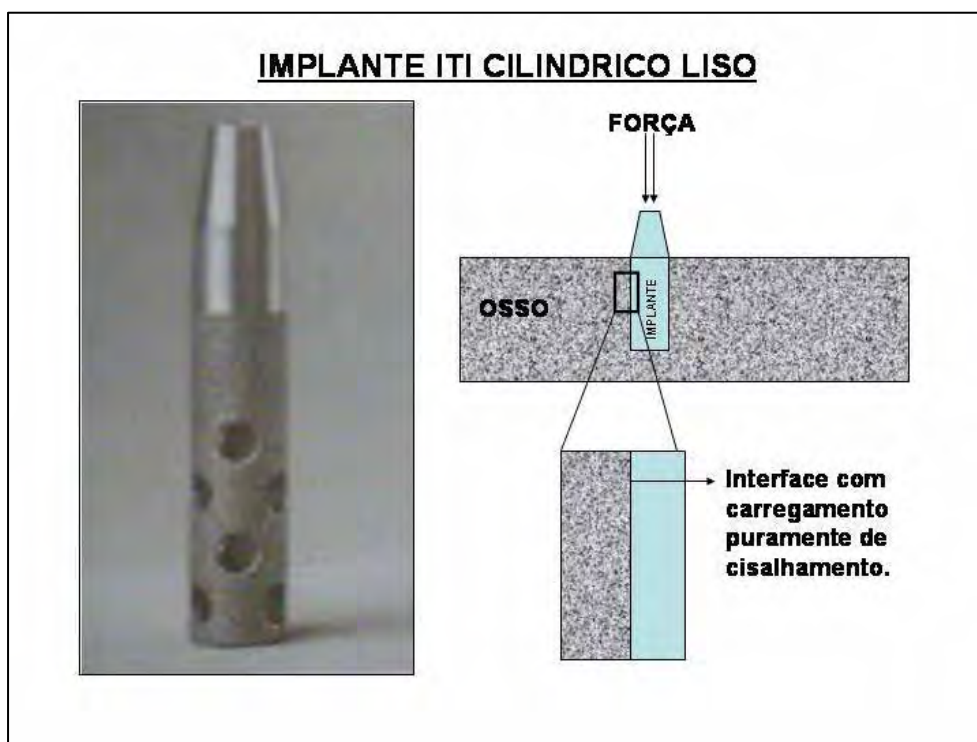


Figura 4 - Força de cisalhamento em implante liso.



Figura 5 - Força compressão e cisalhamento em implante liso.

Implantes que possuem roscas em seu desenho têm a capacidade de decompor as forças de cisalhamento em outras forças através da geometria bem desenhada. Assim, o formato da rosca é particularmente importante na transformação das forças de cisalhamento em forças de compressão, que serão aplicadas na interface óssea. Os formatos das roscas dos implantes incluem quadrados, em forma de “V” e de forma trapezoidal, Figura 6 (Misch, 2006).

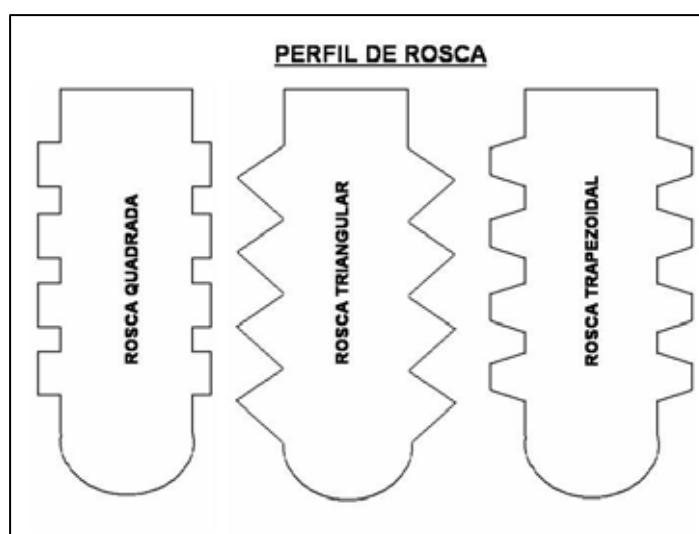


Figura 6 - Formatos de roscas convencionais.

De acordo com Misch (1990), a área de contato de tecido ósseo com o implante varia de acordo com a característica do mesmo, portanto, conforme lembra Bidez (1992), afirmando que a tensão mecânica é igual à carga dividida pela área em que é aplicada a carga. Assim pode-se, em consequência, afirmar que a carga aplicada sobre o implante deverá ser distribuída pela área superficial do mesmo e, quanto maior a área de compressão, melhor será a forma de distribuição desta carga aos tecidos vizinhos.

3.2.2 Inovação na geometria dos perfis de roscas.

Os implantes com diferentes perfis de roscas foram criados e padronizados a partir de dimensões como comprimento e diâmetro, encontrados nos sistemas de implantes da Dentoflex (Dentoflex Com. E Ind. De Mat. Odont. LTDA São Paulo, SP, Brasil) e INP (Sistema de Implantes Nacionais e de Próteses Comércio LTDA São Paulo, SP, Brasil), conforme ilustra a Figura 7, onde somente a região de espiral sofrerá alteração de acordo com o perfil de rosca a ser analisado.



Figura 7 - Corpo básico do implante em estudo.

Nos desenhos das roscas dos implantes, para que se pudesse fazer uma análise mais fiel da melhor distribuição das tensões, definiu-se que o passo e altura máxima dos filetes não iriam variar assim pode-se ter o mesmo número de filetes por implante gerado, utilizando medidas encontradas no catálogo da *Globtek Implant System* Figura8.

Os perfis de rosca escolhidos para análise foram criados a partir dos três modelos descritos na revisão da literatura (triangular, quadrado e trapezoidal). Devido à necessidade de criação de novos perfis de rosca para uma melhor distribuição das tensões nos tecidos adjacentes aos implantes, fez-se oito desenhos utilizando o programa de desenho AutoCAD (AutoCAD 2005, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA), apresentados nas Figuras 9; 10; 11; 12; 13; 14; 15 e 16.



Figura 8 – Medidas do passo e filetes das roscas.

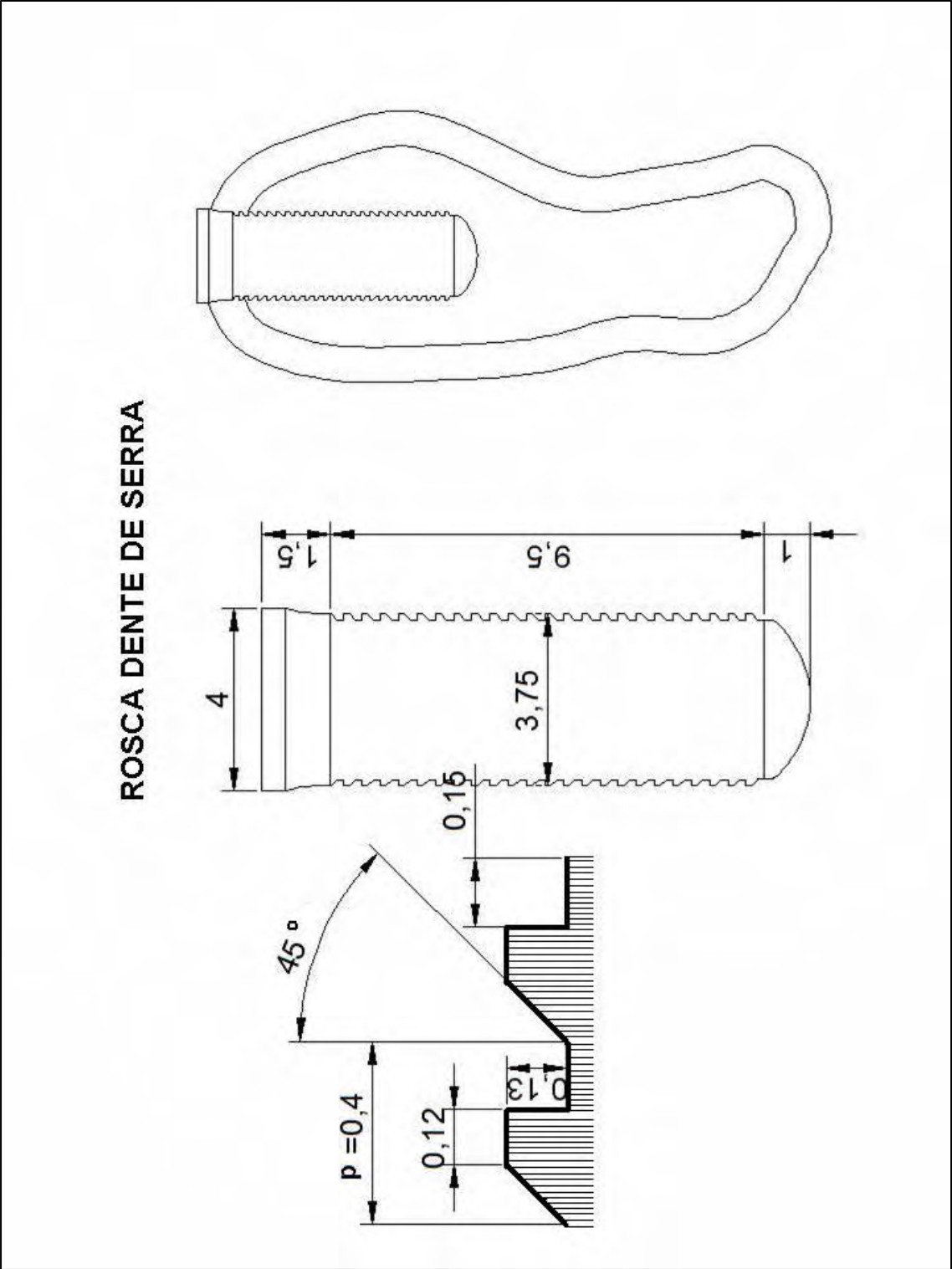


Figura 9 - Perfil de rosca Dente de Serra.

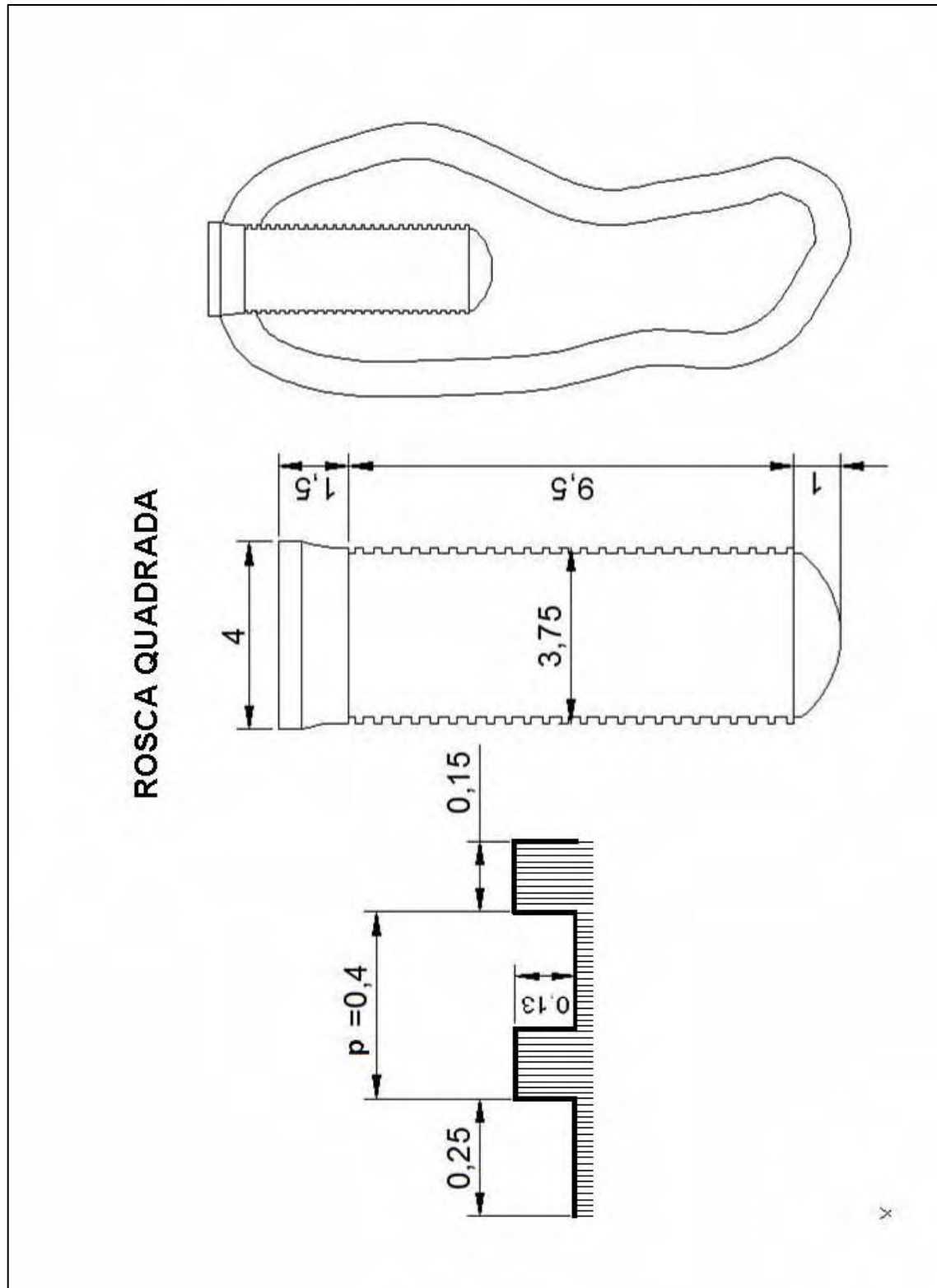


Figura 10 - Perfil de rosca Quadrada.

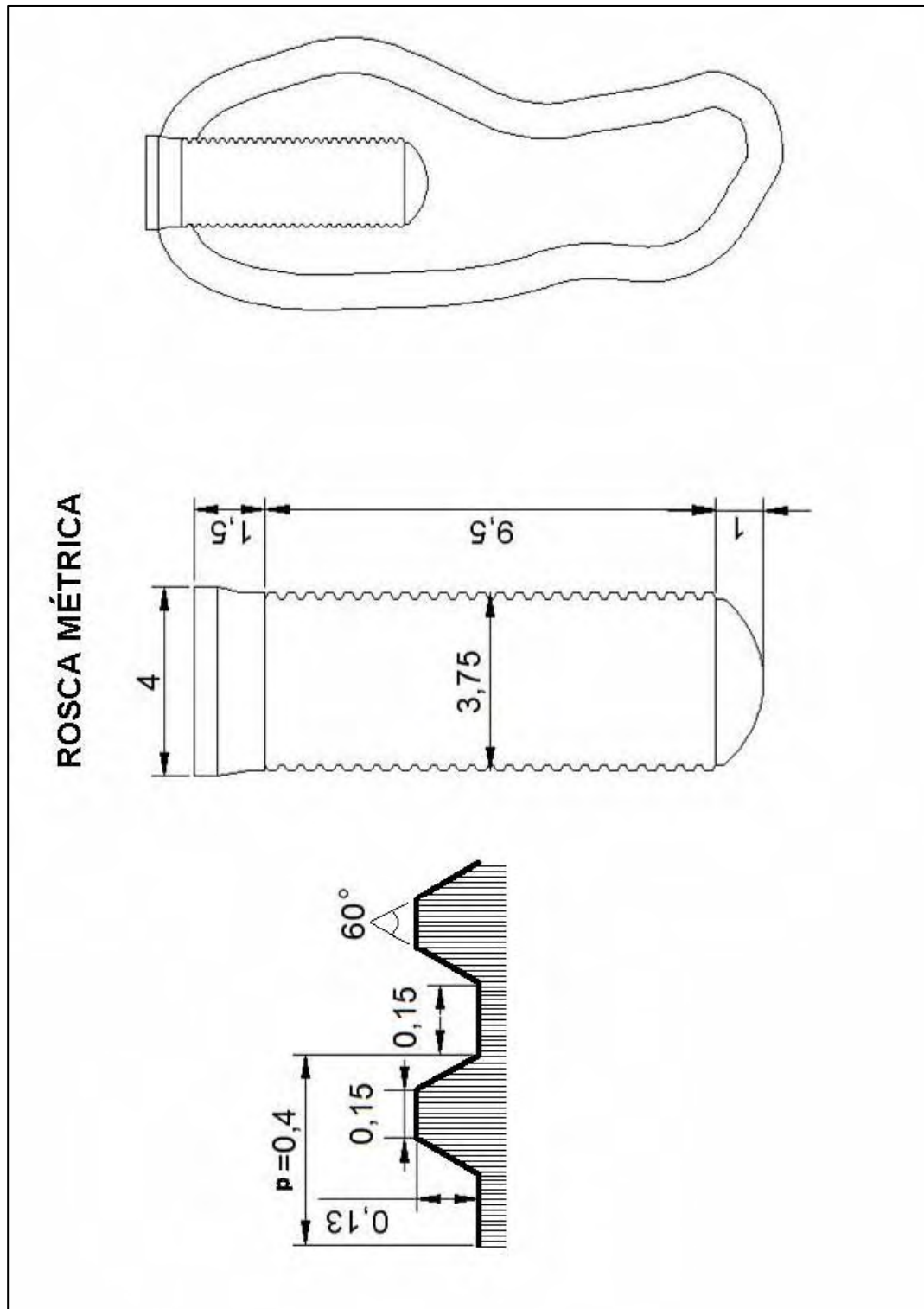


Figura 11 - Perfil de rosca Métrica.

