

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

PAULO CESAR DAHIA DUCOS

**MODELAGEM DO COMPORTAMENTO DE MINI-IMPLANTES
DE Ti-6Al-4V PARA ANCORAGEM ORTODÔNTICA**

Tese de Doutorado apresentada ao Curso de Doutorado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências dos Materiais.

Orientador: Prof. Carlos Nelson Elias D. C.

RIO DE JANEIRO

2010

c2010

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro-RJ-CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmear ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do (s) autor (es) e do (s) orientador (es).

617.695 Ducos, Paulo Cesar Dahia.
D841m Modelagem do comportamento de mini-implantes de
Ti-6Al-4V para ancoragem ortodôntica / Paulo Cesar Dahia
Ducos. – Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2010

104 f.: il.
Tese (doutorado)-Instituto Militar de Engenharia – Rio de
Janeiro, 2010
1. Ligas Metálicas. 2. Materiais Ortodônticos. I. Título.
II. Instituto Militar de Engenharia
CDD 617.695

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

PAULO CESAR DAHIA DUCOS

**MODELAGEM DO COMPORTAMENTO DE MINI-IMPLANTES DE Ti-6Al-4V
PARA ANCORAGEM ORTODÔNTICA**

Tese de Doutorado apresentada ao Curso de Doutorado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciência dos Materiais.

Orientador: Prof. Carlos Nelson Elias D. C.

Aprovada em 21 de julho de 2010 pela seguinte Banca Examinadora:

Prof. Carlos Nelson Elias – DC do IME – Presidente

Prof. Luis Henrique Leme Louro – Ph. D. do IME

Prof. José Ricardo Gomes Matheus – DC do IME

Prof. Luciano Luporini Menegaldo – DC do IME

Prof. Carlos Sergio da Costa Viana – Ph. D. da UFF

Prof. Álvaro de Moraes Mendes – DO da UERJ

RIO DE JANEIRO

2010

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto Militar de Engenharia, meus primeiros agradecimentos. Muito do que me orgulho ser, como pessoa e como profissional, devo a esta instituição, aos seus professores, à sua história e tradição. Tenho muito orgulho por ter estudado nesta casa.

Ao meu orientador, Prof. Elias, seguem meus agradecimentos mais efusivos. Ninguém contribuiu mais diretamente do que ele para o sucesso deste trabalho. Sua orientação clara, segura, objetiva e também exigente define o papel do verdadeiro orientador e me inspirou a tentar fazer sempre o melhor.

No IME meus agradecimentos ao Leonardo do LEM, amigo e camarada, que muito me auxiliou nos ensaios mecânicos.

A Empresa Conexão Sistemas de Prótese por permitir o acesso ao desenho dos diferentes tipos de mini-implantes.

No CENPES, meus agradecimentos ao Prof. Dr.Elton, que foi sempre atencioso em atender meus pedidos desesperados de realização dos experimentos e ao Eng. Marcello Augustus onde, seguro na teoria e na prática, que me prestou inestimável e, sobretudo imediata ajuda na simulação por análise de elementos finitos dos mini-implantes realizados no programa ANSYS.

Por fim, meus agradecimentos carinhosos à minha mulher, Yara, e às minhas preciosas filhas que me incentivaram e apoiaram nos momentos mais difíceis.

Paulo Cesar Dahia Ducos

SUMÁRIO

LISTA DE SIGLAS	9
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	10
LISTA DE TABELAS	16
1 INTRODUÇÃO.....	19
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	26
2.1 Tecido ósseo	26
2.1.1 Considerações anatômicas	26
2.1.2 Complicações em carregamento ortodôntico.....	29
2.2 Ligas de titânio	28
2.3 Processos de fabricação.....	30
2.4 Tratamento térmico das ligas de Ti	32
2.5 Método de inserção dos mini-plantas.....	37
2.6 Critérios de escoamento para materiais dúcteis	39
2.7 Perfil da rosca	40
2.8 Torque de inserção e remoção.....	43
2.9 MEV e Microscopia óptica antes e após ensaios	49
2.10 Correlação entre o torque de inserção e o comprimento inserido.....	51
2.11 Análise da fratura	52
3 MATERIAIS E MÉTODOS	54

3.1	Ensaio mecânico.....	55
3.2	Morfologia das superfícies de fratura dos mini-implantes.....	55
3.3	Análises pelo método de elementos finitos	56
3.3.1	Análise não-linear pelo método de elementos finitos	58
3.4	Parafuso auto-perfurante (P1).....	59
3.5	Condições de carregamento no parafuso autoperfurante (P1).....	60
3.6	Parafuso autoperfurante P1-carregamento-35Ncm	62
3.7	Parafuso autorosqueante (P2) – carregamento-10Ncm.....	65
3.8	Parafuso autorosqueante (P2) -carregamento – 35Ncm.....	66
4	RESULTADOS	67
4.1	Ensaio de tração da liga Ti-6Al-4V.....	67
4.2	Área de contato dos filetes	69
4.3	Análise por microscopia eletrônica de varredura	71
4.4	Análise pelo método de elementos finitos.....	72
4.4.1	Flexão e tração: restrição de 100% da superfície – torque de 35 Ncm	72
4.4.2	Flexão e tração: restrição de 100% da superfície– torque de 10 Ncm	73
4.4.3	Flexão e tração:restrição de 50% da superfície-torque de 10 Ncm.....	76
4.4.4	Flexão e tração: inclinação de 30 graus e 100% de imobilização.Torque de 10Ncm ..	78
4.4.5	Flexão e tração: inclinação de 30 graus e 50% restrição torque de 10 Ncm.....	79
4.4.6	Pré-tração-imobilização de 100% da superfície-torque de 10 Ncm.....	80
4.4.7	Pré-tração-imobilização de 100% da superfície-torque de 35 Ncm.....	81

4.4.8	Pré-tração-imobilização de 50% da superfície-torque de 35n ncm.....	83
4.4.9	Flexão e tração-imobilização de 100% da superfície da rosca modificada.....	85
4.4.10	Flexão e tração-imobilização de 50% da superfície-rosca modificada.....	86
4.4.11	Flexão e tração-imobilização de 100% da superfície. ângulo filete 55°	87
4.4.12	Flexão e tração-imobilização de 100% da superfície. ângulo filete 57°	88
4.4.13	Flexão e tração-imobilização de 100% da superfície –ângulo filete 60 graus	90
4.4.14	Flexão e tração - restrição de 100% da superfície– ângulo filete 61°	91
4.4.15	Flexão e tração-imobilização de 100% da superfície –ângulo filete 65°	92
5	DISCUSSÃO	93
6	CONCLUSÕES	101
7	BIBLIOGRAFIA	102

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ABREVIATURAS

Al ₂ O ₃	-	óxido de alumínio
AP	-	Autoperfurante(s)
AR	-	Autorosqueante(s)
CCC	-	estrutura cristalina cúbica de corpo centrado
HA	-	Hidroxiapatita
HC	-	estrutura cristalina hexagonal compacta
Ti cp	-	titânio comercialmente puro ASTM grau 1 a 4
Ti-6Al-4V	-	liga de titânio ASTM grau 5 contendo 6% de alumínio e 4% de vanádio
TiO ₂	-	dióxido de titânio

SÍMBOLOS

α	-	fase alfa
β	-	fase beta
τ	-	tensão cisalhante
σ	-	tensão normal

LISTA DE SIGLAS

ASTM	American Society for Test Materials
IME	Instituto Militar de Engenharia
MEV	Microscopia ou microscópio eletrônico de varredura
UFF	Universidade Federal Fluminense
UERJ	Universidade do Estado do Rio de Janeiro

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG. 1	Modelo típico do implante dentário convencional (Catálogo Conexão).....	20
FIG. 2	Modelo de aparelho extra-bucal	21
FIG. 3	Sistemas de ancoragem (PALMA, 2006)	21
FIG.4	Partes do mini-implante: A) cabeça; B) perfil transmucoso e C) ponta ativa. (ARAÚJO, 2006).....	22
FIG. 5	Mini-implante em forma de parafuso, A: cabeça sextavada com 3,4 mm de comprimento, B: comprimento ativo do mini-implante de 6,0 mm, C: 2,0 mm de diâmetro, D: distância de 0,51 mm entre os passos, E: morfologia da superfície não tratada. (SERRA, 2007)	22
FIG. 6	Procedimento cirúrgico. A) Anestesia. B) Perfuração direta. C) Instalação do mini- implante com micromotor. D) Instalação do miniiimplante com chave tufo. E) Aplicação do torque de 10N.F) Miniimplantes instalados (MELO, 2006).....	23
FIG. 7	Modelos de diferentes de mini-implantes, sendo A, B) autorosqueantes e C, D) auto perfurantes. (ARAÚJO, 2006).....	24
FIG. 8	Retração dos dentes anteriores com mini-implantes (RITTO,2003).....	24
FIG. 9	Retração dos dentes anteriores e inf. com mini-implantes (RITTO,2003).....	24
FIG.10	Formas de verticalização molar (RITTO,2003).....	25
FIG.11	Diagrama de fases da liga Ti-Al. ASM Metals HandBook Volume 3.	33
FIG.12	Detalhe do diagrama de fases da liga Ti6Al-V. Suranaree University of Technology, 2007.	35
FIG.13	(A) Mini-implante autorosqueante; (B) Mini-implante autoperfurante. Nota-se o formato cilíndrico do tipo autorosqueante e o formato cônico do autoperfurante. (MARINS, 2008).....	37
FIG.14	Micrografia de parafusos. A, Tecido ósseo (W) com canal Haversian e osso lamelar (L) em torno do parafuso. Osseointegração entre o parafuso e o osso	

	(250 X). B, Parafuso com furação em cheio na mandíbula (40X). C, Parafuso com pré-furação na mandíbula, KIM (2005).....	38
FIG.15	Comparação entre os métodos(DIETER,1981)	40
FIG.16	Mini-implantes: (a) cilíndrico; (b) cônico. (Yano, S. et al. 2006).....	40
FIG.17	Perfil da rosca triangular (GENEROSO,2009).....	41
FIG.18	Perfil da rosca trapezoidal (GENEROSO,2009).	41
FIG.19	Perfil da rosca redonda (GENEROSO,2009).	42
FIG.20	Perfil da rosca dente de serra (GENEROSO,2009).....	42
FIG.21	Mini-implante cônico com 1,6 mm de diâmetro (ponta cônica de 1,3 mm de diâmetro) e 8 mm de comprimento (ISA orthodontic implants, BIODENT Co. Ltd).	43
FIG.22	Torque de remoção em função dos grupos. (SERRA, 2007)	45
FIG.23	Micrografia da liga Ti6Al4V do tipo: a) ELI; b) I; c) II; d) III; e) IV; f) V. LÜTJERING, (1998).	50
FIG.24	Morfologia da superfície de fratura do mini-implante MEV, magnitude de 100X MARINS, 2008.....	50
FIG.25	Parte da região da cabeça e do transmucoso do mini-implante fraturado. Microscopia óptica, magnitude de 100x. Parafuso P1. MARINS, (2008).	51
FIG.26	Microscopia óptica, magnitude de 100x. Parafuso P2 fraturado.MARINS, (2008).	51
FIG.27	Vista da fratura do implante, DUCOS et al. (2006).	53
FIG.28	Análise da distribuição de tensão de Von Mises (MPa) no hexágono do implante para torque de 50 Ncm., DUCOS et al. (2006).....	53
FIG.29	Distribuição da malha tetraédrica no parafuso autoperfurante.	60
FIG.30	Condições de carregamento: pré-tração (equivalente ao torque de 10 Ncm) e força de flexão no parafuso autoperfurante com 100% e 50% da área dos filetes restrita.	61

FIG.31	Condições de carregamento: pré-tração (equivalente ao torque de 10 Ncm) e força e flexão no parafuso autoperfurante. Modelo contendo o parafuso com inclinação de trinta graus.	62
FIG.32	Condições de carregamento: pré-tração (equivalente ao torque de 35 Ncm) e força de flexão no parafuso autoperfurante.	64
FIG.33	Condições de carregamento: pré-tração (equivalente ao torque de 10 Ncm) e força de flexão no parafuso autorosqueante, com filetes restritos.	65
FIG.34	Condições de carregamento: pré-tração (equivalente ao torque de 10 Ncm) e força de flexão no parafuso autorosqueante, com filetes restritos.	66
FIG.35	Vista do ensaio de tração com extensômetro.	67
FIG.36	Gráficos tensão-deformação da liga Ti-6Al-4V.	68
FIG.37	Curva bi-linear com endurecimento isotrópico da liga Ti-6Al-4V.	69
FIG.38	Resultado do cálculo da superfície de contato dos mini-implantes: (a) cônico; (b) cilíndrico com o auxílio do SolidWorks.	70
FIG.39	Aspecto da fratura do corpo de prova ensaiado, revelando um comportamento do tipo taça-cone, característico de material dúctil.	71
FIG.40	Microscopia da superfície de fratura do corpo de prova ensaiado, mostrando micro- cavidades.(350X)	71
FIG.41	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e tração.	72
FIG.42	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e tração.	73
FIG.43	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e tração.	74
FIG.44	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e tração.	74
FIG.45	Distribuição das deformações no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e pré-tração	75