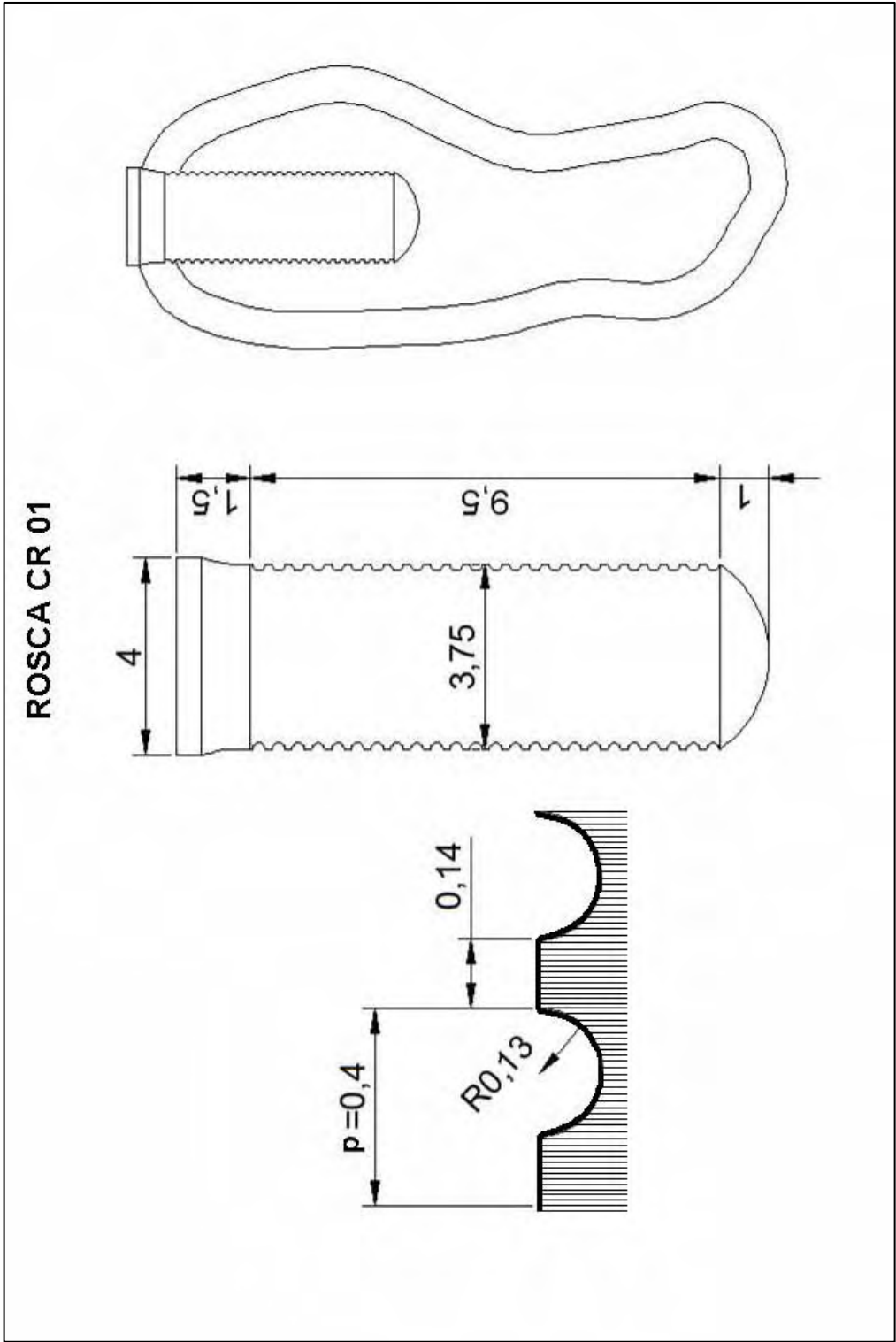


Figura 12 - Perfil de rosca CR 01

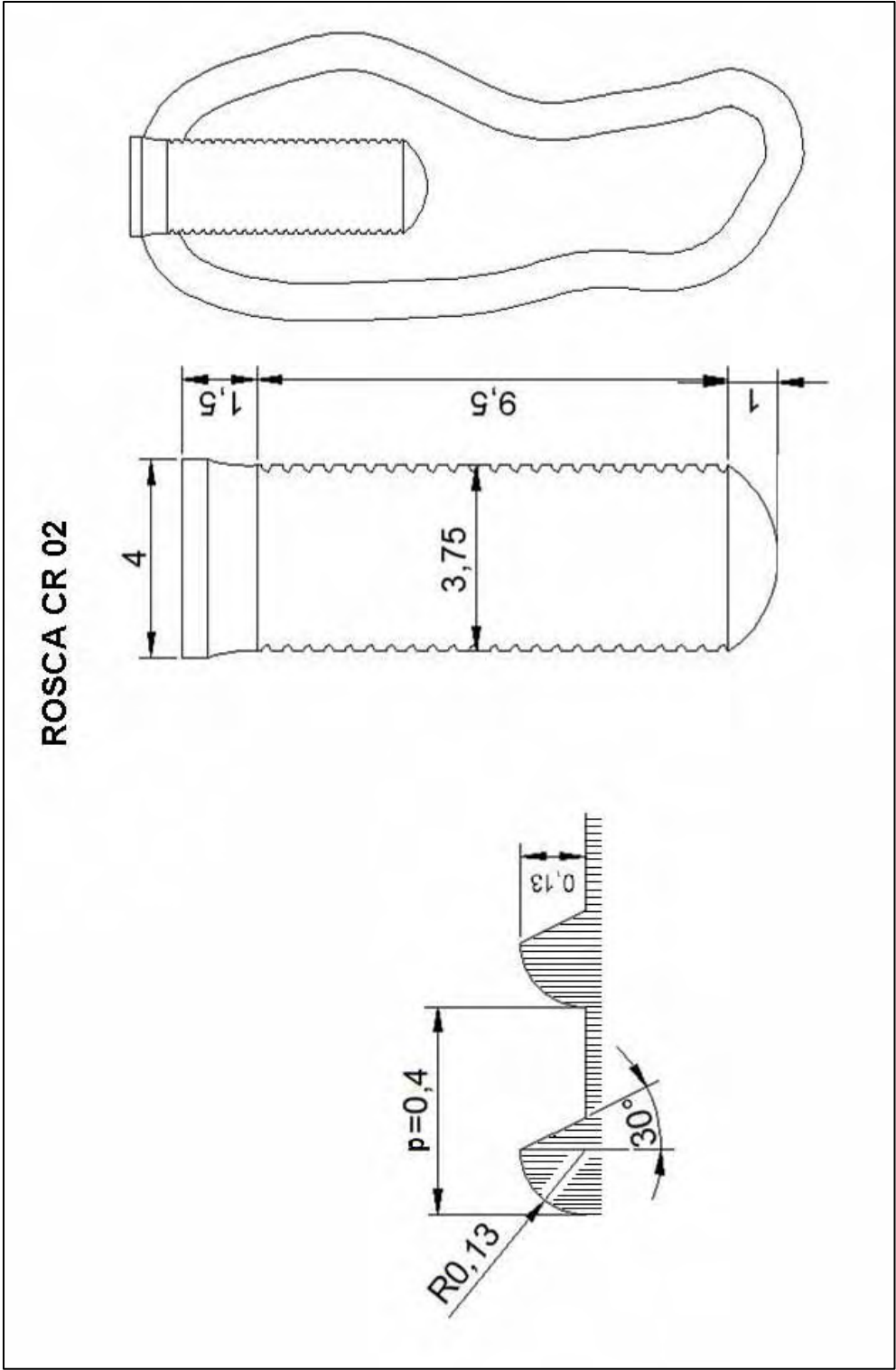


Figura 13 - Perfil de rosca CR 02

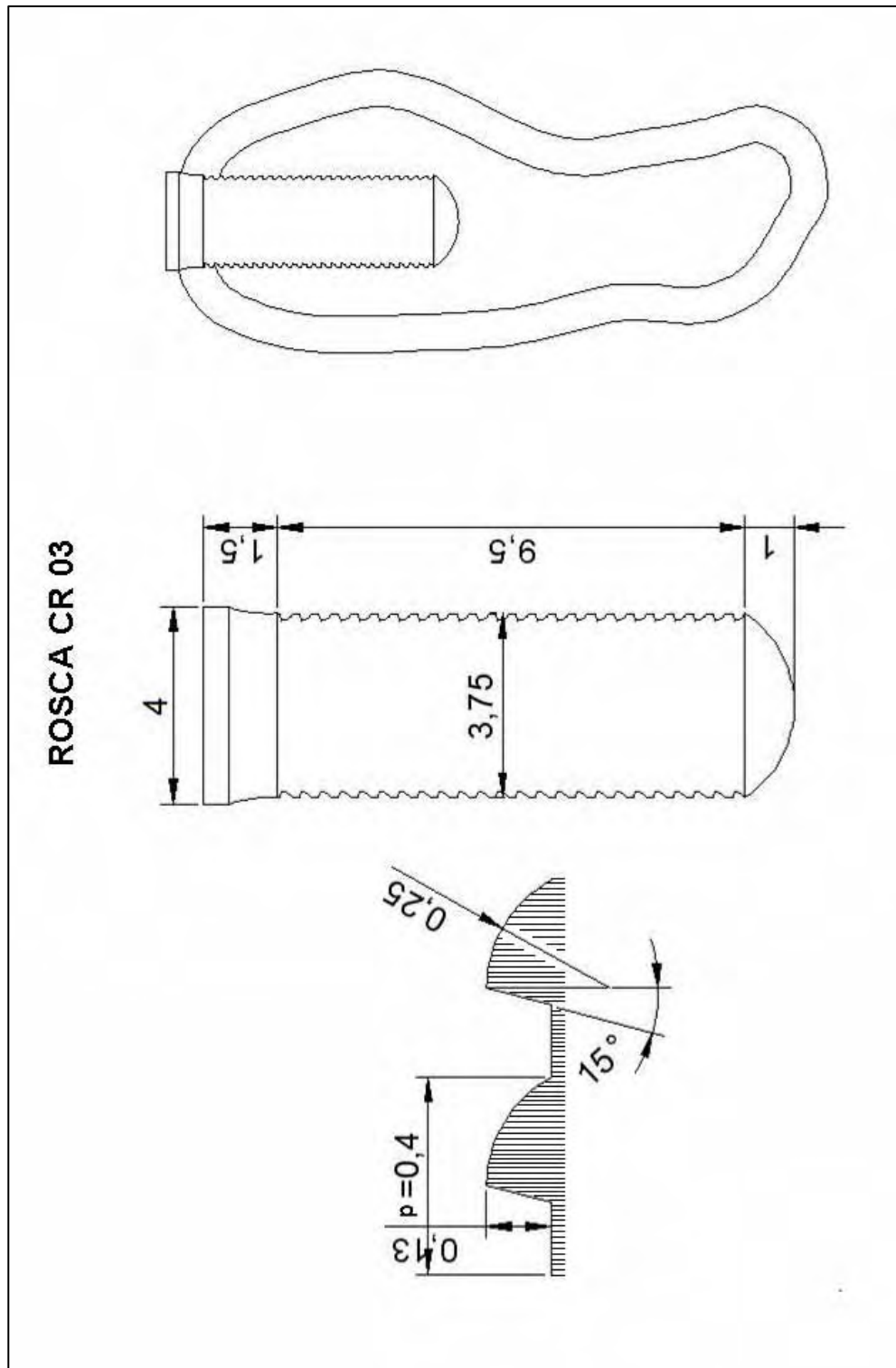


Figura 14 - Perfil de rosca CR 03

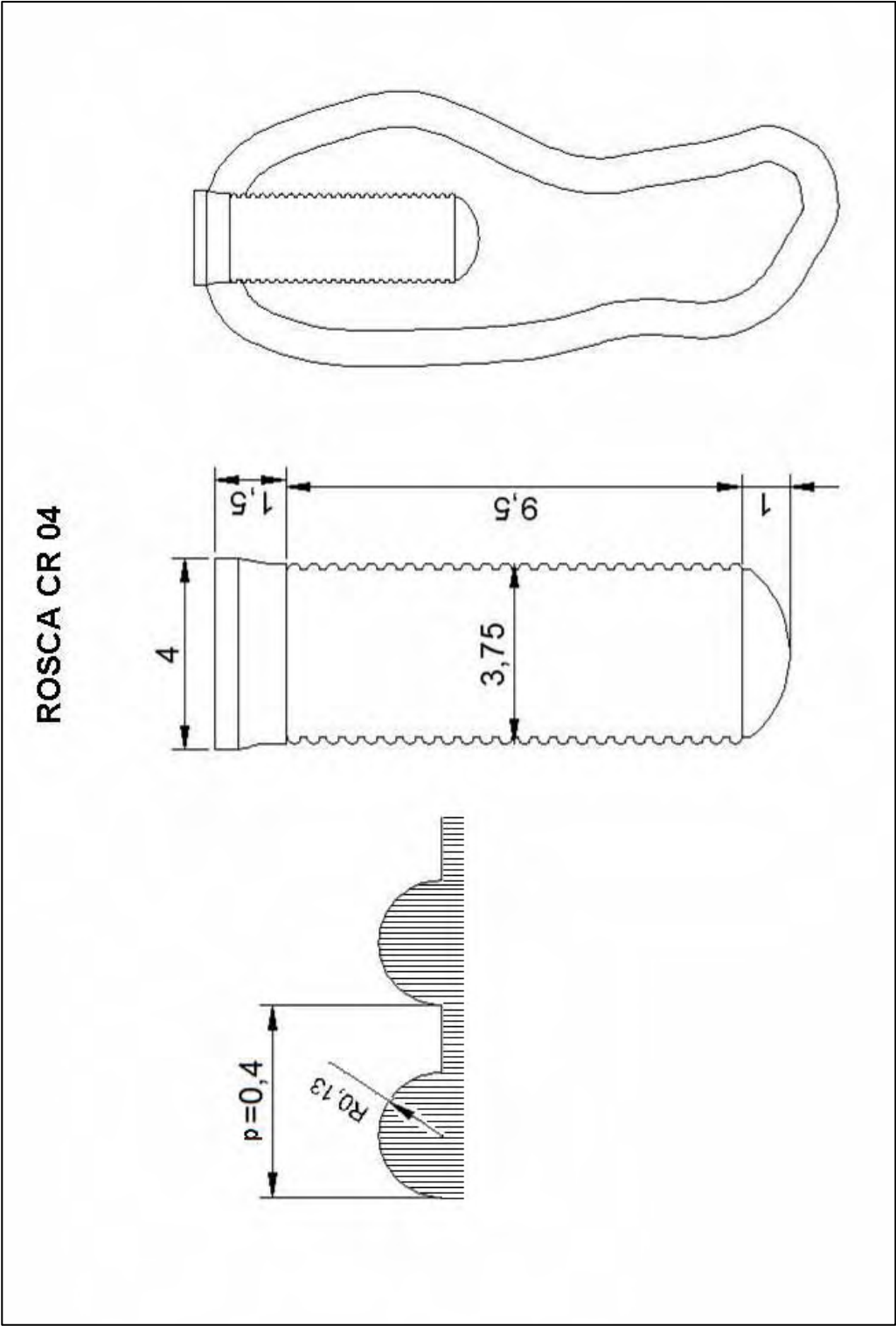


Figura 15 - Perfil de rosca CR 04

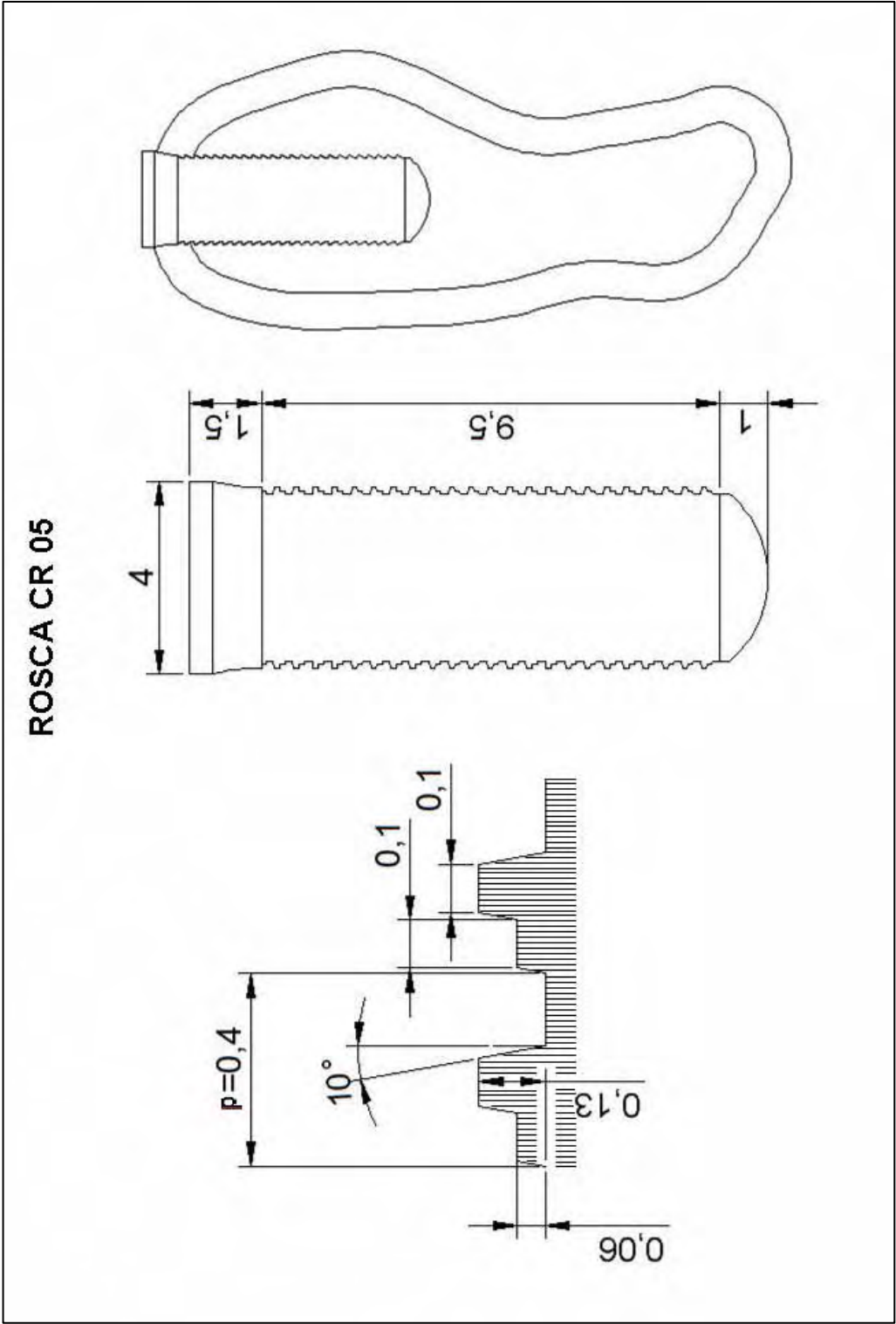


Figura 16 - Perfil de rosca CR 05

3.2.3 Seção mandibular escolhida para instalação dos implantes.

Com o propósito de desenvolvimento deste estudo, foi realizada a simulação bidimensional de um seguimento posterior de mandíbula, com medidas obtidas de uma hemiarcada seccionada transversalmente na região de molar, Figura 17, com uma adaptação devido à complexidade e variedade de formas encontradas nos seres humanos, adaptação esta já realizada em outros trabalhos, como de Betiol (2006).

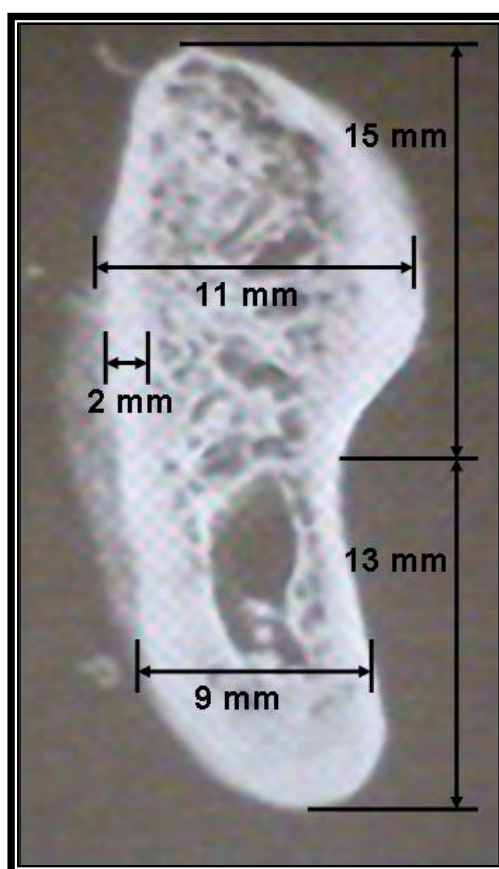


Figura 17 - Imagem adaptada Madeira (2004), vista de seção transversal de mandíbula na região molar.

O conjunto implante e tecido ósseo foi desenvolvido em um modelo bidimensional, como ilustra a Figura 18, representados por uma seção longitudinal na região média do conjunto contendo tecido ósseo compacto e esponjoso.

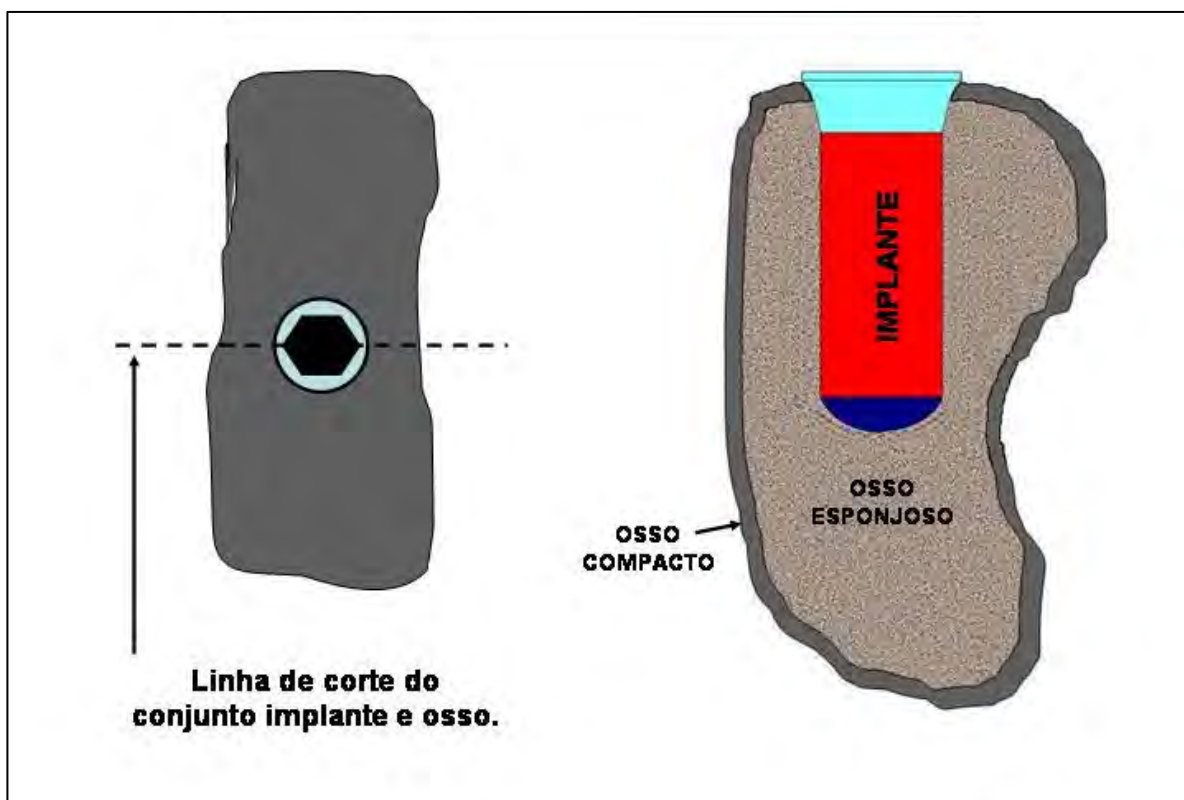


Figura 18-Corte longitudinal de hemiarcada de mandíbula com implante instalado.

3.3 Modelamento e carregamento do conjunto implante – osso.

Para que o modelamento fosse executado, todos os desenhos dos implantes e seção longitudinal da mandíbula foram desenhados no AutoCAD e transportados para o Ansys; para o modelo do implante adotou-se uma malha de 0,05 mm o osso compacto recebeu uma malha de 0,20 mm, e o osso esponjoso uma malha de 0,10 mm, conforme mostra a Figura 19.

Para os modelos construídos, assumiu-se um estado plano de tensão, pois o conjunto implante-osso foi modelado com materiais isotrópicos, lineares e homogêneos, e a carga axial aplicada foi distribuída uniformemente sobre o implante, assim, a tensão ao redor do implante foi distribuída igualmente desta forma não houve necessidade de

um modelamento tridimensional para obtenção dos mesmos resultados na forma de distribuição das tensões. Sabe-se também que uma análise plana envolve menos custo e tempo para obtenção dos resultados método este utilizados por Praça(2002); Pereira(2005); Souza(2006). Portanto, foi utilizado o elemento sólido bidimensional plane 2 (2-D 6-Node Triangular Structural Solid), que apresenta 6 nós e 3 arestas, descrevendo uma parábola para geração da malha de elementos finitos que se

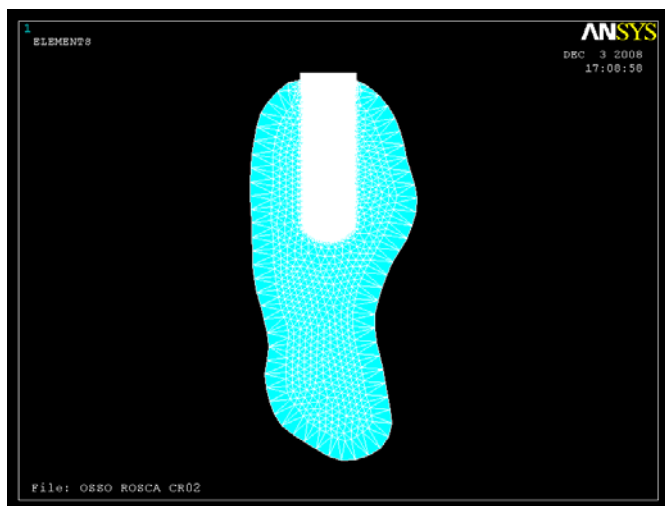


Figura 19 – Distribuição e tamanho das malhas

adapta a contornos irregulares e possui 2 graus de liberdade (em x e em y), respectivamente, conforme ilustra a Figura 20.

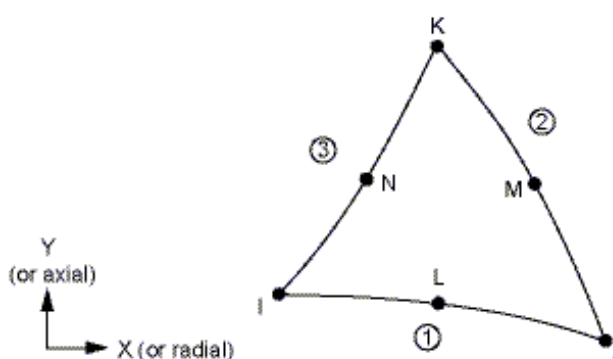


Figura 20 - Elemento sólido bidimensional *plane 2*.

A aplicação da carga estática está conforme a Figura 20, sendo distribuída uniformemente sobre a superfície do implante uma força de 100N, pois é mais fisiológica assim afirmam Valentin et al. (1990), Sato et al (1995).

Para que a análise no programa Ansys fosse simplificada, a força de 100N foi dividida por milímetros, assim, obteve-se uma força uniforme de 25N/mm, entretanto sabe-se que isso não é verdade, pois o implante é circular, porém obtém-se uma boa aproximação.

O desenho foi construído com a maior distância vestibulo-lingual e o implante foi instalado exatamente no meio desta medida, como mostra a Figura 21.

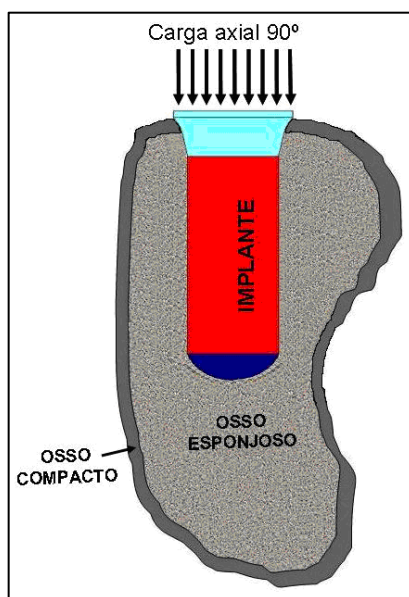


Figura 21 - Orientações das cargas a serem aplicadas no conjunto implante-osso.

Para simular uma situação real, foram determinadas condições de restrição aos modelos, os quais foram fixados nos eixos X e Y de acordo com a Figura 22.

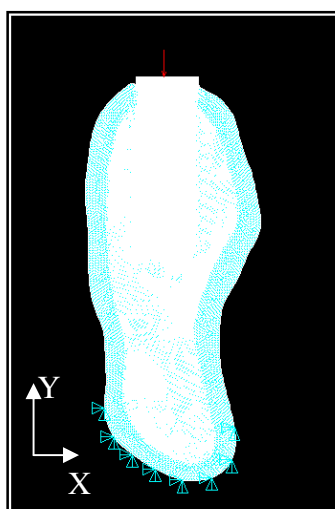


Figura 22 - Forma de restrição apresentada a todos modelos.

3.4 Propriedades mecânicas.

Considerou-se total osseointegração do implante ao osso adjacente e os materiais utilizados foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, sendo caracterizados pelo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas que compõem o modelo. (Húngaro, 2002)

ESTRUTURA	MÓDULO DE ELASTICIDADE (GPa)	COEFICIENTE DE POISSON
OSSO COMPACTO	13,7	0,30
OSSO ESPONJOSO	1,37	0,30
Ti (CP)	110	0,28

3.5 Região escolhida para análise.

As regiões definidas para análises são as regiões que estão na interface do perfil de rosca do implante.