FIG.46	Distribuição das deformações no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração.....	75
FIG.47	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e pré-tração.	76
FIG.48	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração.	76
FIG.49	Distribuição das deformações no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e pré-tração.....	77
FIG.50	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração.	77
FIG.51	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e tração e inclinação.....	78
FIG.52	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e tração e inclinação.....	78
FIG.53	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e tração.....	79
FIG.54	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e tração.....	79
FIG.55	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a pré-tração com torque de 10Ncm.....	80
FIG.56	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a pré-tração.	80
FIG.57	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e pré-tração com torque de 35Ncm.....	81
FIG.58	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração com torque de 35Ncm.....	81
FIG.59	Distribuição das deformações no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e pré-tração com torque de 35Nm.....	82

FIG.60	Distribuição das deformações no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração com torque de 35Ncm.	82
FIG.61	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e pré-tração com torque de 35 Ncm.....	83
FIG.62	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e pré-tração com torque de 35Ncm.....	83
FIG.63	Distribuição das deformações no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e pré-tração com torque de 35Ncm.	84
FIG.64	Distribuição das deformações no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração com torque de 35Ncm.	84
FIG.65	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração-rosca modificada.....	85
FIG.66	Perfil da rosca do mini-implante autorosqueante (P2): (a) raiz arredondada e (b) dente de serra.	86
FIG.67	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração –rosca modificada.	86
FIG.68	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e tração-ângulo do filete de 55 graus.....	87
FIG.69	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e tração. Inclinação 0 grau, 100% inserido, torque 10Ncm eângulo do filete de 55 graus.....	88
FIG.70	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e pré-tração-ângulo do filete de 57 graus.	89
FIG.71	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração-ângulo do filete de 57 graus.....	89
FIG.72	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfuraante (P1), submetido a flexão e pré-tração-ângulo do filete de 60 graus.....	90
FIG.73	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração-ângulo do filete de 60 graus.	90

FIG.74	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e pré-tração-0 grau-10Ncm-ângulo do filete de 61 graus.	91
FIG.75	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração-0 grau-10Ncm-ângulo do filete de 61 graus	91
FIG.76	Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido a flexão e pré-tração-0 grau-10Ncm-ângulo do filete de 65 graus.....	92
FIG.77	Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido a flexão e pré-tração-ângulo do filete de 65 graus	92

LISTA DE TABELAS

TAB. 1	Titânio padrão comercialmente puro (Ti cp) - norma ASTM F 67.....	29
TAB. 2	Titânio padrão, Grau 5, segundo a norma ASTM F 67.....	30
TAB. 3	Ligas de Titânio e fases presentes a temp. ambiente. KNOLL, (2006).	34
TAB. 4	Valores típicos das propriedades mecânicas à temperatura ambiente das ligas de titânio(Callister,2002).....	36
TAB. 5	Comparação entre a média dos torques (Ncm) de inserção com e sem perfuração com broca	38
TAB. 6	Torques (Ncm) de inserção e de remoção e desvio-padrão. AP: auto perfurante, AR: autorosqueante, F; fresado na ponta, MR: micro-rosca, 1C; um canal, 2C; dois canais. MARINS, (2008)	44
TAB. 7	Média e desvio-padrão do torque de remoção de parafusos protéticos apertados com 35Ncm. ELIAS, (2006).....	46
TAB. 8	Torques (Ncm) de inserção e de remoção e desvio-padrão. AP: auto perfurante, AR: auto rosqueante, F; fresado na ponta. MARINS, (2008).	48
TAB. 9	Tensões máximas de von Mises determinadas na simulação dos modelos de mini-implantes.....	96
TAB. 10	Deformações máximas determinadas na simulação dos modelos de mini-implantes.....	98
TAB. 11	Pontos de maior concentração de tensões, obtidos na simulação de rosca modificada	99
TAB. 12	Tensões máx. (MPa) com variação do ângulo do filete dos mini-implantes ..	100

RESUMO

Foram estudados dois tipos de mini-implantes para ancoragem ortodôntica de Ti-6Al-4V, da empresa Conexão Sistemas de Próteses, sendo um autoperfurante e o outro autorosqueante, solicitados por torção à temperatura ambiente durante a inserção do parafuso e submetidos a um carregamento de flexão durante o período de ancoragem. Para isto foram realizados ensaios de torção do mini-implante e análise fractográfica para fins de simulação computacional. Na análise por método de elementos finitos para o estudo do comportamento estrutural, foi avaliada a influência da geometria do filete de rosca, do ângulo de inclinação do parafuso no momento da inserção e da porcentagem de restrição dos filetes. Os resultados das simulações mostraram que o mini-implante autoperfurante apresenta menor concentração de tensão do que aquele para o mini-implante autorosqueante, e que o arredondamento da raiz da rosca melhora a distribuição das tensões. Demonstrou-se também que o filete de rosca com ângulo de 60° apresenta menores níveis de concentração de tensões.

ABSTRACT

It was studied two types of mini-implants for anchorage orthodontic of Ti-6Al-4V, from “Conexão Sistemas de Próteses” company. One of them was self-penetrating and the other one was a self-threaded screw, requested by torsion at room temperature during the insertion. They were submitted to a bending force during the anchorage period. Torsion tests were carried out on the mini-implants as well as the fractographic analyses and these results were used for computational simulations. The finite element analysis was employed in the computational analyses in order to study the structural and mechanical behavior of the mini-implants. Variables such as the threaded-screw geometry, the screw inclination angle during insertions, and the percentage of restriction of the mini-implants were evaluated. The simulation results indicated that the mini-implant self-penetrating presented smaller stress concentration than the mini-implant self-threaded. Also, the root rounding of the threaded screws improved their stress distributions. It was also observed that the screw thread with 60 degrees angle presented the lowest levels of stress concentrations.

1. INTRODUÇÃO

Atualmente, o número de pacientes adultos que procura tratamento ortodôntico para as reabilitações oclusais é grande.

A ancoragem é um dos parâmetros mais importantes no tratamento ortodôntico. Toda mecânica ortodôntica requer um planejamento criterioso e individualizado, com especial atenção na seleção do dispositivo de ancoragem. Os métodos convencionais de ancoragem apresentam uma série de desvantagens como: complicações estéticas e funcionais, efeitos colaterais, aparelhos intraorais grandes, constrangimento social com aparelhos extra-oral e, principalmente, necessidade de muita colaboração do paciente, o que pode interferir no resultado final do tratamento.

Os implantes podem ser úteis na redução do tempo de tratamento. Quando colocados em posições corretas promovem vetores de forças favoráveis a determinados tipos de movimentos dentários e evitam efeitos indesejáveis nos dentes naturais, para a acomodação das forças resultantes durante o tratamento ortodôntico.

Os implantes convencionais podem ser fabricados com diferentes materiais. Esses materiais possuem em comum características como a biocompatibilidade e a não toxicidade. (FAVERO, *et al.*, 2002). O titânio comercialmente puro é o material mais usado na fabricação dos implantes osseointegráveis por possuir baixo peso e excelente resistência à tração e à fratura perante as cargas mastigatórias e forças ortodônticas. Este material consiste de 95% titânio e 5% de outros elementos como: carbono, ferro, oxigênio, nitrogênio e hidrogênio.

O sucesso obtido com implantes de titânio para fins protéticos despertou a possibilidade da sua utilização na ancoragem ortodôntica. Os implantes ditos regulares ou convencionais foram a partir de então extensivamente testados sob condições ortodônticas. Implantes com dimensões variando entre 3 e 4 mm em diâmetro e 6 a 13 mm em comprimento foram testados em animais e em humanos com altas taxas de sucesso. Um dos modelos convencionais de implante dentário de titânio é apresentado na FIG.1. Entretanto, implantes dentários convencionais só podem ser posicionados em áreas limitadas, como na região retromolar ou em áreas

edêntulas. Além disso, devido ao seu tamanho, são incômodos para o paciente em virtude da severidade da cirurgia, do desconforto da cicatrização inicial e da dificuldade de higienização.

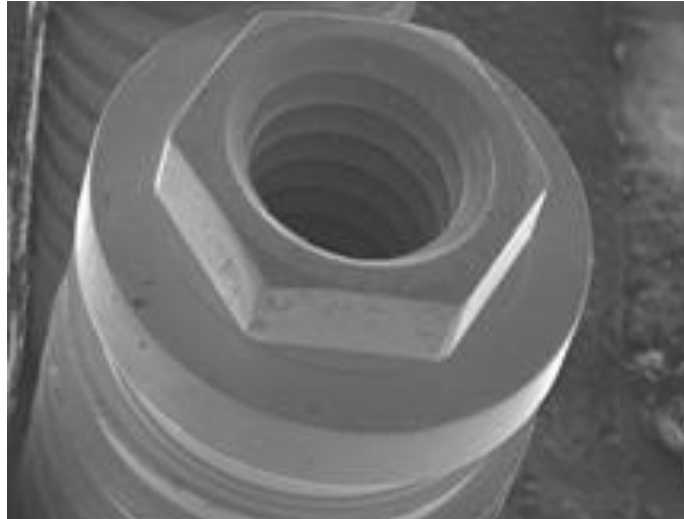


FIG. 1 Modelo típico do implante dentário convencional (Catálogo Conexão)

Existem dois tipos de ancoragem: (1) ancoragem dentária e (2) ancoragem auxiliar. A ancoragem dentária é resultado da resistência ao movimento usando dentes como âncoras. A ancoragem auxiliar pode ser realizada por aparelhos apoiados em tecido mole ou duro, tais como: arco extrabucal, barra transpalatina, escudo labial e barra lingual. A FIG. 2 ilustra um exemplo de aparelho extra-oral.

Dentro dos procedimentos de correção ortodôntica, depara-se sempre com problemas de deformações plásticas da forma dos arcos metálicos de nivelamento dentário devido principalmente às forças inadequadas induzidas durante a alimentação do paciente. As deformações freqüentes destes arcos acarretam aumento no tempo de tratamento, além de efeitos deletérios nos elementos dentários situados nos extremos do espaço protético e da falta de controle na movimentação ortodôntica.

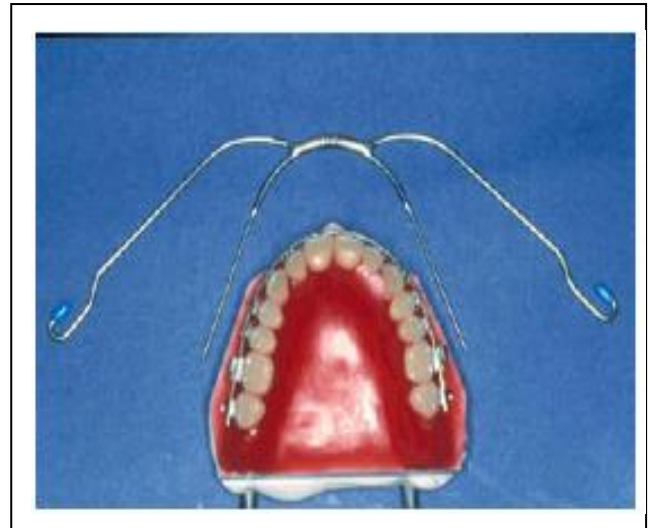


FIG. 2 Modelo de aparelho extrabucal <http://picasaweb.google.com/dramandaborges/APARELHOS>

Dentre os sistemas de ancoragem utilizados atualmente, destacam-se os implantes dentários convencionais (ósseo-integráveis), as mini-placas e os mini-implantes (implantes provisórios), conforme apresentado na FIG. 3.



FIG. 3 Sistemas de ancoragem (PALMA, 2006)

As principais partes de um mini-implante são mostradas na FIG. 4.

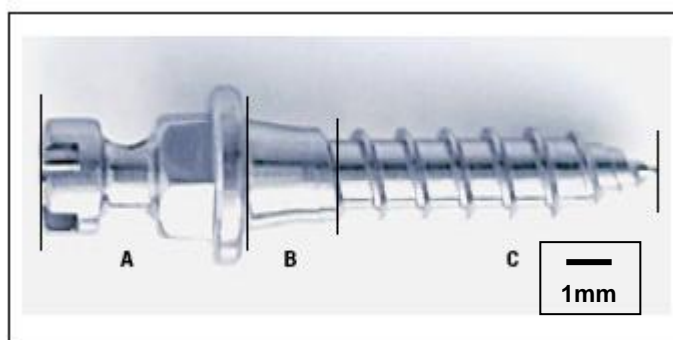


FIG. 4 Partes do mini-implante: A) cabeça; B) perfil transmucoso e C) ponta ativa. (ARAÚJO, 2006).

Diversos problemas de ancoragem podem ser resolvidos com a utilização dos mini-implantes. Estes dispositivos apresentam vantagens sobre os demais sistemas de ancoragem. Eles causam mínima inflamação nos tecidos orais (HONG et al., 2004), possuem pequeno tamanho, podem ser inseridos em várias áreas intra-orais favorecendo a utilização de diferentes mecanismos ortodônticos, apresentam facilidade de inserção e remoção (POGGIO et al., 2006) e possibilitam o carregamento logo após a inserção (DEGUCHI et al., 2003).