Os gráficos de tensões obtidos pelo processamento do programa de elementos finitos foram analisados à luz do critério de Von Mises, sobre o sistema de implantes e tecido ósseo compacto e esponjoso, sendo que para melhor visualização dos resultados, os mapas de tensões foram plotados de modo que as estruturas do sistema fossem avaliadas individualmente (implante, tecido ósseo compacto e tecido ósseo esponjoso).

Capítulo 4. Resultados

Com os resultados obtidos a partir do programa Ansys, optou-se por uma análise apresentada na forma gráfica, segundo uma escala de cores, a fim de facilitar a análise e a interpretação dos resultados. Com o objetivo de visualização mais clara da simulação optou-se por apresentar as imagens das tensões separadamente, conforme as Figuras 23 a 54, onde SMN é a Tensão Mínima de Von Mises e SMX é Tensão Máxima de Von Mises.

Nesta análise, pode-se qualificar e quantificar por região a tensão nas estruturas implante e tecido ósseo, pois o gradiente de cores apresentadas nas figuras representa a distribuição das tensões de Von Mises. Este tipo de simulação oferece dados para a interpretação qualitativa das tensões simultânea de compressão e tração, identificando estruturas susceptíveis à fadiga e, principalmente, associadas à deformação plástica.

A Tabela 3 apresenta os resultados das tensões máximas de Von Mises observadas individualmente na simulação do carregamento axial do conjunto implante tecido ósseo.

Tabela - 3

RESULTADO DA SIMULAÇÃO DAS TENSÕES MÁXIMAS DE VON MISES NOS IMPLANTES E TECIDOS ADJACENTES			
TIPO DE ROSCA	IMPLANTE (MPa)	OSSO COMPACTO (MPa)	OSSO ESPOJOSO (MPa)
MÉTRICA	53	10	1,2
QUADRADA	36	11	1,0
DENTE DE SERRA	46	10	0,8
CR01	48	12	0,7
CR02	50	08	1,1
CR03	44	13	1,1
CR04	49	11	2,2
CR05	39	10	1,0

No implante com rosca CR 01 observaram-se pontos isolados no interior da rosca apresentando tensões máximas de 47,9 MPa, porém na região de instalação da prótese e próxima ao pescoço do implante, observou-se tensão média de 23,9 MPa, e assim reduzindo em direção ao ápice do implante até atingir $0.3\text{E-}3$ MPa, conforme ilustram as Figuras 23 e 24 .

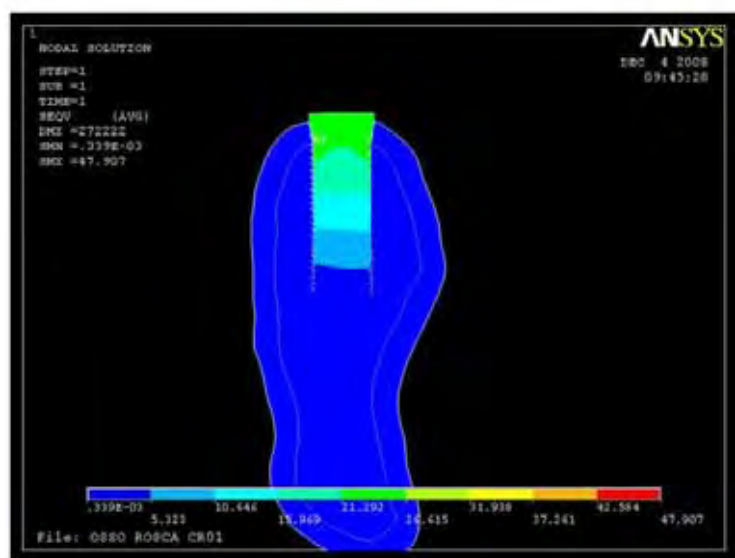


Figura 23 – Representação gráfica das tensões Von Mises no implante CR01.

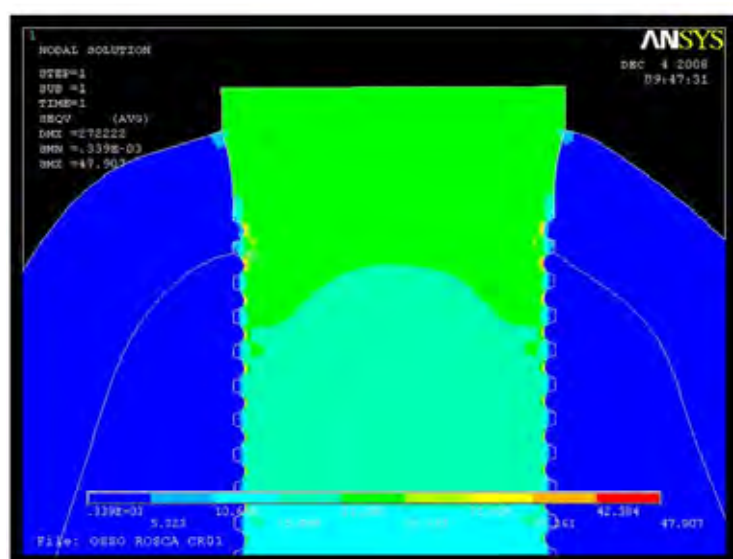


Figura 24 – Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante CR01.

No tecido ósseo compacto foram observados pequenos pontos com tensão máxima de 11,6 MPa, reduzindo para 0,3E-3 MPa, conforme ilustra a Figura 25.

No tecido ósseo esponjoso houve pequenos pontos com tensão máxima de 0,69MPa, reduzindo para 6E-3 MPa, conforme ilustra a Figura 26.

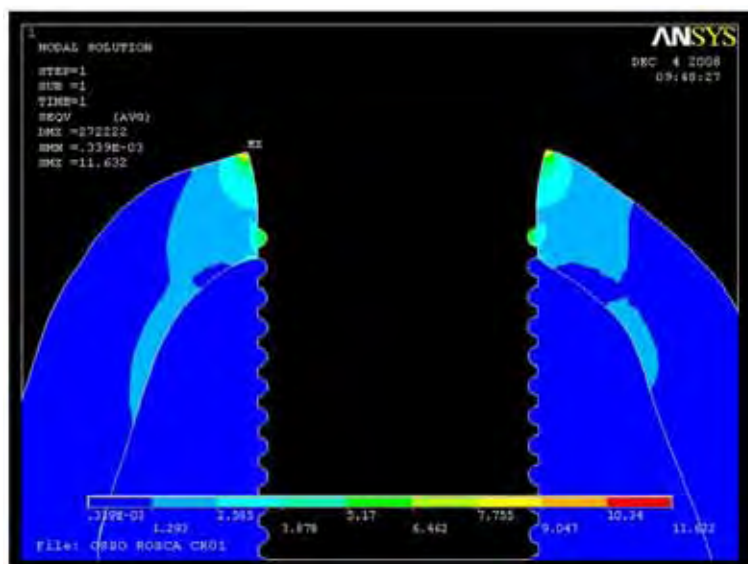


Figura 25 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante CR01.

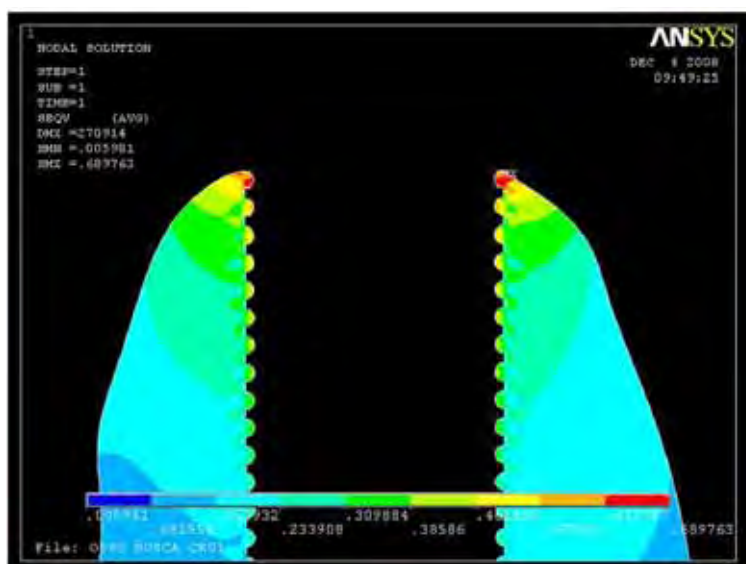


Figura 26 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante CR01.

No implante com rosca CR 02 foram detectados pontos isolados no interior da rosca apresentando tensões máximas de 50 MPa, porém, na região de instalação da prótese e próxima ao pescoço do implante observou-se tensão média de 25 MPa, e assim reduzindo em direção ao ápice do implante até atingir $0,1\text{E-}3$ MPa, conforme ilustram as Figuras 27 e 28.

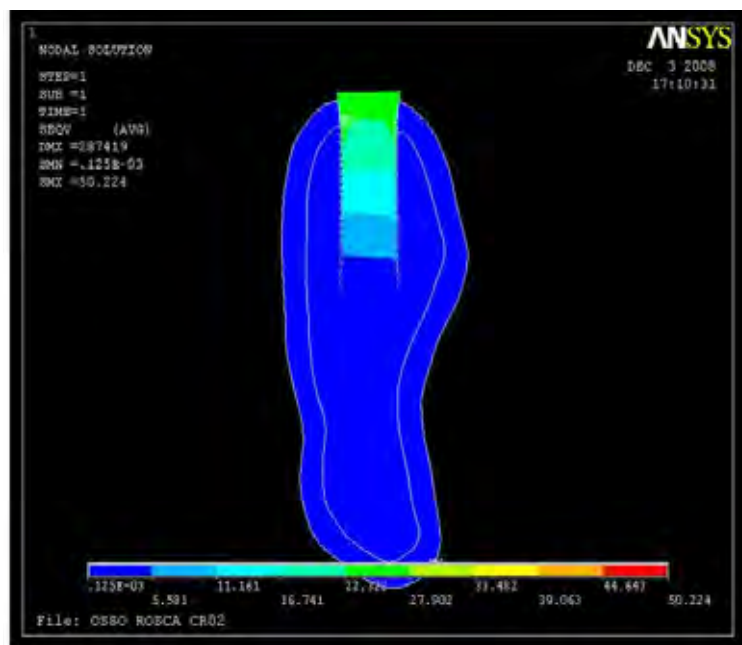


Figura 27 – Representação gráfica das tensões Von Mises no implante CR02.

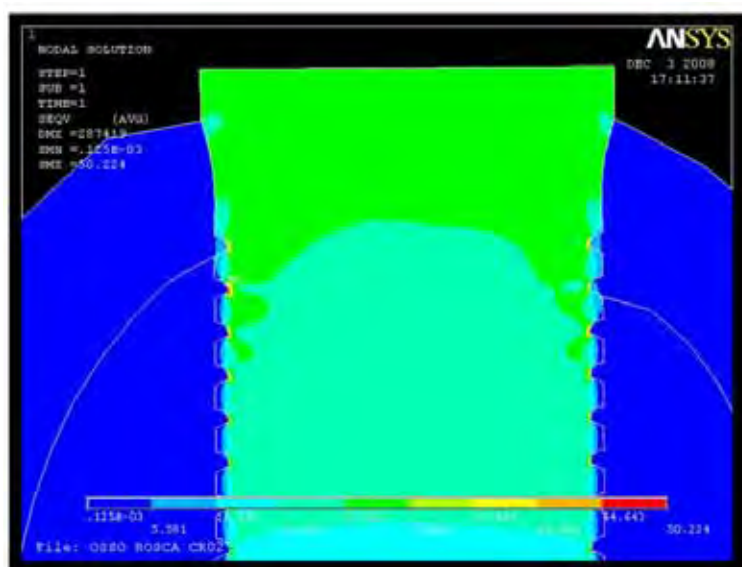


Figura 28 – Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante CR02.

No tecido ósseo compacto houve pontos com tensão máxima de 7,6 MPa, reduzindo para $0,1\text{E-}3$ MPa, conforme ilustra a Figura 29.

No tecido ósseo esponjoso foram observados pequenos pontos com tensão máxima de 1,1 MPa, reduzindo para $1,3\text{E-}3$ MPa, conforme ilustra a Figura 30.

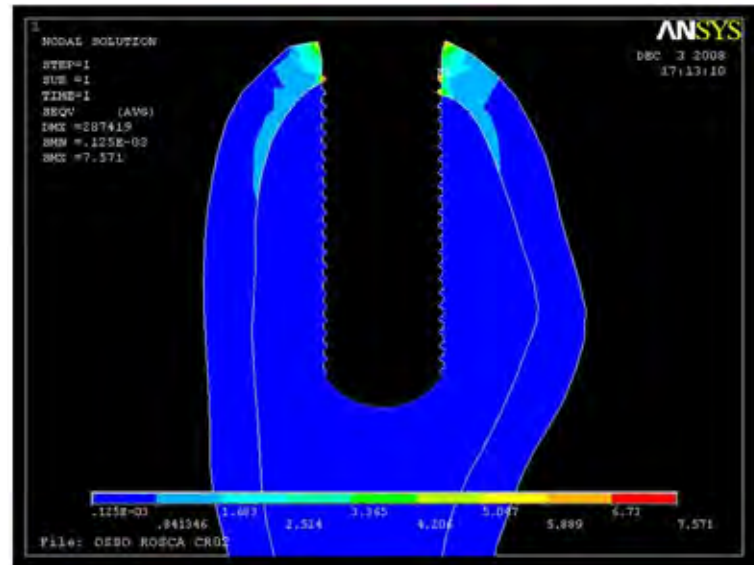


Figura 29 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante CR02.

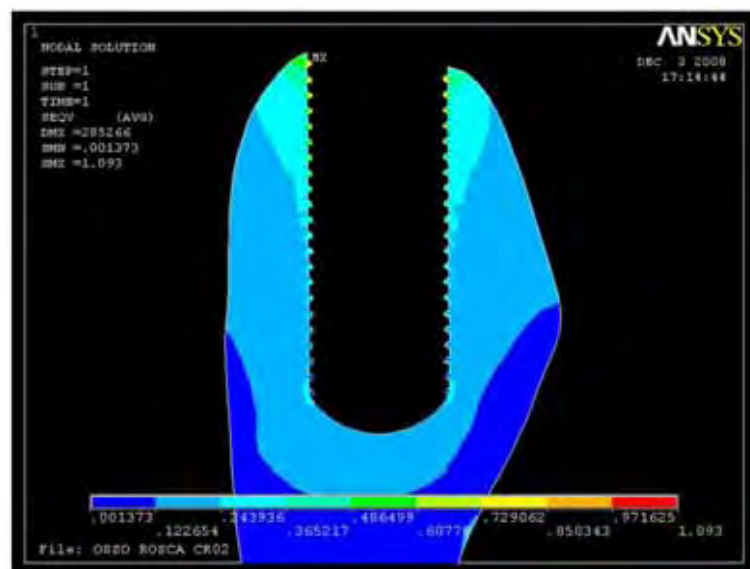


Figura 30 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante CR02.

No implante com rosca CR 03 observaram-se pontos isolados no interior da rosca apresentando tensões máximas de 44 MPa, porém, na região de instalação da prótese e próxima ao pescoço do implante, observou-se tensão média de 24 MPa, e assim reduzindo em direção ao ápice do implante até atingir $1,7\text{E}-3$ MPa, conforme ilustram as Figuras 31 e 32.

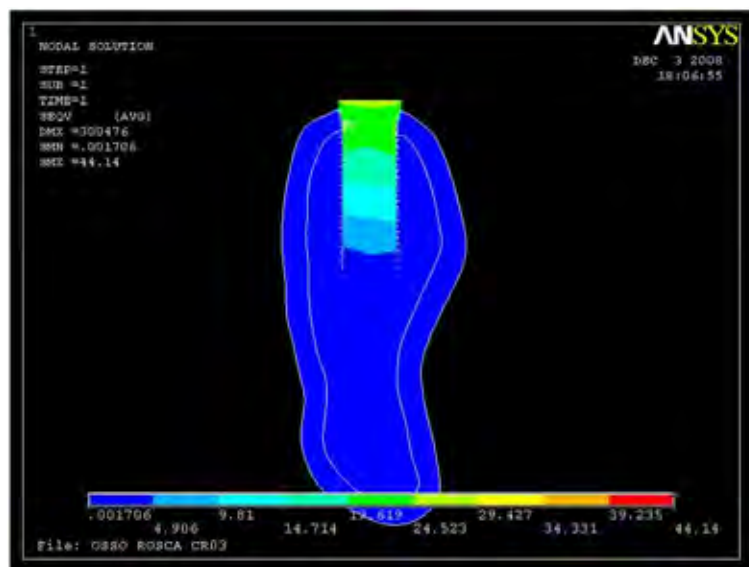


Figura 31 – Representação gráfica das tensões Von Mises no implante CR03.

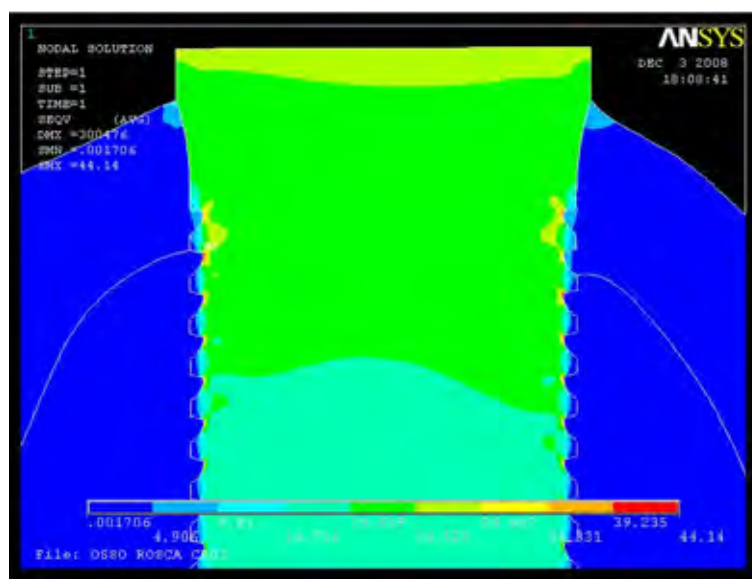


Figura 32 – Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante CR03.

No tecido ósseo compacto houve pontos com tensão máxima de 12,8 MPa, reduzindo para 1,7E-3 MPa, conforme ilustra a Figura 33.

No tecido ósseo esponjoso foram detectados pequenos pontos com tensão máxima de 1,1 MPa, reduzindo para 1,6E-3 MPa, conforme ilustra a Figura 34.

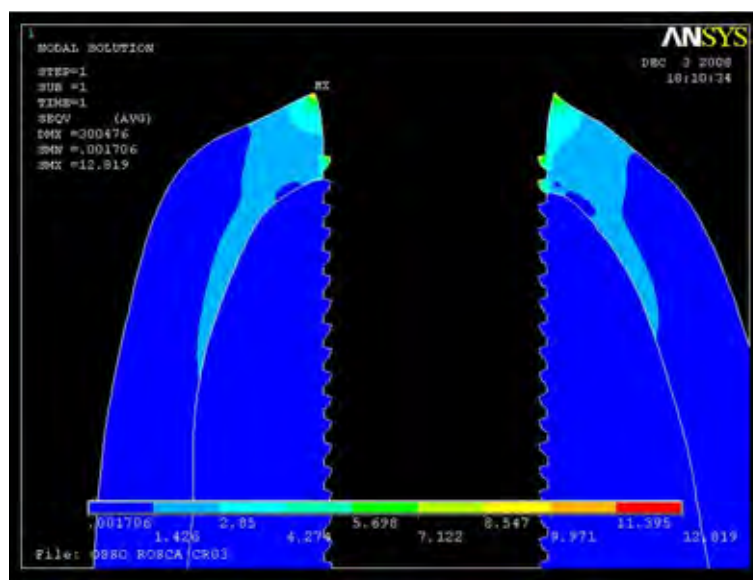


Figura 33 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante CR03.

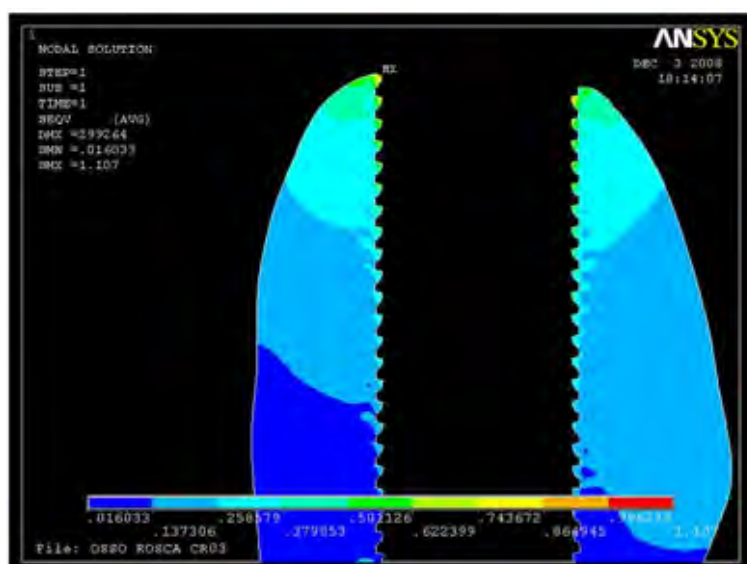


Figura 34 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante CR03.

No implante com rosca CR 04 foram observados pontos isolados no interior da rosca apresentando tensões máximas de 49 MPa, porém na região de instalação da prótese e próxima ao pescoço do implante, observou-se tensão média de 24,6 MPa, e assim reduzindo em direção ao ápice do implante até atingir $0,3 \text{ E-3 MPa}$, conforme ilustram as Figuras 35 e 36.

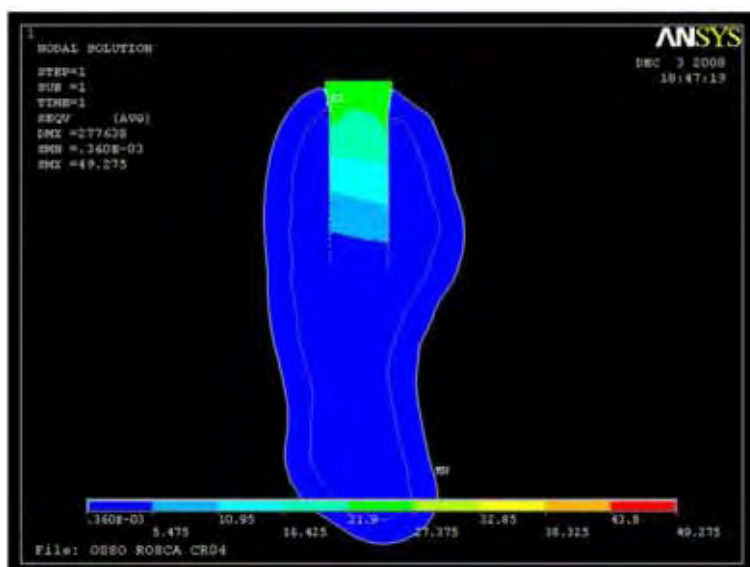


Figura 35 – Representação gráfica das tensões Von Mises no implante CR04.

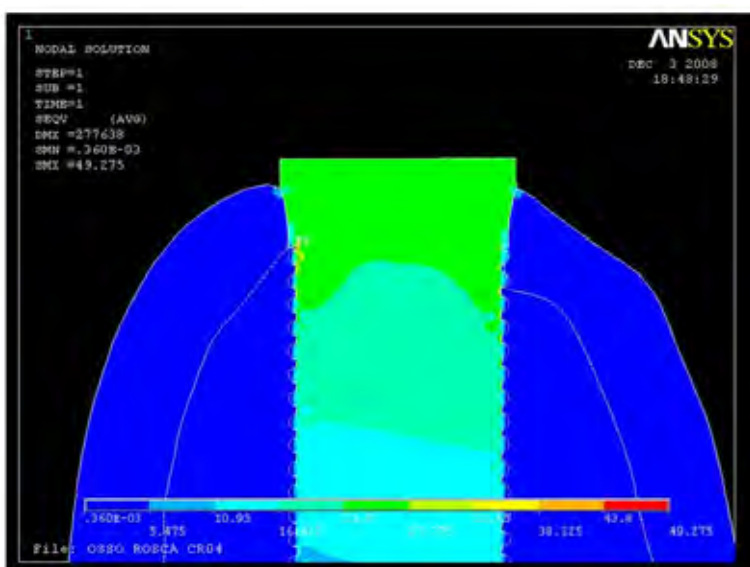


Figura 36 – Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante CR04.

No tecido ósseo compacto observaram-se pequenos pontos com tensão máxima de 11 MPa, reduzindo para $0,3\text{E-}3$ MPa, conforme ilustra a Figura 37.

No tecido ósseo esponjoso houve pontos com tensão máxima de 2,0 MPa, reduzindo para $5,7\text{E-}3$ MPa, conforme ilustra a Figura 38.

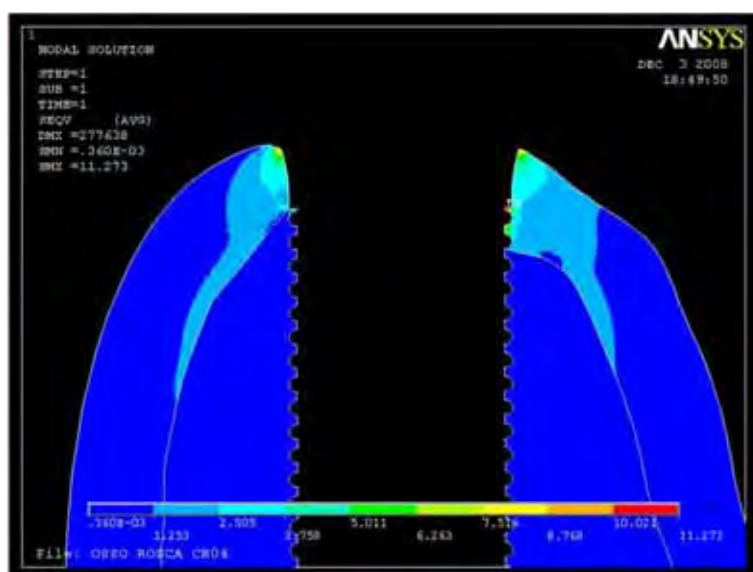


Figura 37 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante CR04.

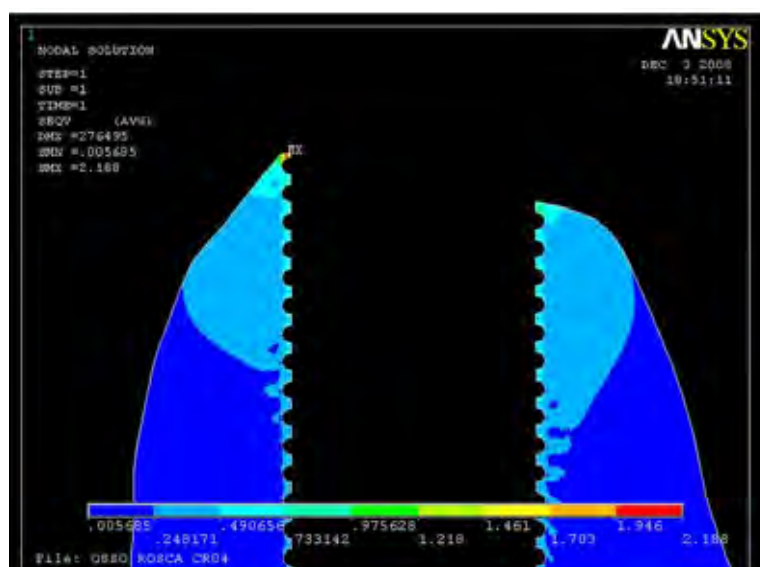


Figura 38 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante CR04.

No implante com rosca CR 05 foram observados pontos isolados no interior da rosca apresentando tensões máximas de 39 MPa, porém, na região de instalação da prótese e próxima ao pescoço do implante, observou-se tensão média de 24 MPa e assim reduzindo em direção ao ápice do implante até atingir 1E-3 MPa, conforme ilustram as Figuras 39 e 40.

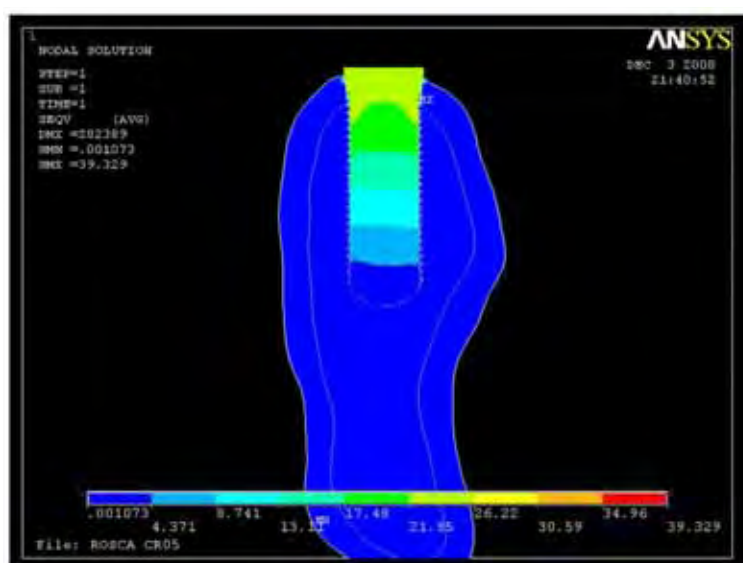


Figura 39 – Representação gráfica das tensões Von Mises no implante CR05.

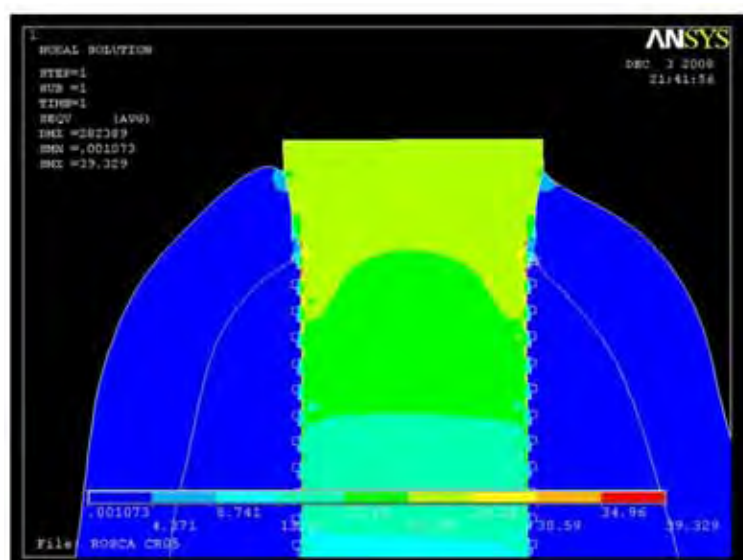


Figura 40 – Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante CR05.

No tecido ósseo compacto houve pontos com tensão máxima de 9,7 MPa, reduzindo para 1E-3 MPa, conforme ilustra a Figura 41.

No tecido ósseo esponjoso foram detectados pequenos pontos com tensão máxima de 1,0 MPa, reduzindo para 6E-3 MPa, conforme ilustra a Figura 42.