Os mini-implantes ou parafusos ortodônticos fixados no osso foram inicialmente descritos por KANOMI, 1997. Posteriormente a forma e as dimensões foram alteradas para diâmetros entre 1 mm e 2 mm e comprimento na faixa de 6 a 12 mm. (BAE, *et al.*, 2002), (FREUDENTHALER, *et al.*, 2001), (PARK, *et al.*, 2005). Mostra-se na FIG. 5 o modelo de mini-implante para ancoragem ortodôntica.

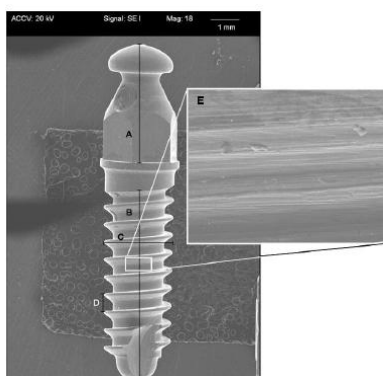


FIG. 5 Mini-implante em forma de parafuso, A: cabeça sextavada com 3,4 mm de comprimento, B: comprimento ativo do mini-implante de 6,0 mm, C: 2,0 mm de diâmetro, D: distância de 0,51 mm entre os passos, E: morfologia da superfície não tratada. (SERRA, 2007)

Os mini-implantes são pequenos o suficiente para serem colocados em qualquer área do osso alveolar. O procedimento cirúrgico pode ser feito pelo ortodontista ou clínico geral. Sua cicatrização é rápida e podem ser facilmente removidos após sua utilização. A fim de melhorar a resistência mecânica dos mini-implantes ortodônticos, usa-se ligas de titânio para sua confecção. Preferencialmente emprega-se o titânio grau 5, cuja liga possui 6% de alumínio e 4% de vanádio (Ti-6Al-4V), conforme mostrado na FIG. 6.

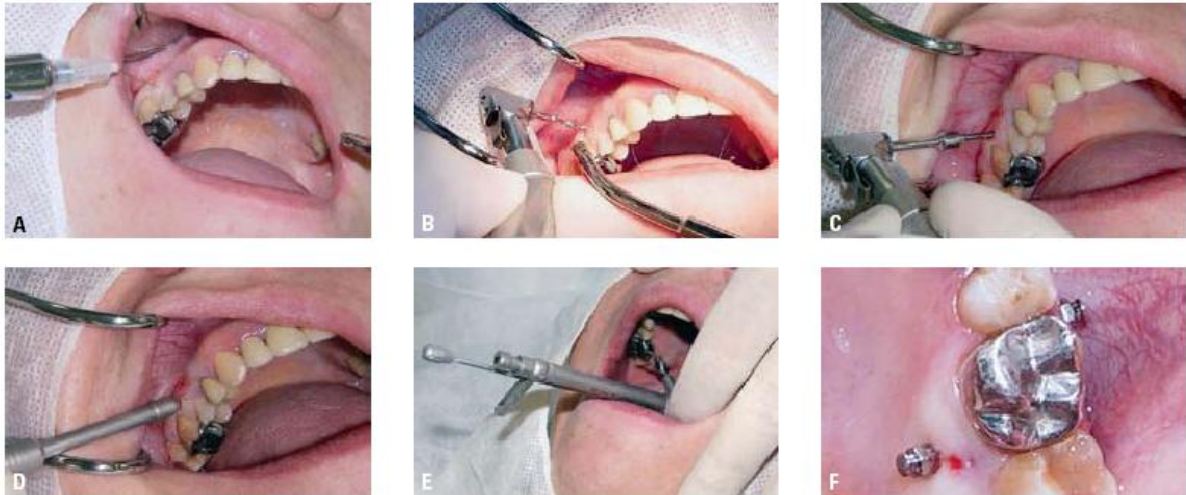


FIG. 6 Procedimento cirúrgico. A) Anestesia. B) Perfuração direta. C) Instalação do miniimplante com micromotor. D) Instalação do miniimplante com chave tufo. E) Aplicação do torque de 10N. F) Miniimplantes instalados (MELO, 2006)

Devido ao tamanho e modo de implantação, os mini-implantes diferem dos implantes convencionais pelo fato destes não se osseointegrarem completamente, o que facilita sua remoção após uso. Devido à complexidade de esforços que podem atuar no momento da inserção e remoção de mini-implantes, a forma ideal ainda não está estabelecida e por isso, existem vários modelos de mini-implantes. As diferenças estão na cabeça, parte transmucosa e perfil de rosca da parte ativa, conforme mostrado na FIG. 7.



FIG. 7 Modelos de diferentes de mini-implantes, sendo A, B) autorosqueantes e C, D) autoperfurantes. (ARAÚJO, 2006).

Como mais uma das vantagens, em relação aos implantes osseointegráveis, tem-se que as forças ortodônticas podem ser aplicadas imediatamente após sua implantação, resistindo ao movimento quando submetido à carga desta força ortodôntica. Nas FIG. 8, 9 e 10 são mostrados alguns exemplos de aplicações dos mini-implantes.



FIG. 8 Retração dos dentes anteriores com mini-implantes (RITTO, 2003).

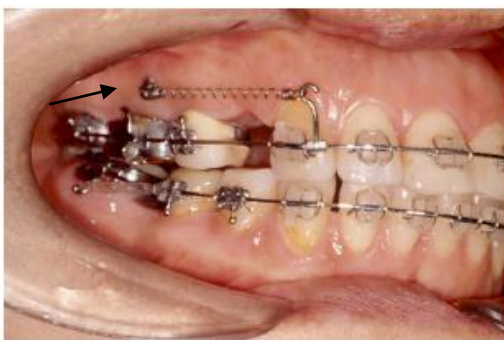


FIG. 9 Retração dos dentes anteriores e inferiores com mini-implantes (RITTO, 2003).



FIG. 10 Formas de verticalização molar (RITTO, 2003).

Os mini-implantes ortodônticos podem apresentar uma grande contribuição no futuro como auxiliares no tratamento ortodôntico (TEIXEIRA, 2006). Entretanto, ensaios mecânicos e avaliações devem ser realizados para se otimizar novos diâmetros e formatos e assim aumentar as possibilidades de aplicação tornando os procedimentos cirúrgicos menos mórbidos.

Para melhorar a estabilidade mecânica os desenhos e diâmetros de mini-implantes têm sido modificados e testados. Ainda assim, não existe atualmente, um consenso quanto à melhor forma e dimensões dos mini-implantes.

Outro problema do emprego dos mini-implantes refere-se ao elevado índice de perda. De acordo com (KRAVITZ e KUSNOTO, 2007), as taxas de falha de mini-implantes sobre carregamento ortodôntico variam de 11 a 30%. Muitas perdas ocorrem devido à sobrecarga na interface osso-parafuso.

O presente trabalho tem por objetivo modelar o comportamento dos mini-implantes. Foram testados mini-implantes da empresa Conexão Sistemas de Próteses (São Paulo-SP) dos tipos autoperfurante (P1) e autorosqueante (P2) com diâmetros de 1,5 mm e comprimento de 9,0 mm submetidos a carregamento similar ao empregado no tratamento ortodôntico.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 TECIDO ÓSSEO

2.1.1 CONSIDERAÇÕES ANATÔMICAS

A espessura e a densidade do osso cortical são fatores críticos para a retenção do miniimplante e variam entre os pacientes e locais dos maxilares. Os locais com osso cortical espesso e denso são considerados mais estáveis para os miniimplantes. Na mandíbula, a área retro-molar e a região posterior bucal satisfazem este critério. Na maxila a área de sutura do médio-palato é considerada o local mais favorável para implantação por causa do tecido macio e fino e osso denso.

O tecido ósseo é um material viscoelástico, anisotrópico, devendo ser tratado como um material compósito heterogêneo, principalmente no que se refere à sua porosidade irregularmente distribuída. Orifícios, de quaisquer proporções, podem enfraquecer o tecido ósseo. Quando o diâmetro do orifício for maior do que 30% do diâmetro transversal do osso, esse enfraquecimento torna-se muito acentuado.

Fatores importantes na gênese de fraturas são a magnitude, a duração e a direção das forças atuando no osso. As forças de carregamento podem ser de natureza axial (trativa ou compressiva) ou de natureza transversal (cisalhante). O osso é mais resistente à compressão e menos resistente ao cisalhamento.

As tensões impostas provocam encurtamento ou alongamento dos ossos. Nos esforços de torção, a deformação angular desperta tensões de cisalhamento, cujo valor máximo ocorre no ponto mais distante do centro, ou seja, na superfície cortical. Observando uma seção transversal do osso, verifica-se que as forças de reação no mesmo, na torção, têm sentido oposto ao torque aplicado. Contudo, quando há um defeito ósseo no osso submetido à torção, o sentido do carregamento no osso é o

mesmo da força externa aplicada na porção central de sua seção transversal. Neste caso, somente a superfície da região cortical do osso resiste à tensão aplicada.

(YAO, et al., 2005) analisaram os resultados tridimensionais registrados em modelos iniciais e finais de 22 pacientes tratados com mini-implantes submetidos a intrusão ortodôntica de molares. Concluíram que a intensidade de intrusão alcançada para os primeiros molares foi de três a quatro milímetros, para os segundos molares de dois milímetros e para os pré-molares de um milímetro.

Os mini-implantes estão disponíveis em comprimentos e diâmetros diferentes para a colocação em locais diferentes em ambas as mandíbulas. COSTA et al.(2005) avaliaram as profundidades dos tecidos duros e macios de 20 pacientes e concluíram que os mini-implantes de 4 a 6 mm em comprimento podem ser usados com segurança na maioria das regiões, mas cada paciente tem uma profundidade de osso que deve ser avaliada.

2.1.2 COMPLICAÇÕES EM CARREGAMENTO ORTODÔNTICO

Segundo (HART, *et al.*, 1992) um dos maiores desafios da ortodontia tem sido desenvolver técnicas capazes de controlar a ancoragem e os movimentos dentários, unitários ou em grupos. Segundo o autor, a ancoragem é definida como um sistema de resistência às forças ortodônticas, podendo ser composta por um dente, grupo de dentes ou estrutura anatômica que resista ao movimento dentário decorrente do uso de alguma força ortodôntica.

A estabilidade do mini-implante durante o tratamento depende da densidade óssea, do tecido do peri-implantar, da forma do mini-implante, da técnica cirúrgica e da força de carregamento. Geralmente a falha da ancoragem é resultado da baixa densidade óssea devido à insuficiente espessura cortical.

CORNELIS, et al. (2007), demonstraram que a estabilidade clínica suficiente para os mini-implantes ortodônticos pode ser alcançada com níveis de osseointegração tão baixo quanto 5%. Os parafusos permanecem fáceis de remover com níveis de osseointegração de até 25%. Verificaram também, que não há

consenso sobre o carregamento ótimo e o período mínimo de cicatrização necessário para induzir a estabilidade do mini-implante. Porém, o carregamento imediato com forças reduzidas parece ser aceitável.

Segundo MORAIS, et al.(2006) mini-implantes ortodônticos da liga Ti-6Al-4V podem liberar íons metálicos para o corpo humano devido à corrosão da liga em fluidos corporais. Concluíram que foram detectadas quantidades variadas de Ti, Al e V em todos os órgãos testados, comprovando haver liberação de íons metálicos pelos mini-implantes ortodônticos de Ti-6Al-4V, com acúmulo nos órgãos a partir de 4 semanas. Apesar da tendência de liberação de íons pela liga de titânio, as quantidades de metais detectadas não atingiram níveis tóxicos, mesmo para as máximas concentrações medidas.

Para melhorar os tratamentos, alguns pesquisadores citam que a estabilidade mecânica e o desempenho de mini-implantes de 2 mm de diâmetro inseridos bicorticalmente apresentam melhores resultados que os monocorticais (FREUDENTHALER, 2001). No entanto, segundo (LIOU et al., 2004) a questão da ancoragem continua sendo relevante no tratamento ortodôntico. Mesmo com o uso de mini-implantes pequenas perdas de ancoragem são encontradas. Essa perda segundo os autores deve-se à deformação dos arcos ortodônticos ou dos dispositivos mecânicos empregados.

(HUANG, et al., 2005) realizaram uma revisão da literatura sobre os mini-implantes ortodônticos. Concluíram que os resultados do emprego dos mini-implantes são previsíveis e úteis na ancoragem ortodôntica e ortopédica. Porém ainda necessitam de estudos adicionais sobre o seu comportamento.

2.2 LIGAS DE TITÂNIO

Para a fabricação de implantes odontológicos, o Comitê Técnico ASTM13 orienta os fabricantes quanto ao fornecimento de titânio com características específicas como, por exemplo, forma de apresentação (barras tratadas termicamente, lâminas tratadas a baixas temperaturas, forma de cilindros etc.). Com

relação ao acabamento, o titânio deve ser livre de alterações externas e imperfeições internas de modo que não interfira na sua utilização. A composição química do titânio é inerente à fabricação da esponja de titânio, e os elementos residuais presentes no metal, em pequenas quantidades, são inerentes ao processo de fabricação e não incluídas de forma intencional. A especificação padrão para o titânio comercialmente puro (Ti cp), segundo a designação ASMT F 67 é mostrada na Tabela1.

TAB. 1 Titânio padrão comercialmente puro (Ti cp) segundo a norma ASTM F 67.