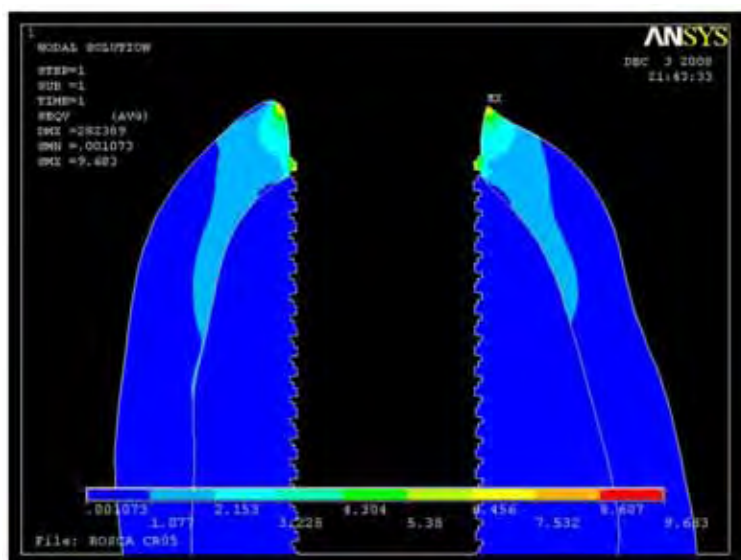


Figura 41 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante CR05.

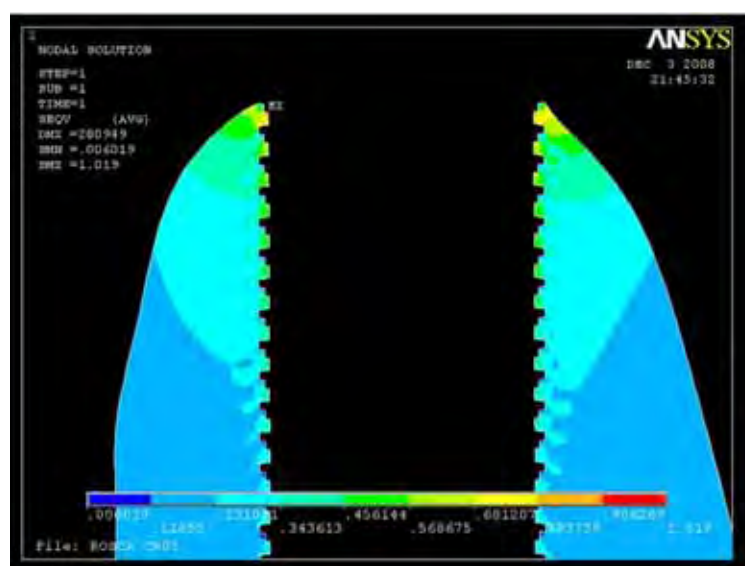


Figura 42 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante CR05.

No implante com rosca métrica observaram-se pontos isolados no interior da rosca apresentando tensões máximas de 52 MPa, porém na região de instalação da prótese e próxima ao pescoço do implante, observou-se tensão média de 26 MPa, e assim reduzindo em direção ao ápice do implante até atingir $0,4\text{E-}3$ MPa, conforme ilustram as Figuras 43 e 44.

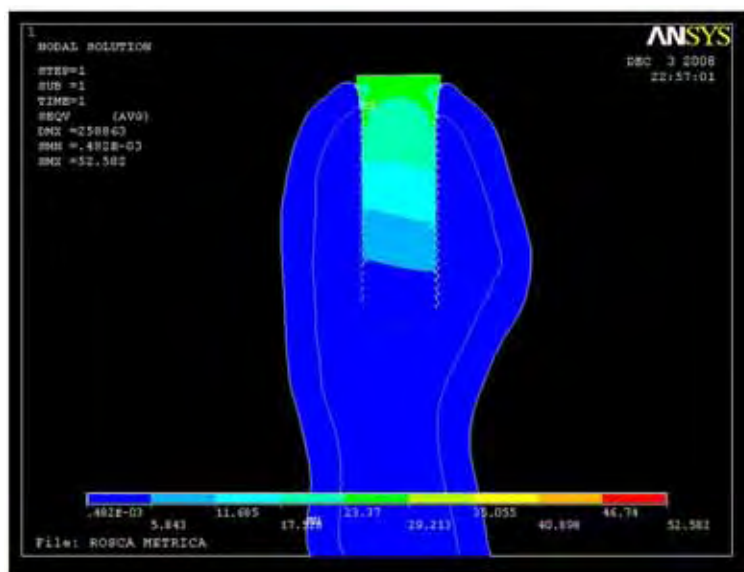


Figura 43 – Representação gráfica das tensões Von Mises no implante rosca métrica.

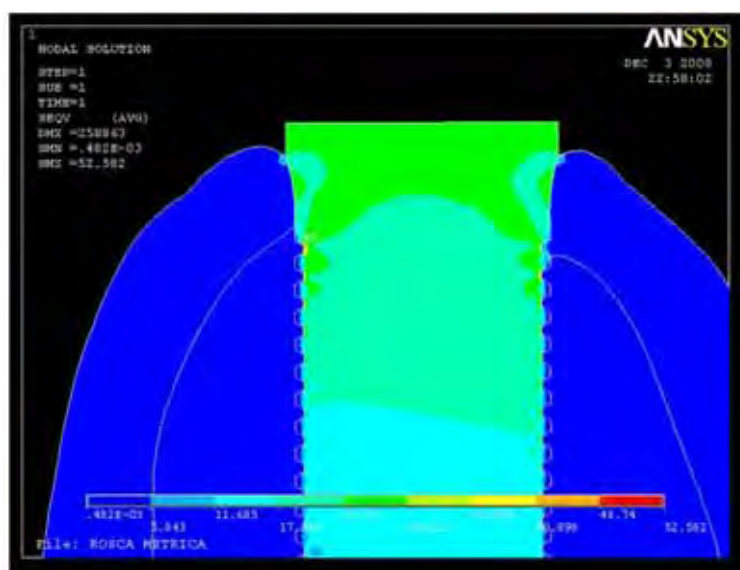


Figura 44 – Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante rosca métrica.

No tecido ósseo compacto houve pontos com tensão máxima de 9,8 MPa, reduzindo para 0,5E-3 MPa conforme ilustra a Figura 45.

No tecido ósseo esponjoso foram detectados pequenos pontos com tensão máxima de 1,2 MPa, reduzindo para 9,8E-3 MPa, conforme ilustra a Figura 46.

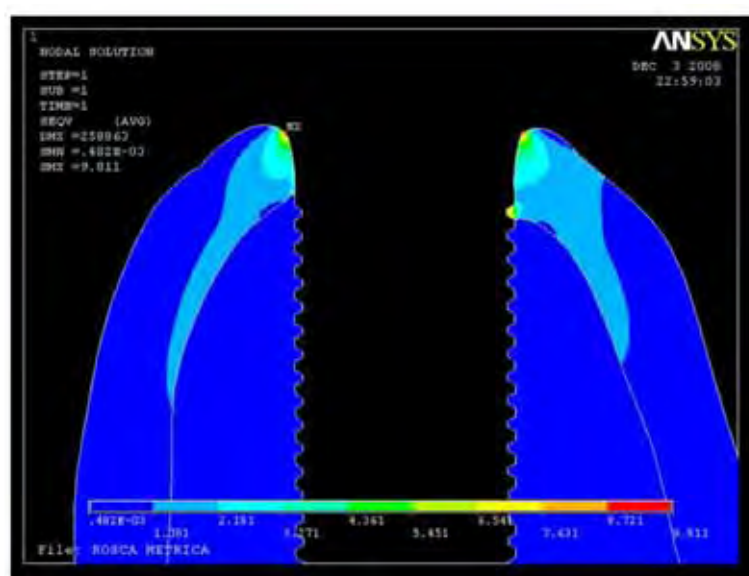


Figura 45 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante rosca métrica.

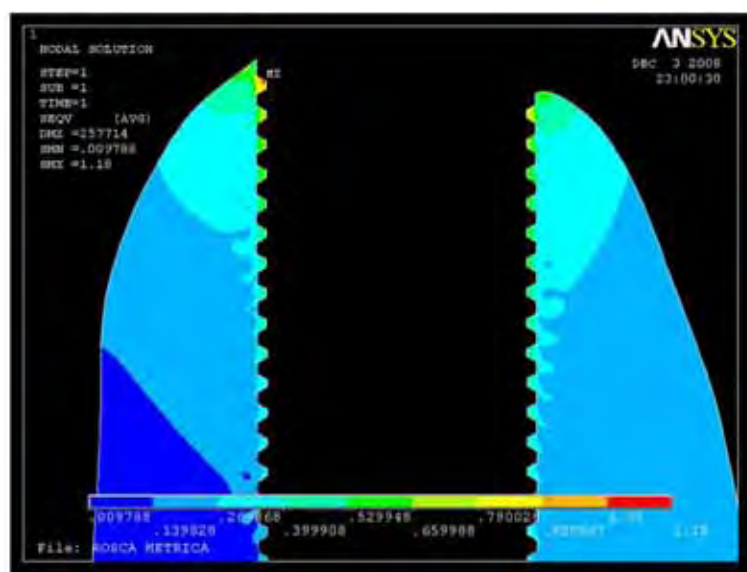


Figura 46 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante rosca métrica.

No implante com rosca quadrada, observaram-se pontos isolados no interior da rosca apresentando tensões máximas de 35 MPa, porém, na região de instalação da prótese e próxima ao pescoço do implante, observou-se tensão média de 24 MPa, e assim reduzindo em direção ao ápice do implante até atingir $0,1\text{E}-3$ MPa, conforme ilustram as Figuras 47 e 48.

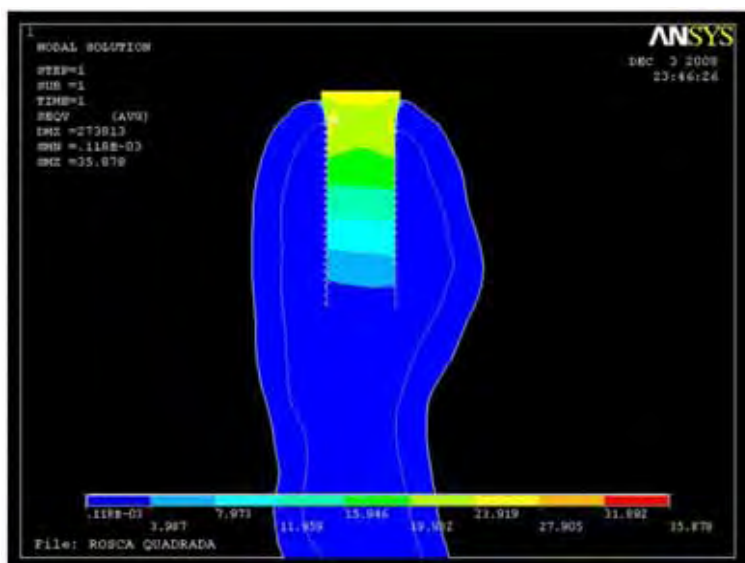


Figura 47 – Representação gráfica das tensões Von Mises no implante rosca quadrada.

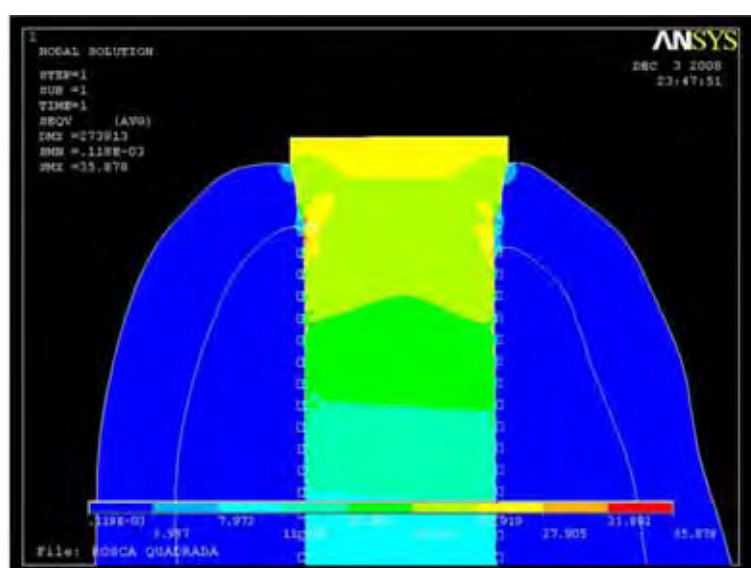


Figura 48 – Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante rosca quadrada.

Foram observados no tecido ósseo compacto, pequenos pontos com tensão máxima de 11,3 MPa, reduzindo para 0,1E-3 MPa, conforme ilustra a Figura 49.

No tecido ósseo esponjoso houve pontos com tensão máxima de 1,0 MPa, reduzindo para 7E-3 MPa, conforme ilustra a Figura 50.

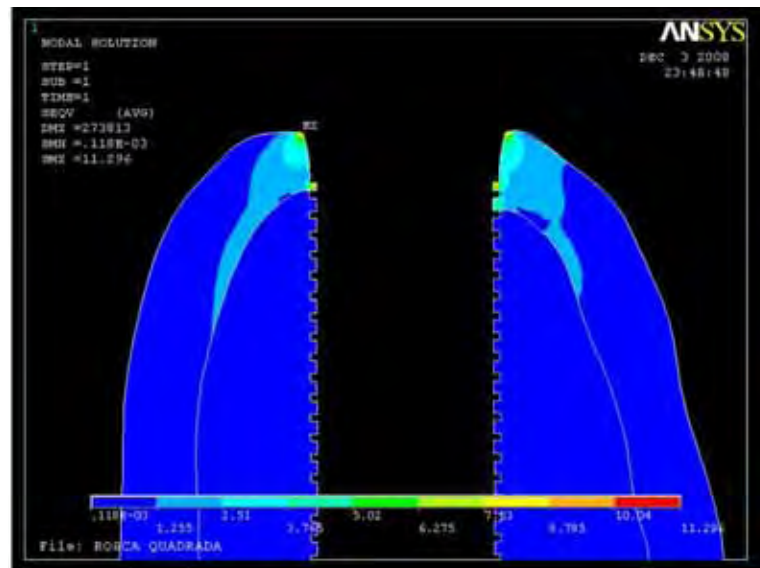


Figura 49 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante rosca quadrada.

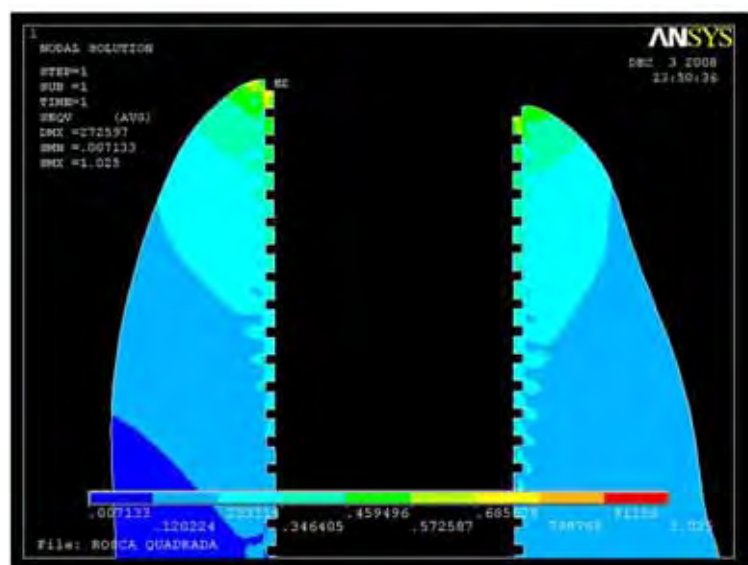


Figura 50 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante rosca quadrada.

No implante com rosca dente de serra, observaram-se pontos isolados no interior da rosca apresentando tensões máximas de 46 MPa, porém na região de instalação da prótese e próxima ao pescoço do implante, observou-se tensão média de 25 MPa, e assim reduzindo em direção ao ápice do implante até atingir $0,6\text{E-}3$ MPa, conforme ilustram as Figuras 51 e 52.

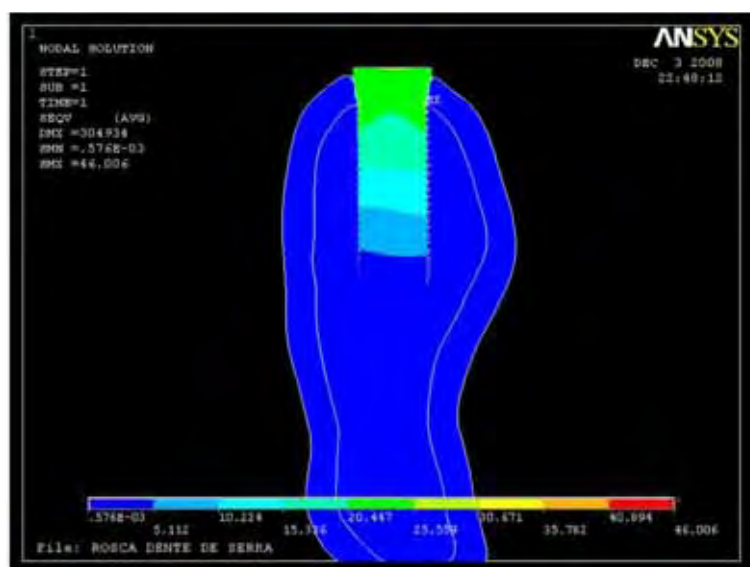


Figura 51 – Representação gráfica das tensões Von Mises no implante rosca dente de serra.

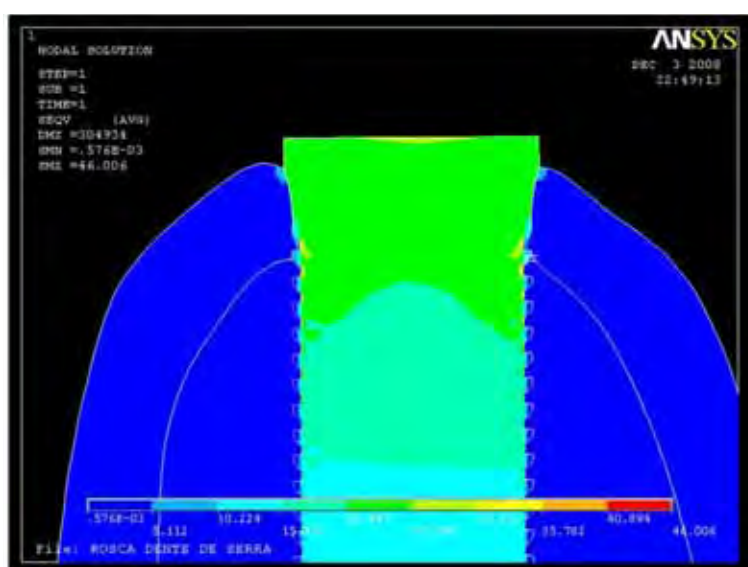


Figura 52 – Representação gráfica ampliada das tensões Von Mises no implante rosca dente de serra.

No tecido ósseo compacto foram detectados pequenos pontos com tensão máxima de 10 MPa, reduzindo para $0,6E-3$ MPa, conforme ilustra a Figura 53.

No tecido ósseo esponjoso houve pontos com tensão máxima de 0,8 MPa, reduzindo para $8,2E-3$ MPa, conforme ilustra a Figura 54.

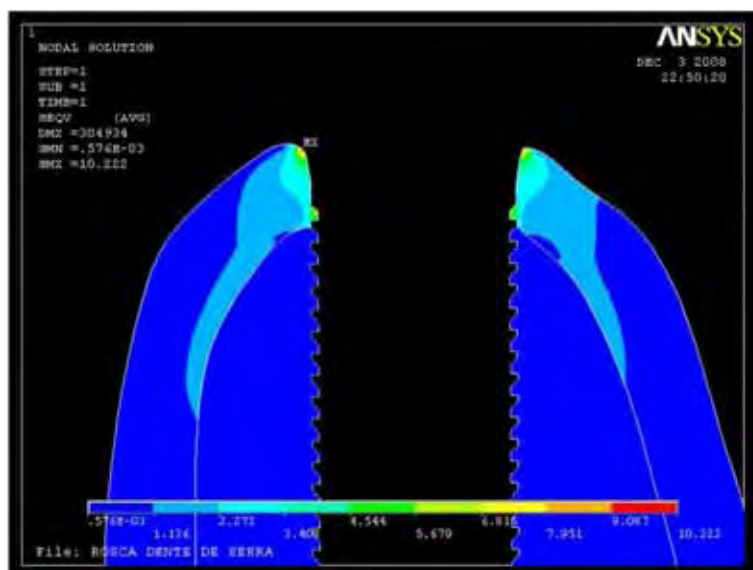


Figura 53 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo compacto adjacente ao implante rosca dente de serra.

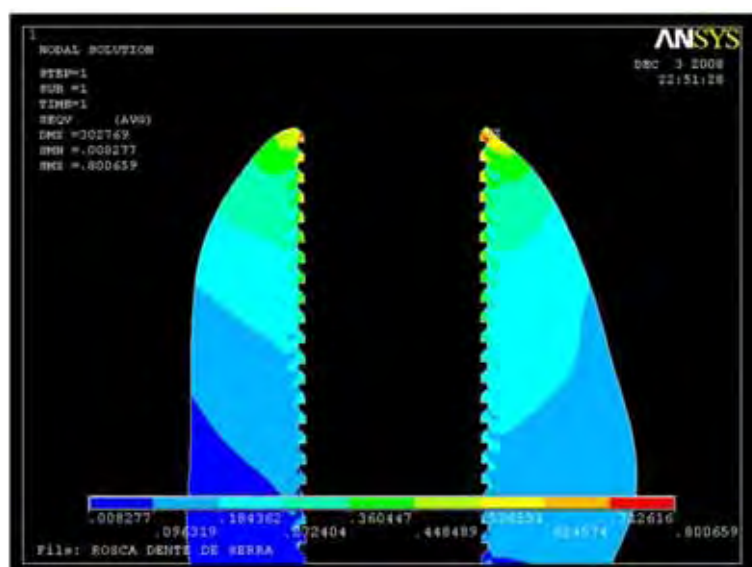


Figura 54 – Representação gráfica das tensões Von Mises no tecido ósseo esponjoso adjacente ao implante rosca dente de serra.

Capítulo 5. Discussão

Ao observar as imagens numa visão qualitativa, pode-se ver claramente a diminuição das tensões de Von Mises, à medida que se afasta da região de aplicação do carregamento; isto ocorre tanto no implante como no tecido ósseo compacto e tecido ósseo esponjoso, fenômeno também observado por Sakaguchi e Borgersen em 1993, quando detectaram um decréscimo das tensões em direção ao ápice do implante, condição esta perfeitamente esperada, pois é um processo biomecânico de transferência das cargas mastigatórias aos tecidos vizinhos ao implante, fenômeno também observado em todos os implantes analisados neste estudo.

Durante o processo de simulação, observou-se uma tensão máxima de 12,82 MPa na região do tecido ósseo compacto, próximo à cervical do implante CR 03; mínima de 7,57 MPa para o implante CR 02; uma tensão máxima de 2,19 MPa para a região de tecido ósseo esponjoso, próximo à cervical do implante CR 04; mínima de 0,69MPa para o implante CR 01.

Para a discussão da análise dos resultados, optou-se pela construção de gráficos a partir dos resultados da simulação apresentados pelo programa Ansys. Foram elaborados gráficos comparativos de tensão nos implantes, no tecido ósseo e no tecido esponjoso conforme ilustram as Figuras 55, 56 e 57.

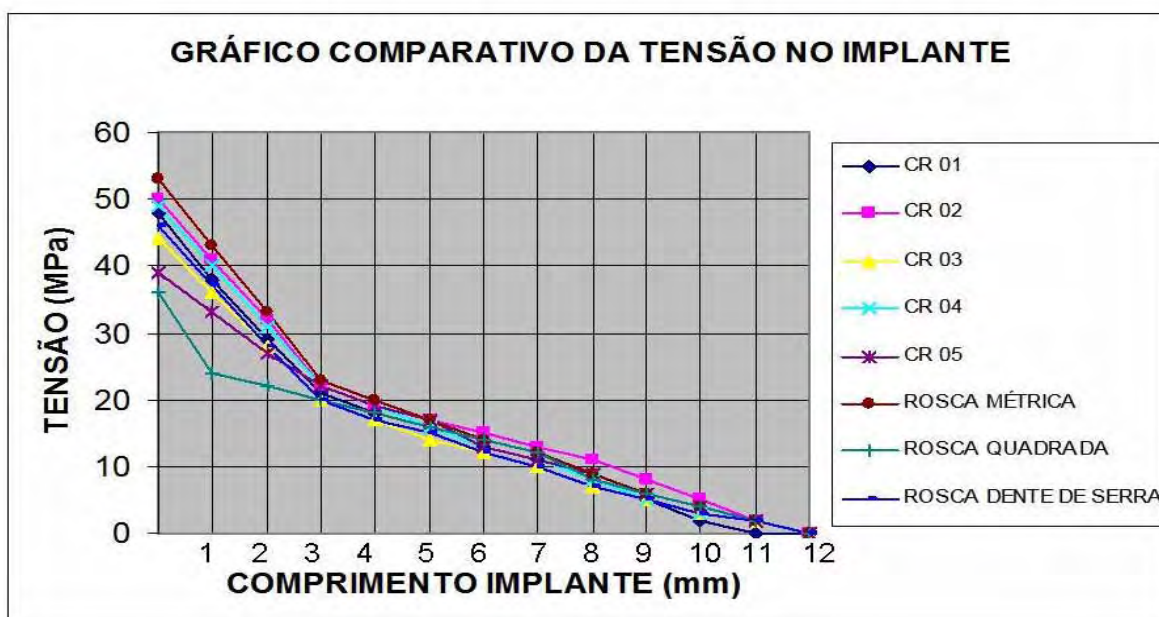


Figura-55

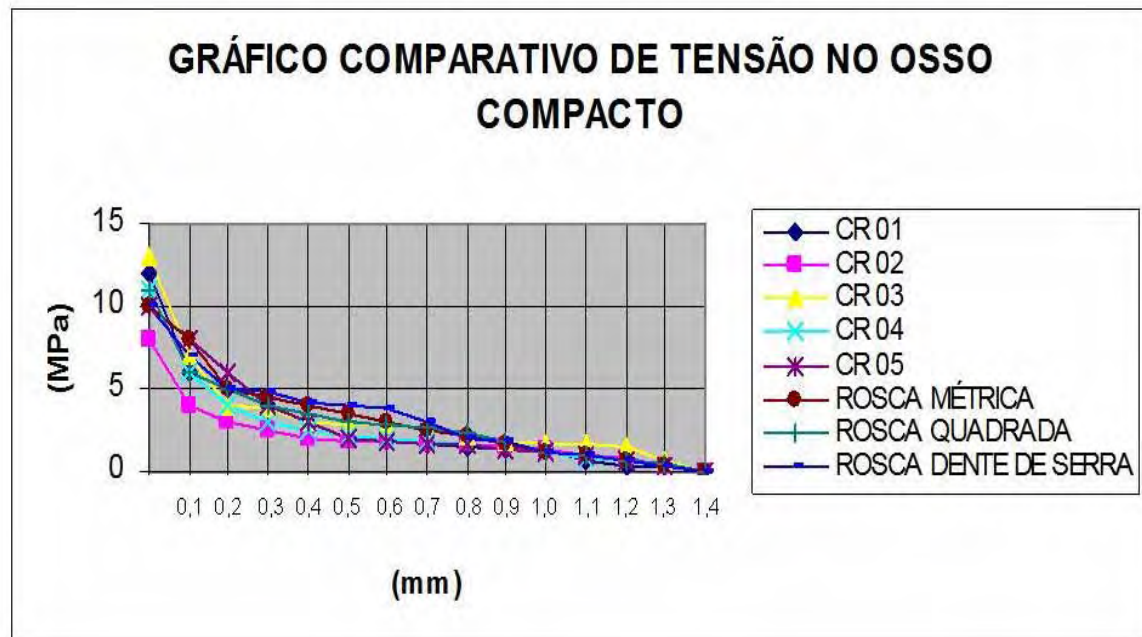


Figura-56

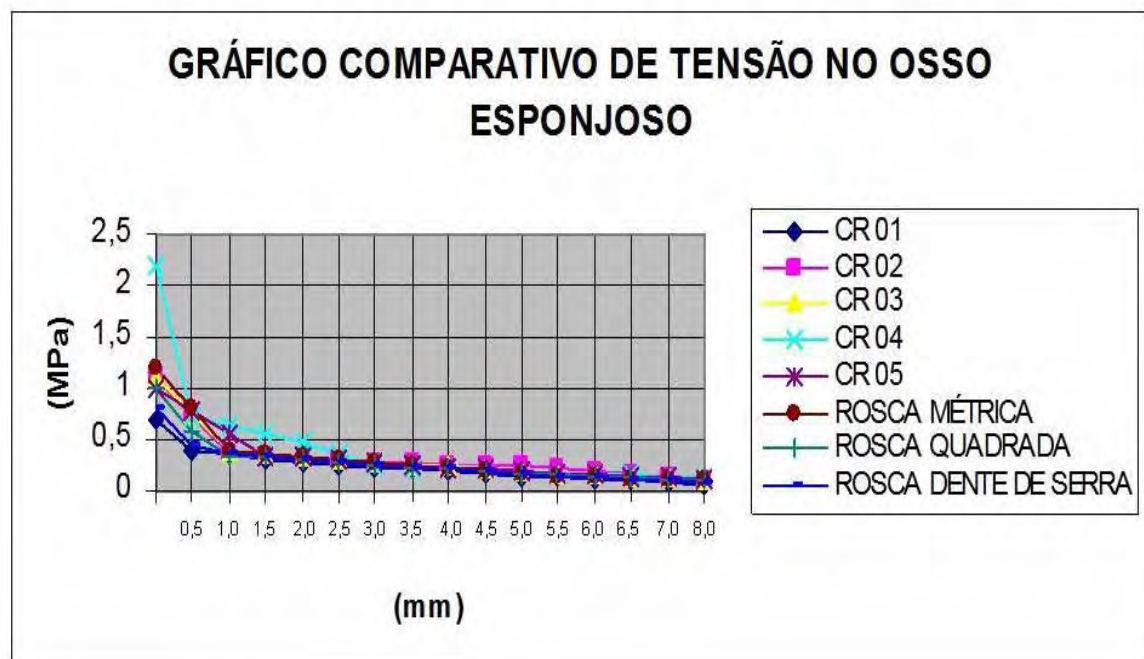


Figura-57

Segundo Loffredo; Ferreira (2007), o limite de escoamento não representa um ponto definido na curva, pois a existência de diferentes tipos de tecido ósseo não permite definir com exatidão os pontos de um diagrama de tensão-deformação.

Nordin e Frankel (2001) apresentaram o diagrama de tensão-deformação de tecido ósseo com diferentes densidades. O teste apresentado é de compressão, retirado de um estudo realizado por Keaveny e Hayes (1993).

Segundo Nordin e Frankel(2001), os valores de resistência máxima para o osso compacto é de 100 a 150 MPa e 8 a 50 MPa de resistência máxima para o osso esponjoso.