GRAU ASTM Norma F67				
ELEMENTOS	1	2	3	4
Nitrogênio	0,03%	0,03%	0,0	0,05
Carbono	0,10%	0,10%	0,1	0,10
Hidrogênio	0,015	0,015%	0,0	0,01
Ferro	0,020	0,030%	0,0	0,05
Oxigênio	0,18%	0,25%	0,3	0,40
Titânio	99,07	98,91%	98,	98,5

No caso específico dos implantes osseointegráveis as ligas mais utilizadas são as abaixo descritas:

Grau 4

Titânio não ligado que oferece uma alta resistência razoável, com boa capacidade de osseointegração. Boa resistência à corrosão em meios neutros a oxidantes, incluídos os cloretos.

Equivalente aos Graus 1, 2 e 3, eminentemente adequado quando for necessária uma alta resistência. São utilizados em componentes industriais e aeroespaciais, recipientes criogênicos e dispositivos para a medicina e a odontologia.

Grau 5-Liga Ti-6Al-4V

É a liga de titânio de uso mais generalizado. Tem alta resistência mecânica, embora uma ductilidade relativamente baixa. A principal aplicação desta liga é em aeronaves e em naves espaciais. Seu uso em artefatos off-shore está em crescimento. A liga é soldável e pode ser endurecida por precipitação. Possui composição química mostrada na Tabela 2.

São utilizadas em aplicações que requeiram excelente resistência às fraturas e à fadiga: aeronaves, componentes estruturais, aplicações biomédicas e indústria automobilística

TAB. 2 Composição nominal do titânio Grau 5, segundo a norma ASTM F 136.

Elementos	Al	V	Fe	O	N	H	C	Outros	Ti
Teor (% em peso)	5,50 – 6,75	3,50 – 4,50	Máx. 0,40	Máx. 0,20	Máx. 0,05	Máx. 0,125	Máx. 0,10	Máx. 0,40	Balanço

Grau 5-ELI (“extra low intersticial”)

O titânio ASTM grau 5-ELI possui alumínio e vanádio e menor conteúdo de oxigênio e de ferro em relação ao Ti cp. O baixo conteúdo de oxigênio e de ferro aumenta a ductilidade e tenacidade, e os elementos de liga vanádio e alumínio controlam as fases presentes. Esta liga é usada na fabricação de implantes dentários e ortopédicos, com várias formas e dimensões. Face sua excelente tenacidade é indicado para vasos criogênicos de alta pressão.

2.3 PROCESSOS DE FABRICAÇÃO

O custo de produção do titânio é duas vezes maior que o do aço inoxidável ou alumínio. Seu uso como material para fundição é perigoso, porque emana vapor e oxida rapidamente a elevadas temperaturas. Por essa razão, quase sempre é utilizado em forma trabalhada ou usinada.

A usinagem dos implantes provoca rugosidade na superfície, distinta da superfície lisa ou polida. O método empregado de usinagem determina o tipo de acabamento da superfície. A maioria dos fabricantes utiliza métodos para tratar as superfícies dos implantes após a usinagem.

Para o fabricante de implantes, a escolha do tipo de tratamento superficial a ser empregado pode ficar limitada aos equipamentos de usinagem existentes, laboratórios disponíveis e do grau de desenvolvimento tecnológico alcançado.

Os implantes ósseo-integráveis, no que se refere ao acabamento superficial podem ser classificados em três grandes grupos:

No primeiro não se emprega qualquer tratamento pós-usinagem; o implante é usado na condição como usinado sofrendo apenas limpeza realizada para remoção de cavacos de usinagem e retirada do óleo de corte. As etapas de limpeza podem ser executadas por imersões sucessivas dos implantes em soluções alcalinas agitadas por ultra-som, intercalando-se as imersões em água corrente.

A segunda forma de superfície objetiva melhorar a superfície pós-usinagem, modificando-a pela adição de material. Como exemplo tem-se o recobrimento por titânio em um processo de aspensão térmica conhecido como plasma “spray” (“titânio plasma spray”, TPS) ou por deposição de substâncias bioativas (HA, fosfato tricálcio e biovidro), com destaque para os fosfatos de cálcio que possuem composição similar ao constituinte mineral do tecido ósseo.

Quanto à terceira forma de superfície, promove-se o acabamento superficial através da retirada de material, por abrasão, erosão ou combinação dessas técnicas (Abrasão + Erosão).

Abrasão - jateamento com partículas abrasivas cerâmicas como o Al_2O_3 , o TiO_2 , o NaCl ou $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$. No tratamento abrasivo é possível obter superfícies dos implantes com diferentes propriedades, as quais dependem do tipo de material usado no jateamento, da granulometria das microesferas, da pressão utilizada e do tempo de jateamento.

O jateamento abrasivo não somente remove contaminantes da superfície, mas também modifica as propriedades da superfície dos implantes. Por outro lado, o

emprego de partículas abrasivas com composição química distinta do implante, pode alterar sua composição química superficial e comprometer sua biocompatibilidade.

O óxido Al_2O_3 (alumina) é utilizado como material para jateamentos abrasivos. Sua escolha é baseada em menores custos, mas, sempre deixa resíduos contaminantes na superfície do implante, de remoção total praticamente impossível. Por este motivo atualmente as empresas tem substituído o Al_2O_3 por TiO_2 .

Erosão - ataque com ácidos por imersão ($\text{HCl}/\text{H}_2\text{SO}_4$, HF/HNO_3 e HNO_3). No tratamento erosivo é possível obter superfícies dos implantes com diferentes propriedades, dependentes do tipo de ácido, tempo e temperatura de ataque.

Alguns tratamentos químicos superficiais são utilizados especificamente para remoção de contaminantes oriundos do processo de usinagem dos implantes, ou da clínica para a cirurgia. O contaminante mais freqüente é o Al_2O_3 cuja remoção envolve o emprego de soluções à base de ácido fluorídrico (HF), ácido sulfúrico (H_2SO_4), ácido nítrico (HNO_3), ácido fosfórico (H_3PO_4), ácidos orgânicos, oxidação anódica com correntes elétricas em meios ácidos e técnicas de nitretação da superfície de titânio.

2.4 TRATAMENTO TÉRMICO DAS LIGAS DE Ti

As ligas de titânio são classificadas de acordo com a micro-estrutura em:

- ligas alfa (α)
- ligas alfa-beta($\alpha+\beta$)
- ligas beta(β)

O titânio puro pode existir em duas formas diferentes:

- a) cúbica de corpo centrado acima de 885°C -fase β
- b) hexagonal compacta abaixo de 885°C – fase α

A liga, a temperatura ambiente, pode ter estruturas só alfa, só beta ou mistura de alfa e beta, além naturalmente, das fases oriundas de elementos de baixa solubilidade como carbonetos e hidretos. As temperaturas de estabilidade das fases alfa e beta podem ser controladas com a adição de elementos de liga. Por exemplo, o diagrama de fases da liga Ti-Al é apresentado na FIG. 11 mostra a influência do Al.

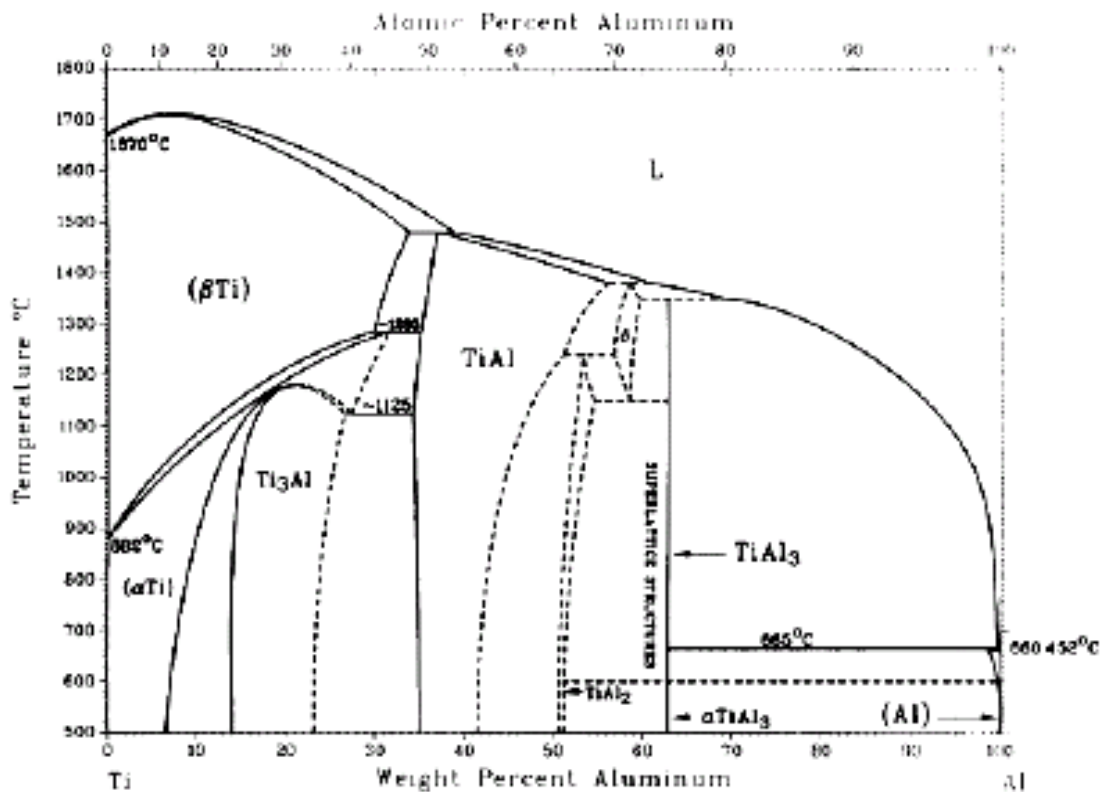


FIG. 11 Diagrama de fases da liga Ti-Al. ASM Metals HandBook Volume 3.

Ao contrário das ligas α , as ligas $\alpha+\beta$ são tratáveis termicamente. A adição de elementos de liga faz com que a fase beta, de alta temperatura, seja retida parcial ou totalmente, a temperatura ambiente. Assim, o equilíbrio de fases a temperaturas elevadas também pode ser controlado. Se uma liga é aquecida a uma temperatura elevada, pode-se obter diferentes tipos de microestrutura à temperatura ambiente, conforme o tipo de resfriamento usado. A Tabela 3 apresenta as fases características das ligas de titânio à temperatura ambiente.

TAB. 3 Ligas de Titânio e fases presentes a temperatura ambiente. KNOLL, (2006).

Alfa (α)	Alfa + Beta ($\alpha+\beta$)	Beta (β)
Ti-0,2Pb	Ti-6Al-4V	Ti-13V-11Cr-3Al
Ti-5Al-2,5Sn	Ti-8Mn	Ti-Al-8V-5Fe
Ti-8Al-Mo-V	Ti-7Al-4Mo	
Ti-6Al-2Co-Ta-Mo	Ti-4Al-3Mo-V	
Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo	Ti-3Al-2,5V	

As fases da liga Ti-6Al-4V, mostradas na FIG. 12, apresentam as seguintes características:

Alfa-equiaxial: Este tipo de estrutura desenvolve-se usualmente no material trabalhado a frio e recozido acima da temperatura de recristalização. Pode-se distinguir partículas de fase beta estabilizadas por pequenas quantidades de Fe no material. Essas pequenas quantidades de fase beta comuns no Ti comercial não ligado e algumas do tipo alfa promovem um refinamento do grão alfa pela inibição seu crescimento.

Beta transformado: É o termo geral utilizado para descrever a fase alfa formada diretamente a partir de beta. Expressões como alfa serrilhada, acicular e placas são as mais comuns, usadas para descrever as fases beta transformadas em maior detalhe.

As fases *alfa serrilhada* são desenvolvidas por resfriamento rápido desde o campo beta em Ti de alta pureza para ligas do tipo alfa. Os contornos serrilhados surgem no resfriamento rápido em Ti na parte inferior de um lingote fundido com eletrodo de tungstênio.

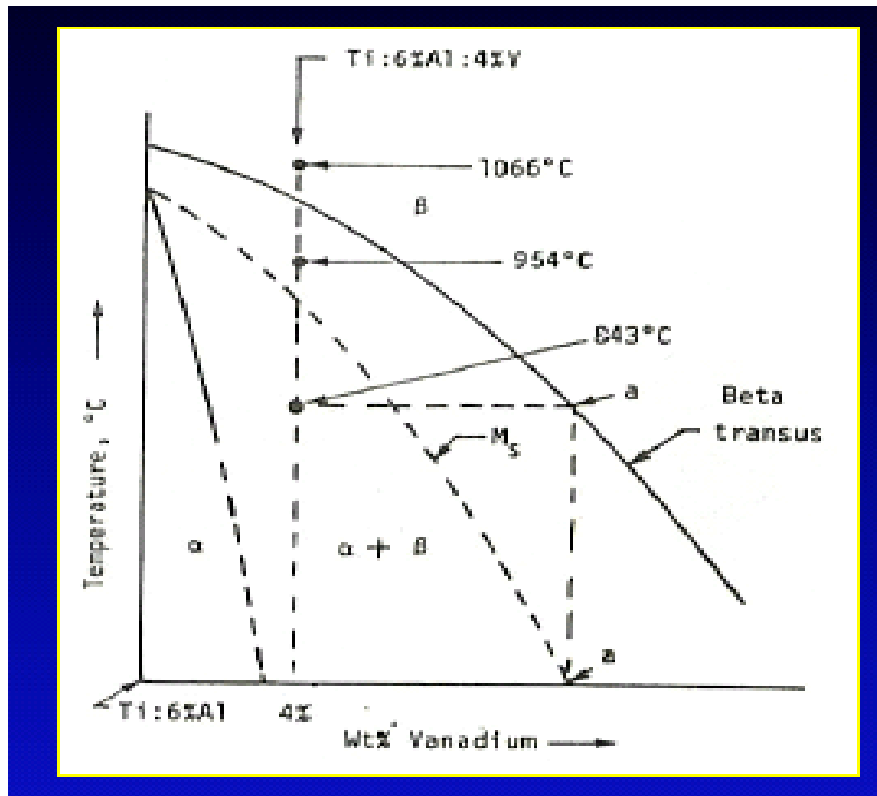


FIG. 12 Detalhe do diagrama de fases da liga Ti6Al-V. Suranaree University of Technology, 2007.

Os termos alfa acicular e Widmanstätten aplicam-se a tipos semelhantes de estruturas, no entanto o termo acicular refere-se a uma estrutura fina enquanto que o Widmanstätten pode existir como uma estrutura fina acicular ou grosseira.

Estruturas em placas são resultado de resfriamento lento a partir do campo beta ou da temperatura alta no campo alfa + beta. Pode-se também encontrá-las em forjados onde o tamanho das placas dá uma idéia da temperatura de trabalho.

A fase *alfa primária* é a fase alfa que permanece sem transformar ao contrário da fase alfa formada por transformação de beta. Se aquecermos a liga de titânio no campo alfa + beta, quanto maior a temperatura menor a quantidade de alfa primária. Isso permite grande variação de propriedades mecânicas.

Alfa-linha ou alfa martensítica, é uma estrutura alfa supersaturada fora de equilíbrio. A aparência de agulhas da estrutura alfa-linha é semelhante à martensita dos aços, mas difere no fato de reter a mesma estrutura da fase da qual se originou. Envelhecendo a fase alfa-linha induzimos a formação de fases alfa e beta em equilíbrio e um aumento em dureza e resistência. A fase alfa-linha envelhecida não pode ser distinguida da temperada através do microscópio óptico.

A fase *beta-intergranular*, também é comumente encontrada em ligas comerciais de Ti do tipo alfa + beta.

Segundo Knoll, P. K. e Schaeffer, L., (2006,) as ligas de titânio apresentam uma excelente resistência à oxidação, porém, essas ligas quando aquecidas são facilmente oxidadas. Uma maneira de se minimizar esta oxidação é a utilização de atmosferas controladas dentro do forno de aquecimento ou a utilização de uma camada gráfitica, que além de minimizar a oxidação atuará como lubrificante no momento do forjamento.

Uma estrutura importante no que diz respeito ao controle do tratamento térmico é a camada alfa saturada em gases que ocorrem nos tratamentos feitos ao ar. A grande afinidade do Ti principalmente por O₂ (estabilizador alfa) deve ser levada em consideração no cálculo das tolerâncias dimensionais das partes submetidas a tratamentos térmicos.

Uma vez que a difusão do O₂ em Ti é função do tempo e da temperatura é desejável que se empregue tempos de aquecimento e temperaturas mínimas no trabalho a quente.

As propriedades mecânicas desejadas das ligas de titânio dependem da relação quantitativa e qualitativa dessas fases. Essa relação por sua vez depende da temperatura de tratamento térmico, da temperatura de laminação ou forjamento e da composição química da liga, como mostrado na Tabela 4.

TAB. 4 Valores típicos das propriedades mecânicas à temperatura ambiente das ligas de titânio (Callister, 2002).

Ligas de Titânio	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de resistência (MPa)
Comercialmente pura Recozida	170	240
Liga Ti6Al4V Recozida (grau 5) Tratada termicamente	830 1103	900 1172

2.5 MÉTODO DE INSERÇÃO DOS MINI-IMPLANTES

Os mini-implantes podem ser autorosqueantes ou autoperfurantes, os quais exigem diferentes técnicas de inserção no osso e diferem quanto à forma. O mini-implante autorosqueante apresenta forma cilíndrica e não possui poder de corte, por isso necessita da preparação prévia do sítio de inserção através da utilização de broca para perfuração da gengiva e da cortical óssea. Normalmente empregam-se brocas com diâmetro 0,3mm menor que o diâmetro do mini-implante.

O mini-implante autoperfurante, geralmente, possui forma cônica e pode ser diretamente inserido no tecido ósseo sem necessidade de perfuração prévia. Isto torna o procedimento operatório mais simplificado (ARAÚJO, 2006), como ilustrado na FIG.13.

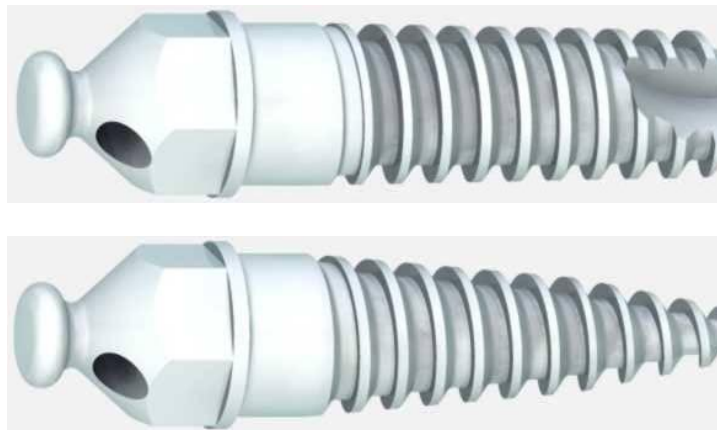


FIG. 13 (A) Mini-implante autorosqueante; (B) Mini-implante autoperfurante. Nota-se o formato cilíndrico do tipo autorosqueante e o formato cônico do autoperfurante. (MARINS, 2008).

(KIM, et al., 2005) implantaram 32 mini-implantes em dois cachorros beagle, sendo 16 mini-implantes autorosqueantes e 16 mini-implantes convencionais. Após uma semana da instalação dos mini-implantes aplicou-se uma força de 200 a 300 gf com mola de níquel titânio. Doze semanas após a implantação os mini-implantes foram testados com o Periotest (Siemens AG), e analisou-se histologicamente o osso vizinho aos mini-implantes. Os autores concluíram que os mini-implantes

autorosqueantes tinham menor rigidez e maior superfície de contato entre o osso e o metal. Os dois grupos apresentaram osseointegração.

Segundo, (MARINS, 2008), para avaliar o efeito da perfuração com broca do sítio de inserção nos valores de torque de inserção entre mini-implantes do tipo autoperfurantes, os grupos 15 e 16 foram ensaiados com perfuração dos cilindros de inserção utilizando broca de 1,5 mm. Para os grupos 17 e 18 não foram feitas perfurações (TAB.5). Os resultados obtidos mostraram que com a furação prévia o torque é da ordem de 40% daquele sem perfuração.

TAB. 5 Comparação entre a média dos torques (Ncm) de inserção com e sem perfuração com broca previamente à instalação dos mini-implantes. MARINS, (2008).

<i>Grupo</i>	<i>n</i>	<i>Características morfológicas</i>	<i>Diâmetro (mm) do mini-implante</i>	<i>Broca para perfuração (mm)</i>	<i>Média de torque e desvio padrão (Ncm)</i>
15	5	Autoperfurante(AP)	1,8	1,5	3,8 ± 0,84
16	5	Autoperfurante(AP)	1,8	1,5	4,2 ± 1,79
17	5	Autoperfurante(AP)	1,5	Não perfurado	10 ± 1,41
18	5	Autoperfurante(AP)	1,5	Não perfurado	10 ± 1,22

KIM, et al. (2005), demonstraram que o osso remodela e a osseointegração acontece em parafusos ortodônticos submetidos a uma carga imediata. O contato osso-metal, e a quantidade de área óssea foram melhores no grupo de parafusos com furação em cheio que no grupo com pré-furação. Isto indica que o grupo de parafusos com furação em cheio, com uma técnica cuidadosa, pode apresentar melhor estabilidade primária quando submetidos a uma carga imediata e utilizados como ancoragem ortodôntica, conforme mostrado na FIG. 14.

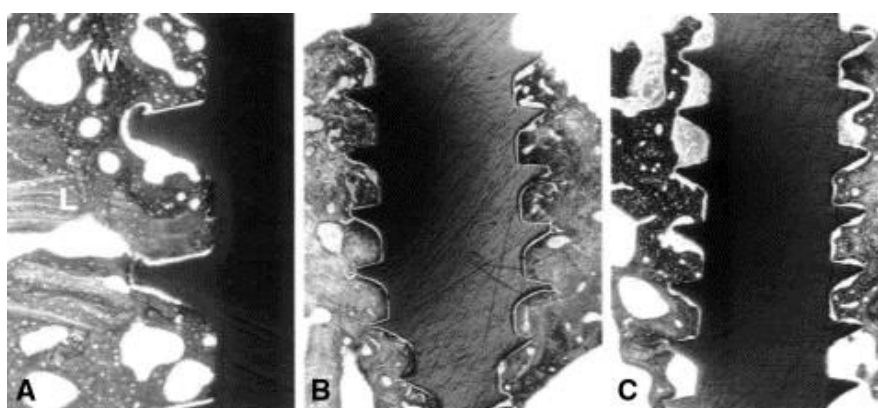


FIG. 14 Micrografia de parafusos. A, Tecido ósseo (W) com canal Haversian e osso lamelar (L) em torno do parafuso. Osseointegração entre o parafuso e o osso (250 X). B, Parafuso com furação em cheio na mandíbula (40X). C, Parafuso com pré-furação na mandíbula, KIM (2005).

2.6 CRITÉRIOS DE ESCOAMENTO PARA MATERIAIS DÚCTEIS

Os elementos estruturais e os componentes de máquinas, dentre eles, os mini-implantes são projetados de modo que o material que os compõem, seja dúctil, e não escoe pela ação dos carregamentos esperados. Dessa forma, quando o engenheiro precisa elaborar um projeto com um determinado material, ele deve estabelecer um limite superior para o estado de tensão que defina a falha do material. Se o material for dúctil, geralmente a falha será especificada pelo início do escoamento; se o material for frágil, ela será especificada pela fratura.

A Engenharia elaborou teorias para prever a ruptura de um material submetido a um estado multiaxial de tensões. Elas são utilizadas para calcular as tensões admissíveis descritas no projeto. No caso de materiais dúcteis aplica-se os critérios de von Mises e Tresca.

O critério de von Mises ou teoria da máxima energia de deformação, propõe que o escoamento em um material dúctil ocorre quando a energia de deformação por unidade de volume do material é igual ou maior que a energia de deformação por unidade de volume do mesmo material quando ele é submetido a escoamento em um teste de tração simples.

Para um estado de cisalhamento puro, o critério de von Mises prediz que o limite de escoamento em torção(k) será menor que em tração uniaxial (σ_e):

$$k = \sigma_e / \sqrt{3} = 0,577 \sigma_e$$

O critério de Tresca ou da tensão cisalhante máxima admite que o escoamento ocorra quando a tensão de cisalhamento máxima atinge o valor da tensão de cisalhamento no ensaio uniaxial de tração.

Para um estado de cisalhamento puro, o critério de Tresca prediz que o escoamento ocorrerá quando $k = \sigma_e / 2 = 0,5 \sigma_e$.

O critério de Von Mises, para um estado de cisalhamento puro, fornece um limite de escoamento, $2/\sqrt{3} = 1,155$, maior do que aquele previsto pelo critério da tensão cisalhante máxima. Esta diferença de cerca de 15% é a maior divergência entre os dois critérios de escoamento, como mostrado na FIG.15.

Com base no DIETER (1981), os dados experimentais do presente trabalho obtidos na simulação e nos ensaios mecânicos, se ajustam melhor ao critério da máxima energia de deformação do que ao critério da tensão cisalhante máxima.

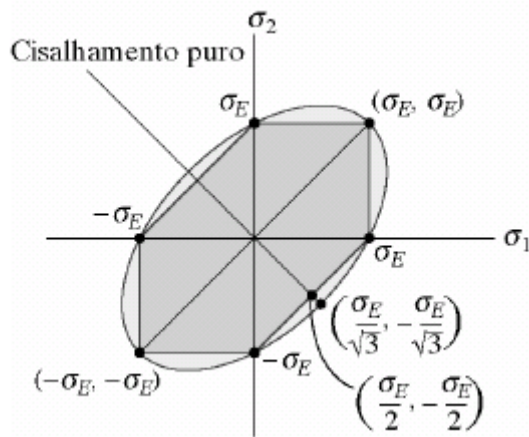


FIG. 15 Comparação entre os métodos (DIETER, 1981)

2.7 PERFIL DA ROSCA

O corpo do mini-implante pode ser cônico ou cilíndrico (FIG. 16).