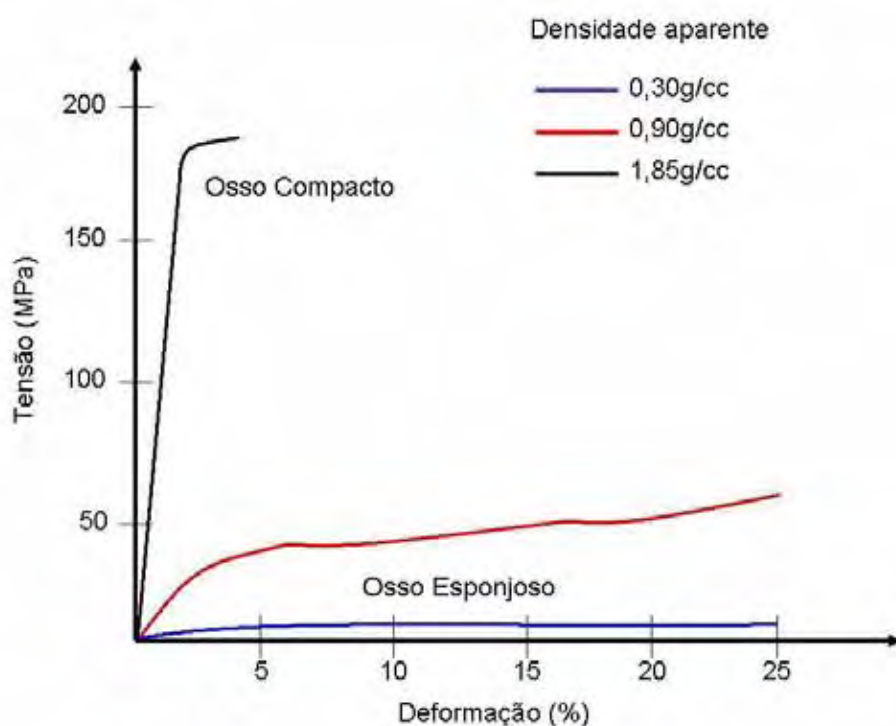


Figura 58 – Ensaio de compressão de tecido ósseo.

Para Silva e Mei (2006), o titânio puro pode obter resistência mecânica até 740MPa.

Portanto, os resultados obtidos neste estudo e mostrados nos gráficos 55, 56, e 57, dificilmente chegarão ao ponto de resistência máxima, pois o maior valor de tensão encontrado no implante durante a simulação não chega a 10% da tensão de resistência apresentada por Silva e Mei (2006). Seguindo o mesmo raciocínio, tanto as tensões máximas encontradas durante a simulação para o osso compacto como para o osso esponjoso, não chegam a 10% dos valores médios encontrados por Nordin e Frankel(2001) .

Num comparativo, apresentado no Tabela 4, com o trabalho publicado por Hassler (1980), o qual afirma que as tensões geradas no tecido ósseo podem ser nocivas ou não, pois a destruição celular ocorre quando as tensões excedem 69 N/mm², enquanto uma tensão de 24,8 N/mm² produzirá um aumento no crescimento ósseo, observa-se que o maior valor obtido para o tecido osso compacto está em torno dos 50% da tensão considerada saudável, e a tensão obtida para osso esponjoso não chega a 10%.

Tabela - 4

COMPARATIVO EM %DOS RESULTADOS OBTIDOS COM RESULTADOS DE TENSÃO SAUDÁVEL APRESENTADOS POR HASSLER (1980)				
IMPLANTE	T. OSSO COMPACTO (MPa)	%	T. OSSO ESPOJOSO (MPa)	%
R. MÉTRICA	09,81	39,5	1,18	4,75
R. QUADRADA	11,30	45,54	1,03	4,15
R. D. SERRA	10,22	41,18	0,80	3,22
CR01	11,63	46,87	0,69	2,78
CR02	07,57	30,50	1,09	4,39
CR03	12,82	51,66	1,12	4,51
CR04	11,27	45,41	2,19	8,82
CR05	9,68	39,00	1,02	4,11

Capítulo 6. Conclusão

Com dados obtidos na análise e discussão conclui-se que:

- todos os implantes com seus respectivos perfis de rosca apresentaram picos de tensão no corpo do implante, porém nenhum chegou a atingir o ponto de escoamento ou ruptura do titânio.

- todas as tensões as quais o tecido ósseo compacto ou esponjoso foi submetido não atingiram o ponto de escoamento ou ruptura no material ósseo

Assim, para a escolha de um perfil de rosca que apresentasse melhor distribuição das tensões a qual o implante foi submetido, optou-se pelos que apresentaram menores danos ao tecido ósseo compacto e esponjoso as quais neste estudo foram o CR02 e CR01 respectivamente.

No entanto, além dos objetivos buscados e esclarecidos, pode-se afirmar que todos os perfis de roscas propostos na inovação estão dentro de um limite de segurança para utilização em futuros projetos de implante endósseos.

Referências

ADELL, R. et al. A 15- year study on osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. oral Surg.**, v. 10, p. 387-416, 1981.

ADELL, R. et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. I. A three-year longitudinal prospective study. **Int. J. oral Surg.**, v.15, p.39-52, 1986.

AMADIO, A. **Fundamentos da Biomecânica do Esporte. Considerações sobre a Análise Cinética e Aspectos Neuro-musculares do Movimento.** 122 f Tese (Doutorado Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo). 1989.

ANDERSON, A. C. et al. A influência da osseocompressão na estabilidade de implantes: revisão de literatura. **Implant News**, v. 3, n 5, Set.-Out. 2006.

BASTOS, I.N.; VANZILLOTTA, P.S.; SOARES, G.A. Caracterização morfológica e topográfica da superfície de implantes dentários . **Revista Brasileira de Odontologia**, Vol.60, Nº01, pp 47-50, jan – fev.2003.

BETIOL, E.A.G.; **Avaliação biomecânica da união dente-implante com diferentes tipos de conectores, por meio do método dos elementos finitos.** (Tese de Doutorado). São Paulo, Faculdade de Odontologia USP, 2006.

BIDEZ, M.W.; MISCH, C. E. Force transfer concepts in implant dentistry: basic concepts and principles. **J. Oral Implants.** V. 18, n. 3, p.264-274, 1992.

BRANEMARK, P.I.; ADELL, R.; BREINE, U.; HANSSON, B.O.; LINDSTROM J.; OHLSSON, A. Intraosseous anchorage of dental prosthesis. I. Experimental studies. **Scand J.Plast Reconstr Surg.**, Vol.3, Nº02, p. 81-100 1969.

BRANEMARK, P.-I, et al. An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and the maxillary sinus. **J Oral Maxillofac Surg.** V. 42, p. 497-505, 1984.

BRANEMARK P-I, ZARB GA, ALBREKTSSON T. **Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.** Chicago: Quintessence; 1985

BRUNSKI, B.J. et al. The influence do functional use of endosseous dental implants on the tissue-implants. **J.Dent. Res.** v. 85, nº. 10, p. 1970-1980, 1979.

BRUNSKI, B.J. Biomaterials and biomechanics in dental implant desing. **Int. J. Oral Maxillofac Implants**, v.3,nº 2, p. 85-97, 1988.

BRUNSKI, B. J. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. **Rewiew paper . Clin Mater.** nº 10, p. 153-201, 1992.

BURSTONE, C. J.; PRYPUTNIEWICZ, R. J. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. **Am J Orthod, St. Louis**, v. 77, nº. 4, p. 398-409, Apr. 1980.

DOBLARÉ, M.; GARCIA, J. M. Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory. **J. Biomechanics**, v. 35, p. 1-17, 2002.

CAPUTO, A. A.; CHACONAS, S. J.; HAYASHI, R. K. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. **Am J Orthod, St. Louis**, v. 65, no. 3, p. 250-259, Nov. 1974.

CESCHIN, J.R. **Implante na reabilitação bucal.** São Paulo: Panamed, 1984. p. 63.

COWIN, S.C.; **Bone Mechanics.** 1ed, Boca Raton U.S.A., CRC Press, 1989.

FARAH, F. W.; CRAIG, R. G.; MEROUEH, K. A. Finite element analysis of three and four-unit bridges. **J Oral Rehabil**, v. 16, n.6, pp. 603-611, 1989.

FERREIRA, AURÉLIO B. DE HOLANDA **Novo dicionário Aurélio da Língua Portuguesa.** 2ª ed. Rio de Janeiro, Editora Nova Fronteira, 1986, 260p.

FRIBERG, B.; LEKHLOM V.; JENT, T.; Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. **Int. Oral Max Impl** , v. 6, n 2, p. 142-146, 1991.

HALL, S. **Biomecânica Básica**. 3^a ed., Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1991, 86 p.

HARALDSON,T.; CARLSSON, G.E.; Bite force oral function in patients with osseointegrated oral implants.; **Scand J Dent Res**, v.85, n3, pp. 200-208, 1977.

HASSLER, C.R., RYLICKY,E.F., CUMMINGS, K.D. et al. Quantification of bone stress during remodeling **J. Biomech**, United States, v13, n.2, p.185-190, feb. 1980.

HAY, J **The Biomechanics of Sports Techniques**.3rd ed. Englewoo Cliffs, N. J, Prentice-Hall 1978.

HOBO,S.; ICHIDA,E.; GARCIA, L,T. **Osseointegração e Reabilitação Oclusal**. 1 ed., São Paulo, Quintessence Book , 1997.

HUNGARO, P. **Estudo comparativo finito, de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte**. Dissertação (Mestrado em Prótese) - Faculdade de Odontologia de São Paulo, São Paulo, 1996.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

KEAVENY, T. M.; HAYES, W. C. Mechanical properties of cortical and trabecular bone. **Bone**, nº 7, pp 285-344, 1993.

LAGANÁ, D. C.; **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi – rígido**. 60f. Tese (livre Docência em Prótese) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1996.

LENHARO, A.; COSSO, F. Carga imediata em um único elemento dental. Um protocolo de duas horas. **Implant News** v. 1, nº 2. Mar./Abr. 2004.

LOFFREDO, M.C.M.; FERREIRA, I. Resistência mecânica e tenacidade à fratura do osso cortical bovino. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**; v. 23, n. 2, pp. 159-168, agosto 2007.

MADEIRA, M. C; **Anatomia da Face**. 5^a ed, São Paulo, Sarvier, p. 57.

MIDDLETON, J; JONES, M. L.; WILSON, N.A. **Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement**. Surry , Vol. 12 Nº 4, pp 319-327, Julho 1990.

MISCH, C. E. Bone density: effect on treatment planning, surgical approach and progressive loading. **Int. J Oral Implant**. V.6, p.23-31, 1990.

MISCH, C. E. **Implantologia contemporânea**. Trad. por Juan Alvarez Mendizanval. Madrid: Mosby, p 772, 1995.

MISCH, C. E. **implantes Dentários Contemporâneos**. 2 ed, São Paulo, Santos, p. 333, 2006.

MISCH, C. E. et al. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. **Implant Dent**. v. 8, nº 4, p.376-86, 1999.

MISCH, C. E.; BIDEZ, M. W.; Force transfer concepts in implant dentistry: basic concepts and principles. **J. Oral Implantol** v. 18, nº 3, p. 264-274, 1992.

MORAES, M C. C.S. B.; MORAES, E. J.; ELIAS, C. N. Analise de tensões em implantes osseintegrados por elementos finitos: variação da ancoragem e diâmetro dos implantes. *Rev. Brás. Implant*. Jul-set ; pp21-25; 2001.

NAGEM FILHO, H.; FRANCISCONI, P. A. S.; CAMPI JR, L.; FARES, N. H. Influência da textura superficial dos implantes. **Revista odonto Ciência – Fac. Odonto/ PucRS**, Vol. 22, Nº 55, Jan.-Mar. 2007.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3^a Edição, New York . USA, p34, 2001.

OLIVEIRA, J.E. **Biomecânica básica para ortodontistas**. 1ª Edição Belo Horizonte: UFMG, 2000 p 196.

OLIVEIRA, J.E. **Princípios de Bioengenharia em implantes Osseointegrados** 1 ed. Rio de Janeiro, Pedro primeiro, 1997.

PALACIOS MORENO, ANA MARIA **Estudo comparativo da distribuição das tensões no osso e no implante variando-se o diâmetro destes, através do método dos elementos finitos**. 1998. 03 f. Dissertação(Mestrado – Curso de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Prótese Parcial Fixa) Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 1998 .

PETRIE, C.S.; WILLIAMS, J.L. Comparative evaluation of implants designs: influence of diameter, length, and taper on strains in alveolar crest. A three-dimensional finite-analysis. **Clin Oral implants Res**. V.16, n. 4, p.486-494, 2005.

PEREIRA, J. L. N. **Avaliação da distribuição de tensão nas facetas estéticas de porcelana pelo método de elementos finitos**. (2005), 148f, Dissertação(Mestrado-Odontologia) Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa, 2005.

PIERRISNARD, L.; HURE, G.; BARQUINS, M.; CHAPPARD, D. Two Dental Implants Designed for Immediate Loading: A Finite Element Analysis. **Internacional. Journal of Oral and Maxillofacial Implants**. nº 3, p 353-362, 2002.

PRAÇA, L. R. **Análise da distribuição de tensões ao redor de implantes osseointegrados em função do desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante utilizando o método bidimensional de elementos finitos**. (2002), 77f, Dissertação (Mestrado - Biofísica), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2006.

PUGH, J.W.; ROSE, R.M.; RADIN, R.L. Iastic and viscoelastic proprieties of trabecular bone: dependence on structure. **J. Biomech**, new york, v.6, nº 5, p. 475-485, Sept. 1973.

REZENDE, I. C. B. **Relação entre a perda de osso alveolar, magnitude de força aplicada e o deslocamento inicial do dente: uma análise tridimensional pelo método dos elementos finitos**. 2000. 72 f. Monografia (Especialização em Ortodontia)-Centro de Odontologia e Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2000.

RUBIN, C. et al. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **J Dent Res**, Washington, v. 62, nº. 2, p. 82-86, Feb. 1983.

SATO, Y., TEIXEIRA, E. R., TSUGA, K., SHINDOI, N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 26, n. 8, p. 640-643, Aug. 1999.

SAKAGUCHI, R; BORGERGEN, S. E. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. **Int J Oral maxillofac Implants**, Chicago, v.8, n. 6, pp 655-661, 1993.

SCHNITMAN, P. A.; WORHRLE, S.; RUBENSTEIN, J. E.; Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage. Threaded implants: methodology and results. **J. Oral Implants** v. 6, n 2, p. 96-105, 1990.

SCHROEDER, A.; SUTTER, F.; KREKELER, G. **Implantologia Dental**. São Paulo: Panamericana,. p 62 ; 80. 1994

SELNA;L. G.; SHILLINGBURG; H.T.; KERR; P.A.; Finite element analysis of dental structures-axisymmetrics and plane stress idealizations. **J. Biomed Mater Res**. V. 9; pp 243 – 244; 1975.

SENDYK, C. L.; **Distribuição das tensões nos implantes ósseo-integrados – análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética**. 1998. 127f. Tese (Doutorado em Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

SILVA, A. L. V. C.; MEI, P. R. **Aço e ligas especiais**. 2ª ed, São Paulo, Ed. Edgard Blücher; p 459; 2006.

SOUZA, L. R. **Análise bidimensional de tensões em implantes de Nióbio e titânio pelo método dos elementos finitos**, (2006), 61f, Dissertação (Mestrado – Odontologia), Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2006.

STEIGENGA J.T. et al. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. **Implant Dent.** v.12, n 4, p.306-317, 2003.

STEYN, C. L.; VERWOERD, W. S.; VAN DER MERWE, E. J.; FOURIE, O. L. Calculation of the position of the axis of rotation when single-rooted teeth are orthodontically tipped. **Br J Orthod**, Oxford, v. 5, no. 3, p. 153-156, Jul. 1978.

SYKARAS, N. et al. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration . A literature review. **Int J. Oral Maxillofac Implants**. V. 15, nº. 5, p. 675-690, sept.-oct . 2000.

THOMAS, K. A. ; COOK, S.D.; An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. **J. Biomed Mater res**. V. 19, p. 875-901, 1985.

TURNER, C. H. Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. **Bone**, v. 23, p. 399-407, 1998.

VALETIN, I.; TAIEB, A.; BENHAIM,L.; FRANQUIN, J. C.; HOURI,A. Analyse de la répartition des contraintes os-implant. Modélisation plane par éléments finis, **Cah Prothèse**, Paris, v. 72, p. 142-153, Dec., 1990.

VALEN, M.; LOCANTE, W. M.; Osteocompression in dentistry. **Int. J. Oral Implantology** . v.26, n 3, p.177-184, 2000.

WEINER, S.; WAGNER, H. D. The material bone. **Annu. Rev. Mater. Sci.**, v. 28, p. 271-298, 1998.