Roscas soberbas são roscas comuns que em qualquer parafuso variam o diâmetro, começam finas e vão engrossando. Elas diferem das roscas cilíndricas, onde o parafuso mantém o mesmo diâmetro, começam e acabam com a mesma espessura.

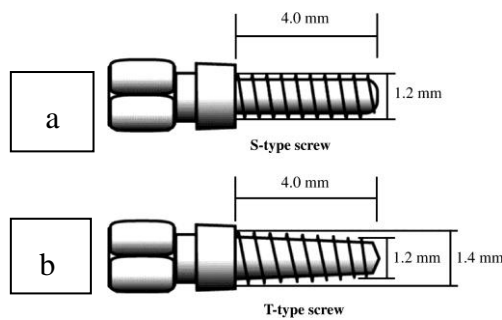


FIG. 16 Mini-implantes: (a) cilíndrico; (b) cônico. (Yano, S. et al. Eur J Orthod 2006).

Os perfis de roscas (seção do filete) são classificados em:

Triangular

É o mais comum. Utilizado em parafusos e porcas de fixação, uniões e tubos (FIG.17).

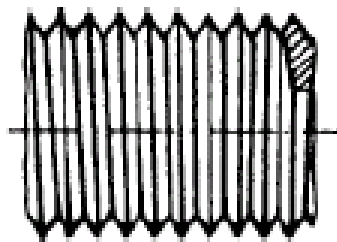


FIG. 17 – Perfil da rosca triangular (GENEROSO,2009).

Trapezoidal

Empregado na movimentação de máquinas operatrizes (para transmissão de movimento suave e uniforme), fusos e prensas de estampar (balancins mecânicos) (FIG.18).

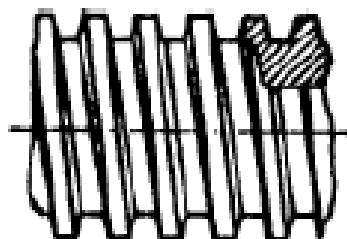


FIG. 18 – Perfil da rosca trapezoidal (GENEROSO, 2009).

Redondo

Empregado em parafusos de grandes diâmetros e que devem suportar grandes esforços, geralmente em componentes ferroviários. É empregado também em lâmpadas e fusíveis pela facilidade na estampagem (FIG.19).

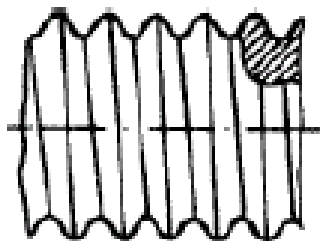


FIG. 19 – Perfil da rosca redonda (GENEROSO, 2009).

Dente de serra

Usado quando a força de solicitação é muito grande em um só sentido (morsas, macacos, pinças para tornos e fresadoras) (FIG.20).

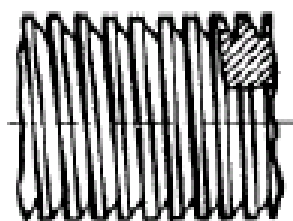


FIG. 20 – Perfil da rosca dente de serra (GENEROSO, 2009).

Os mini-implantes com menores diâmetros facilitam a inserção em locais próximos da raiz do dente sem o risco de contato. Porém, a preocupação principal em relação ao diâmetro dos mini-implantes é o aumento de parafusos fraturados com diâmetros menores de 1,2 mm. A maioria dos mini-implantes tem um diâmetro que varia de 1,2 a 2,0 mm e um comprimento de 4,0 a 12,0 mm, embora alguns

deles também estejam disponíveis com comprimentos de 14, 17 ou até mesmo 21 mm(FIG.21).

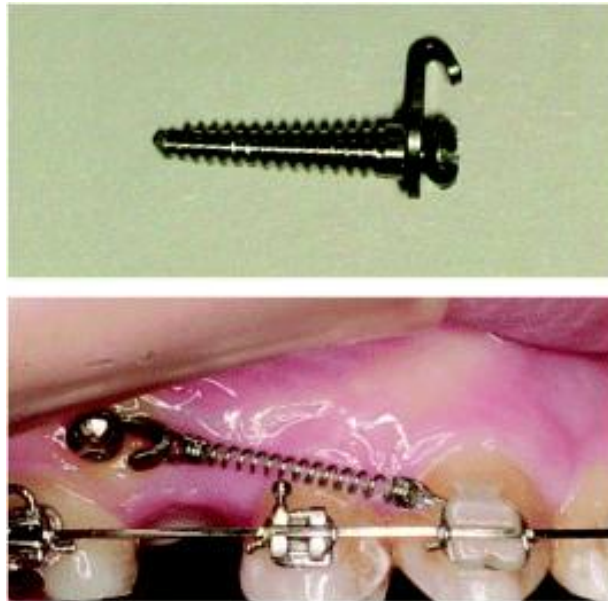


FIG. 21 Mini-implante cônico com 1,6 mm de diâmetro (ponta cônica de 1,3 mm de diâmetro) e 8 mm de comprimento (ISA orthodontic implants, BIODENT Co. Ltd.).

2.8 TORQUE DE INSERÇÃO E REMOÇÃO

O carregamento total que um mini-implante suporta é a soma da carga inicial, isto é, da pré-carga (aperto) devido ao torque de inserção e da carga imposta (flexão) devido à ancoragem do dente. A carga inicial de aperto (pré-carga) é controlada, estabelecendo-se o torque máximo de inserção.

Segundo MOTOYOSHI (2006), a média de torque de inserção de mini-implantes em animais variou de 7,2 a 13,5 Ncm de acordo com o local dos implantes, e o torque médio de inserção de 124 implantes foi de 9 Ncm. Houve uma diferença significativa entre implantes instalados na maxila (8,3 Ncm) e na mandíbula (10 Ncm).

Segundo, O'SULLIVAN et al. (2000), o torque de inserção de implante em cadáver humano varia de 9,6 a 26 Ncm de acordo com o tipo de implante.

FRIBERG et al. (1999) determinaram o torque durante a colocação de implantes autorosqueáveis do Sistema de Bränemark em 105 pacientes, e obtiveram torques médios variando de 6 até 18 Ncm de acordo com o local de instalação dos implantes.

De acordo com MARINS, (2008) os valores médios dos torques de fratura dos mini-implantes variam de 9,77 Ncm a 46,86 Ncm. Todos os implantes apresentaram torques de fratura superiores aos torques de inserção e remoção. Os valores médios dos torques máximos de inserção variaram de 3,8 Ncm a 11,8 Ncm e os valores médios dos torques de remoção variaram de 3,0 Ncm a 12,4 Ncm (TAB. 6).

Durante a determinação dos valores dos torques para inserção e remoção dos mini-implantes não ocorreram macrodeformações ou fraturas. Apenas um mini-implante do grupo fraturou após o término do ensaio de remoção e durante o desacoplamento do mini-implante do mandril adaptador do micro-motor. A fratura localizou-se na região de estreitamento da cabeça do mini-implante, no ponto de fixação de dispositivos ortodônticos. Entretanto, o ensaio de remoção não foi afetado, pois já havia sido concluído.

TAB. 6 Torques (Ncm) de inserção e de remoção e desvio-padrão. AP: autoperfurante, AR: auto rosqueante, F; fresado na ponta, MR: micro-rosca, 1C; um canal, 2C; dois canais. MARINS, (2008).

Grupo	Características	Diâmetro (mm)	Broca (mm)	Inserção (Ncm)	Remoção (Ncm)
1	AP	1,5	-	7,8 ± 1,79	5,6 ± 1,95
2	AP, F	1,5	-	8 ± 0,00	3,6 ± 0,55
3	AP, MR, F	1,5	-	7,6 ± 0,55	3,8 ± 1,10
4	AP, MR	1,5	-	8 ± 0,71	5,8 ± 3,83
5	AP	2,0	-	11,6 ± 0,89	9,4 ± 1,52
6	AP, F	2,0	-	11,4 ± 1,34	6,4 ± 1,34
7	AP, MR	2,0	-	10 ± 0,71	12,4 ± 2,41
8	AP, MR, F	2,0	-	9,6 ± 2,07	11,6 ± 3,44
9	AR, F	1,5	1,0	6 ± 0,71	6,2 ± 2,17
10	AR, F	2,0	1,5	6,2 ± 1,10	6,4 ± 1,95
11	AP, MR, 2C	1,5	-	9,4 ± 1,52	6,2 ± 1,30
12	AP, MR, 1C	1,5	-	6,8 ± 0,84	3,4 ± 0,55
13	AP, MR, 2C	1,8	-	9,6 ± 1,14	5,2 ± 1,79
14	AP, MR, 1C	1,8	-	11,8 ± 1,30	6,4 ± 0,89
15	AP, MR, 2C, F	1,8	1,5	3,8 ± 0,84	3 ± 0,71
16	AP, MR, 1C, F	1,8	1,5	4,2 ± 1,79	4 ± 0,71
17	AP, MR, 2C, F	1,5	-	10 ± 1,41	11,4 ± 1,14
18	AP, MR, 1C, F	1,5	-	10 ± 1,22	10,4 ± 1,52

SERRA et al., (2006), avaliaram o índice de fratura de mini-implantes de titânio grau 5 (liga Ti-6Al-4V) durante os procedimentos de inserção e remoção cirúrgica. Nenhuma fratura ou macro-deformação foi encontrada durante os procedimentos de inserção e remoção utilizando mini-implantes com diâmetro de 2,0 mm. Este resultado se deve ao fato da liga Ti-6Al-4V possuir limite de resistência à fratura cerca de 6 vezes maior que o titânio comercialmente puro. A menor taxa de osseointegração e a maior suscetibilidade à corrosão “in vivo” são relatadas como limitações do uso da liga de titânio em substituição ao titânio comercialmente puro na implantodontia. Entretanto, estes não são indicativos de relevância para aplicação dos mini-implantes para ancoragem devido ao reduzido tempo de permanência na cavidade oral e a necessidade de remoção ao término do tratamento. Na FIG. 9, são apresentados os torques de remoção para grupos de mini-implantes com ou sem carregamento: 1SSC – uma semana sem carregamento; 1SCC – uma semana com carregamento; 4SSC-quatro semanas sem carregamento; 4SCC – quatro semanas com carregamento; 12SSC – doze semanas sem carregamento; 12SCC – doze semanas com carregamento. Pode-se verificar que os torques de remoção dos grupos com carregamento são menores devido à menor osseointegração do mini-implante, facilitando assim, a sua remoção. (FIG. 22)

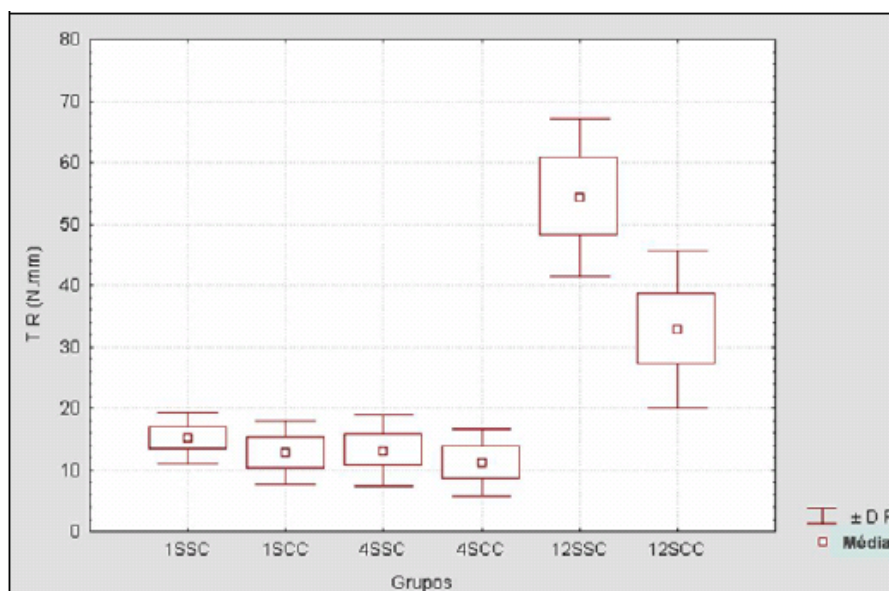


FIG. 22 Torque de remoção em função dos grupos. (SERRA, 2007)

Elias, et al. (2006), mostraram que todos os parafusos protéticos necessitam de torque de inserção menor que o torque de remoção. Para um determinado torque de inserção aplicado (35 Ncm), os mini-implantes sem uma camada de deposição de teflon ou parylene tiveram um torque de remoção mais alta (31.6 ± 0.9 Ncm), conforme Tabela 7.

TAB. 7 Média e desvio-padrão do torque de remoção de parafusos protéticos apertados com 35Ncm. ELIAS, (2006)

Aplicação	Parylene N	Teflon	Ti cp
1	30,4	29,02	32,68
2	29,48	29,67	31,75
3	29,71	29,49	31,29
4	29,49	29,09	31,2
5	29,68	28,52	31,38
6	29,09	28,7	30,59
Média	29,6	29,1	31,5
Desvio-padrão	0,4	0,7	0,6

Segundo ELIAS et al.,(2006), o torque de inserção T_t e a pré-carga do parafuso são relacionados pela seguinte equação: $T_t = k_t F d_m$, onde k_t é definido por:

$$k_t = \frac{1}{2} \left(\frac{L + \pi d_m \sec \alpha}{\pi d_m - \mu L \sec \alpha} + \frac{\mu d_c}{d_m} \right) \quad (2.7.1)$$

onde k_t é o parâmetro para o torque de inserção e d_m é o diâmetro médio, d_c é o diâmetro médio do colar, α é o ângulo da rosca e L o comprimento do parafuso.

O torque de remoção T_l e a pré-carga do parafuso são relacionados pela seguinte equação: $T_l = k_l F d_m$, onde k_l é definido por:

$$k_l = \frac{1}{2} \left(\frac{L - \pi d_m \sec \alpha}{\pi d_m + \mu L \sec \alpha} + \frac{\mu d_c}{d_m} \right) \quad (2.7.2)$$

Os torques de inserção e remoção são relacionados por:

$$T_1 = \frac{k_1}{k_t} T_t, \text{ onde: } \frac{k_1}{k_t} \text{ é uma função de } \mu, \text{ somente.}$$

Os valores de $\frac{k_1}{k_t}$ podem ser obtidos substituindo-se o valor de $\mu = 0,5$ para parafusos sem tratamento superficial, segundo Shigley, Joseph E. (1989).

O parafuso de potência, ou de avanço, é um dispositivo utilizado em máquinas para transformar o movimento angular em movimento linear e, usualmente, para transmitir potência e mover cargas. Estes parafusos são usualmente utilizados em tornos, prensas, macacos, entre outras aplicações. Seu funcionamento consiste em se aplicar um torque à extremidade do parafuso, movimentando-se a outra extremidade, que realiza trabalho.

Negligenciando-se o ângulo de inclinação ou de avanço, quando estes são muito pequenos, utilizou-se da equação do efeito do torque em um parafuso de potência, Shigley (1989), como cálculo aproximado para o torque no mini-implante:

$$T = \frac{Fd_m}{2} \left(\frac{1 + \mu\pi d_m \sec \alpha}{\pi d_m - \mu l \sec \alpha} \right), \quad (2.7.3)$$

onde : F = Pré-carga; T = torque; d_m = diâmetro médio; μ = coeficiente de atrito; l = avanço e 2α = ângulo do filete.

Obtendo-se a função em valor da pré-carga, tem-se:

$$F = 2 \frac{T}{d_m \left(\frac{1 + \mu\pi d_m \sec \alpha}{\pi d_m - \mu l \sec \alpha} \right)}; \quad (2.7.4)$$

substituindo-se $\sec \alpha = \frac{1}{\cos \alpha}$, vem:

$$F = 2 \frac{T}{d_m \left(\frac{1 + \mu \pi d_m \frac{1}{\cos \alpha}}{\pi d_m - \mu l \frac{1}{\cos \alpha}} \right)}; \quad (2.7.5)$$

reduzindo-se ao mesmo denominador comum, vem:

$$F = 2 \frac{T}{d_m \left(\frac{\frac{l \cos \alpha + \mu \pi d_m}{\cos \alpha}}{\frac{\pi d_m \cos \alpha - \mu l}{\cos \alpha}} \right)} \quad (2.7.6)$$

simplificando-se os denominadores, vem:

$$F = 2 \frac{T}{d_m \left(\frac{l \cos \alpha + \mu \pi d_m}{\pi d_m \cos \alpha - \mu l} \right)} \quad (2.7.7)$$

Obtem-se então, a equação para cálculo da pré-tração em função do torque, do avanço; do ângulo do filete e do coeficiente de atrito.

Em testes preliminares verificou-se que os mini-implantes autorosqueantes necessitaram de perfuração prévia à inserção. Para a realização da perfuração utilizou-se broca de 1,0 mm de diâmetro no grupo (P2). Para o grupo (P1) autoperfurante não foi realizada perfuração antes da inserção.

Os resultados dos ensaios de torção são apresentados na forma de média e desvio-padrão. (TAB.8)

TAB. 8 Torques (Ncm) de inserção e de remoção e desvio-padrão. AP: auto perfurante, AR: auto rosqueante, F; fresado na ponta. MARINS, (2008).

Grupo	Características	Diâmetro (mm)	Broca (mm)	Inserção (N.cm)	Remoção (N.cm)
(P1)	AP	1,5	-	7,8 ± 1,79	5,6 ± 1,95
(P2)	AR, F	1,5	1,0	6 ± 0,71	6,2 ± 2,17

2.9 MEV E MICROSCOPIA ÓPTICA ANTES E APÓS ENSAIOS

Lütjering, G. (1998), concluiu que o principal parâmetro micro-estrutural das ligas de titânio ($\alpha + \beta$) que influencia nas propriedades mecânicas é o tamanho de grão da fase α . Diminuindo-se o tamanho da fase α diminui-se o comprimento das discordâncias e aumenta-se o limite de escoamento, a ductilidade, a resistência à nucleação e propagação de trincas, e diminui-se a resistência a propagação de macro-trincas e a tenacidade à fratura. O tamanho de grão da fase α depende da taxa de resfriamento do campo da fase β e do tamanho de grão da fase β limitado pelas dimensões dos grãos da fase α .

Para avaliar a influência do tratamento termomecânico na microestrutura foram realizados os tratamentos:

I – aquecimento a 780°C 2 h;

II - aquecimento a 780°C 2 h; deformação a 930°C ;

III - aquecimento a 780°C 2 h; deformação a 1100°C ;

IV – 780°C 2 h; deformação a 930°C ; 930°C 2 h; 780°C (resfriamento 1°C/min.); 480°C (resfriamento 6°C/min.);

V - 780°C 2 h; deformação a 1100°C ; 930°C 2 h; 780°C (resfriamento 1°C/min.); 480°C (resfriamento 6°C/min.)

Os resultados obtidos são mostrados na FIG. 23, onde as micrografias apresentam as morfologias: típica de têmpera do Ti; para Ti-6Al-4V ELI – uma estrutura deformada com grãos alongados sem orientação preferencial; liga tipo I – uma estrutura do tipo Widmanstätten; para liga tipo II – uma estrutura anisotrópica Widmanstätten; para liga tipo III – uma estrutura Widmanstätten; para uma liga tipo IV- uma estrutura de grãos grosseiros; para liga tipo V- uma estrutura deformada com grãos grosseiros. Isto mostra que o tratamento termo-mecânico melhora a estrutura da liga.

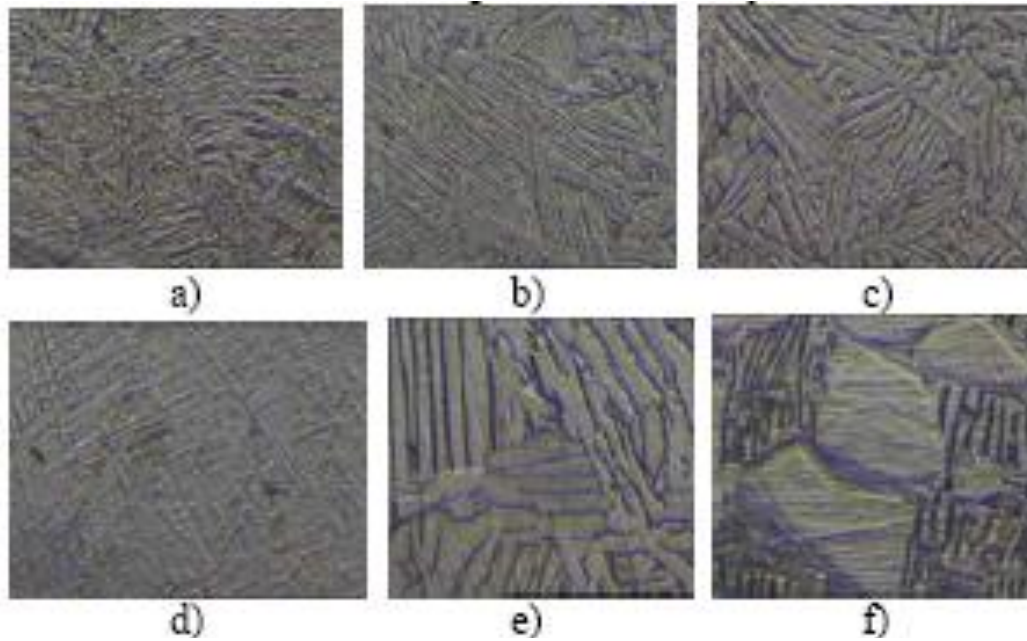


FIG. 23 - Micrografia da liga Ti6Al4V do tipo: a) ELI; b) I; c) II; d) III; e) IV; f) V. LÜTJERING, (1998).

Segundo MARINS (2008), as observações no MEV, revelaram que as fraturas dos mini-implantes foram do tipo dúctil, caracterizadas por apresentarem uma superfície fibrosa deformada plasticamente com presença de microcavidades, as quais correspondem aos microvazios formados e separados durante o processo da fratura (FIG.24).

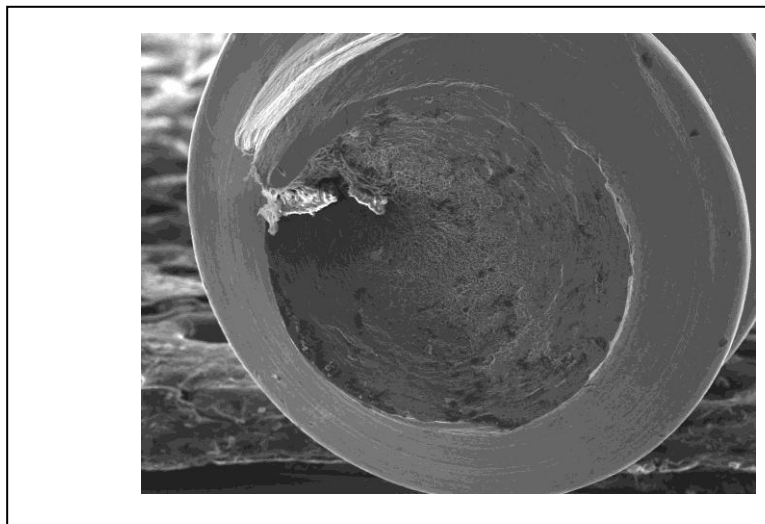


FIG. 24 Morfologia da superfície de fratura do mini-implante MEV, magnitude de 100X. MARINS, 2008.

Segundo MARINS (2008), as observações no microscópio óptico, revelaram que a fratura ocorreu preferencialmente, próxima ao primeiro filete de rosca, junto à parte do transmucoso do parafuso, local onde o parafuso recebe o esforço de flexão (FIG.25 e 26).

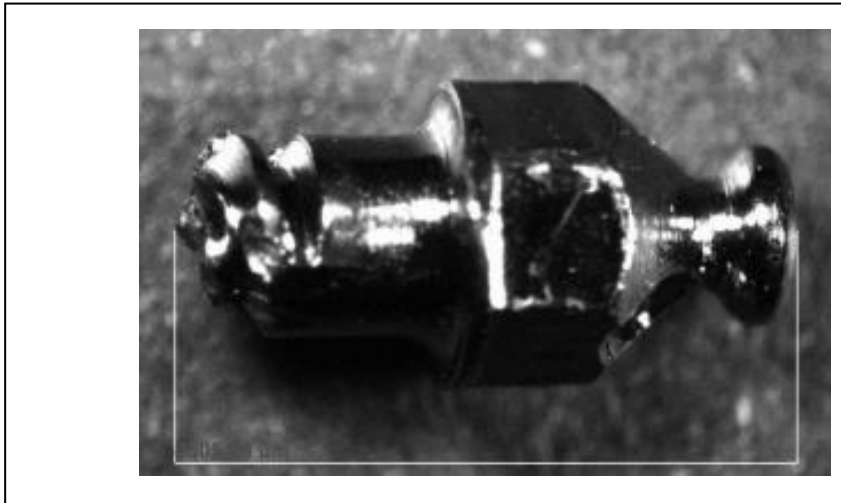


FIG. 25 Parte da região da cabeça e do transmucoso do mini-implante fraturado. Microscopia óptica, magnitude de 100x. Parafuso P1. MARINS, (2008).

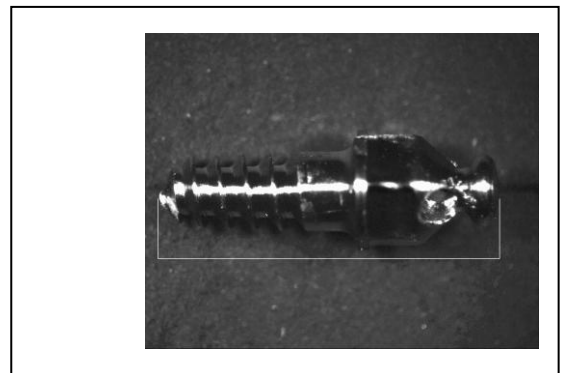
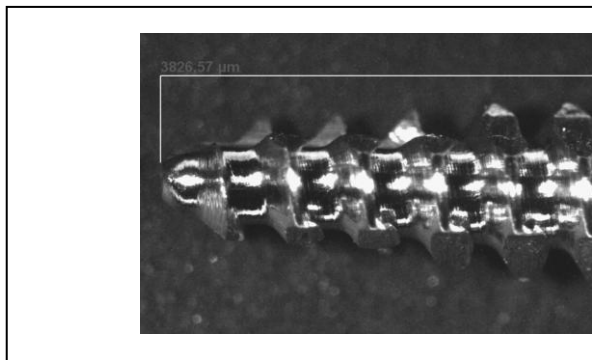


FIG. 26 Microscopia óptica, magnitude de 100x. Parafuso P2 fraturado. MARINS, (2008).

2.10 CORRELAÇÃO ENTRE O TORQUE DE INSERÇÃO E O COMPRIMENTO INSERIDO

Alguns autores reportaram perda por fratura de mini-implantes de titânio comercialmente puro com diâmetro variando entre 1,0 e 1,6 mm. PARK *et al.* 2003,

reportaram que esta limitação pode ser superada com a utilização de mini-implantes com diâmetro maior que 2,0 mm. HUANG *et al.* 2005 propuseram a utilização de liga de titânio para evitar a fratura do mini-implante.

Geng, *et al.* (2001) verificaram que o comprimento ótimo e o diâmetro necessário para o sucesso clínico a longo prazo de um implante depende das condições do osso e do apoio. Se o osso estiver em condição normal, o comprimento e o diâmetro do implante não parecem ser significantes. Eles também relataram que mini-implantes cilíndricos eram preferíveis em relação cônicos.

2.11 ANÁLISE DA FRATURA

Segundo, TEIXEIRA (2006), na cavidade oral os mini-implantes ficam submersos no osso e no tecido mole. A parte inserida no osso é a mais solicitada frente às forças ortodônticas. Os resultados mostraram que o maior momento localiza-se imediatamente após a superfície de inserção. Com base na região de deformação dos mini-implantes testados, é recomendável que estes devam permanecer com suas roscas totalmente submersas na cortical óssea, pois o menor diâmetro do parafuso é a região do intervalo entre as roscas.

O local de maior deformação do parafuso foi a região imediatamente não inserida à do corpo de prova. Devido a essa característica, acredita-se que mini-implantes cônicos seriam mais apropriados, visto que se concilia a espessura cônica mais fina em sua parte cortante e um diâmetro mais resistente imediatamente abaixo ao ponto de aplicação de forças ortodônticas. Tal configuração vai de encontro à tendência dos novos desenhos de mini-implantes.

DUCOS *et al.* (2006), analisaram a falha de um implante dentário de liga de titânio pela aplicação de um torque de 50 Ncm. Investigou-se a superfície da amostra através de fractografia por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e análise estrutural pelo método de elementos finitos com o intuito de se identificar as possíveis causas da falha da cabeça do implante. (FIG. 27 e 28).

Neste caso, pode-se observar que o local da fratura ocorreu em um dos cantos vivos existentes na geometria hexagonal, da cabeça do implante, ratificando o resultado obtido na simulação do implante.

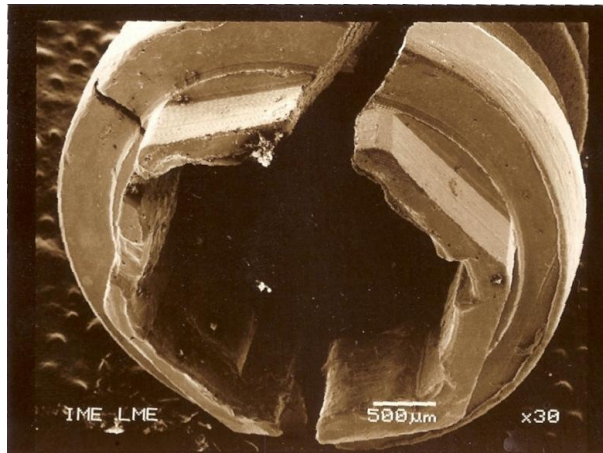


FIG. 27 Vista da fratura do implante, DUCOS et al. (2006).

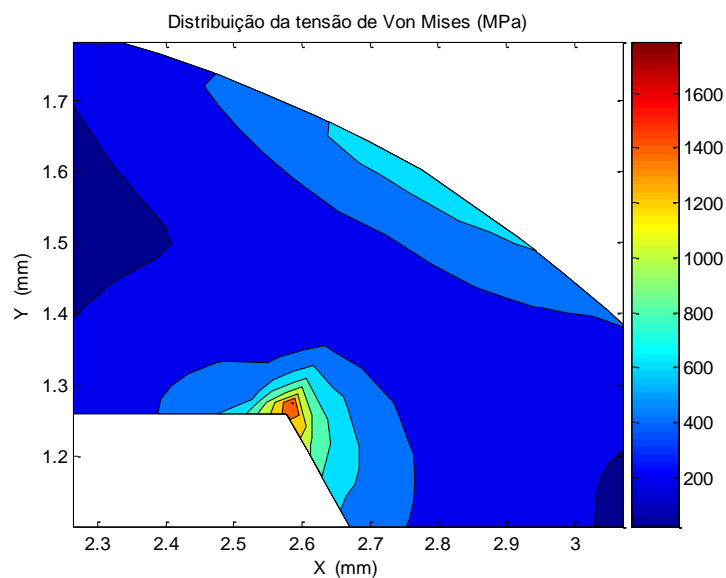


FIG. 28 Análise da distribuição de tensão de Von Mises (MPa) no hexágono do implante para torque de 50 Ncm., DUCOS et al. (2006).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram testados mini-implantes da liga Ti6Al4V, da empresa Conexão Sistemas de Próteses (São Paulo-SP), dos tipos autoperfurante (P1) e auto rosqueante (P2) com diâmetros de 1,5 mm e comprimento de 9,0 mm.

A parte experimental deste trabalho foi dividida em quatro partes:

- a) caracterização das propriedades mecânicas;
- b) caracterização da morfologia das superfícies de fratura;
- c) simulação computacional e,
- d) validação dos resultados.

A etapa de caracterização tem como objetivo determinar as propriedades da liga Ti6Al4V através de ensaio de tração da matéria prima, ensaio de torção do mini-implante e análise fractográfica do corpo de prova. Os resultados obtidos foram comparados com os da literatura e utilizados na simulação computacional. A análise fractográfica fornece dados para fundamentar a falha ou propor mudanças de elementos constitutivos da amostra.

Na análise pelo método de elementos finitos, para o estudo do comportamento estrutural, foi avaliada a influência da geometria do filete da rosca (perfil da rosca e ângulo do filete), o ângulo de inclinação de inserção do parafuso e porcentagem de retenção dos filetes.

O perfil dos filetes das roscas na forma de dente de serra sofreu variações com o objetivo de arredondar a raiz, e variar os ângulos do filete na faixa de 55° a 65° . O ângulo de inclinação de inserção do parafuso, em relação à vertical, foi estabelecido em 0° (vertical) e 30° (inclinado) por ser esta última, a maior inclinação possível na utilização do parafuso.

3.1 ENSAIO MECÂNICO

O primeiro passo para realização de uma análise não-linear consiste em levantar, através de ensaios de laboratórios em corpos de prova, a curva tensão x deformação para o material desejado. Estes ensaios são padronizados e a forma e as dimensões dos corpos de prova variam conforme o material a ser ensaiado ou tipo de ensaio a se realizar.

O ensaio de tração efetuado foi conduzido no Laboratório de Ensaios Mecânicos do IME empregando-se uma máquina de ensaio mecânico Universal EMIC modelo DL1000.

Foram preparados 5 corpos de prova a partir da matéria prima da liga Ti-6Al-4V, para o ensaio de tração. Cada corpo de prova foi ensaiado a 25 °C , segundo a norma ASTM E8M90. O corpo de prova reduzido foi escolhido em função do diâmetro da barra, ou seja, diâmetro inicial de 4,0 mm e comprimento útil de 10,0 mm.

O objetivo do ensaio além de levantar as propriedades mecânicas de limite de escoamento e de resistência, foi o de determinar a curva real típica da liga Ti-6Al-4V, para emprego na simulação da fase elasto-plástica do mini-implante.

3.2 MORFOLOGIA DAS SUPERFÍCIES DE FRATURA DOS MINI-IMPLANTES

A avaliação da morfologia da superfície de fratura dos mini-implantes foi realizada com emprego do microscópio eletrônico de varredura JEOL, modelo JSM-5800 LV (JEOL, Tóquio, Japão) do Laboratório de Microscopia do IME.

Os mini-implantes foram posicionados em uma placa metálica e presos por fita dupla face. As regiões da fratura oriundas do ensaio de tração dos mini-implantes foram avaliadas.

3.3 ANÁLISES PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

O método de elementos finitos é um procedimento de análise numérica no qual a geometria ou o domínio do problema é dividido em vários subdomínios menores e mais simples, chamados de elementos, nos quais as variáveis encontradas podem ser avaliadas com o uso de interpolação.

Estes elementos são interconectados em pontos discretos denominados nós. O conjunto de elementos, resultado da subdivisão da estrutura analisada é denominado de malha que, na realidade, representa o domínio matemático discretizado, no qual se representa o problema físico.

Foi utilizado o software ANSYS Workbench versão 11, optando-se pela malha livre de elementos tetraédricos com aresta de tamanho máximo de 0,1 mm.

A utilização de elementos tetraédricos (malha livre) ao invés da utilização de elementos hexaédricos (malha mapeada), se deu principalmente pela complexidade da geometria dos parafusos.

Algumas verificações sobre o procedimento numérico adotado devem ser feitas antes que uma solução numérica aproximada possa ser aceita como satisfatória. Uma dessas verificações é a da convergência dos resultados. Deve-se levar em conta se a densidade da malha adotada garante um determinado nível de exatidão. A escolha de um elemento adequado para a modelagem do problema é um dos fatores na minimização dos erros. Elementos contínuos possuem formulação baseada na teoria da elasticidade, que fornece as equações governantes para as deformações e tensões de um meio contínuo elástico linear submetido a carregamentos externos.

Ao usar um procedimento numérico, deve-se ter em mente a questão da confiabilidade dos resultados. Uma das maneiras de se verificar esta exatidão é a comparação com resultados considerados como exatos provenientes de soluções analíticas. Contudo, geralmente, não se dispõe da solução exata quando se adota um procedimento numérico.

Outra forma de se verificar a precisão da aproximação numérica é a comparação com resultados experimentais, que também, em determinadas situações, não

correspondem às situações reais de serviço, devido às dificuldades inerentes das técnicas experimentais.

O problema de estimar a precisão de resultados obtidos para uma determinada discretização talvez seja a parte mais difícil da análise, particularmente se ocorrem gradientes de tensões elevados, se os elementos do modelo sofrerem alguma distorção, ou quando há efeitos localizados. A definição de uma discretização adequada requer experiência na utilização do método e conhecimento do comportamento da estrutura analisada.

O desaperto no parafuso é um problema quando um mini-implante é inserido no osso. Quando um mini-implante é fixado, uma força elástica (pré-carga) é aplicada na base do parafuso.

Essa pré-carga age na base do mini-implante, desde a cabeça do mini-implante até os filetes do mini-implante. A pré-carga deve ser a maior possível, pois cria uma força de aperto entre o osso e o parafuso.

O outro mecanismo para o desaperto do mini-implante está relacionado ao fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. Por causa das imperfeições dos mini-implantes, quando este é submetido a cargas externas, pode ocorrer micro movimentos, causando uma relaxação na pré-carga do parafuso.

A maioria dos modelos osso-implante por elementos finitos considera que a estrutura possui uma osseointegração perfeita, significando que o osso cortical e trabecular estão vinculados ao implante, o que não acontece exatamente dessa forma em situações clínicas.

O tamanho do elemento e conseqüentemente a malha gerada foi escolhido baseado em um estudo de sensibilidade da mesma a fim de evitar resultados muito discrepantes entre duas malhas diferentes (com tamanhos diferentes de elementos).

Os modelos foram construídos no programa SolidWorks e posteriormente exportados para o software de elementos finitos utilizado. Os modelos de carregamento usados nas simulações são descritos abaixo.

- Aplicação da tração (correspondente à pré-carga oriunda do torque de aperto) em quatro pontos (áreas) do modelo. Para os modelos com inclinação de 30°

estes valores foram decompostos em duas direções, de forma que a resultante estivesse na direção do eixo central do parafuso.

- Aplicação da flexão em dois pontos (linhas) do modelo.
- Restrição dos mini-implantes aos deslocamentos nas direções X, Y e Z supondo duas inserções das áreas dos filetes (100% ou 50%).

Segundo MARINS, (2008), os mini-implantes autoperfurantes necessitaram de torque de inserção entre 8,0 e 11,4 Ncm. Esses valores foram mais elevados que os do grupo autorosqueantes que variou entre 6,0 e 6,2 Ncm. Com base nestes resultados, no presente trabalho foi empregado torque de inserção de 10 Ncm para ambos os grupos.

Segundo Laboissière Jr., et al. (2005), falhas por fratura podem ocorrer durante os procedimentos de inserção, remoção ou aplicação de carga no tratamento ortodôntico. Dentro deste contexto, foram avaliados os mini-implantes autoperfurantes (P1) e autorosqueante (P2) da Conexão Sistema de Próteses, na condição de totalmente ou parcialmente (50%) inseridos, com aplicação de carga semelhante à empregada na prática clínica de 400 gf. Não se levou em consideração o contato do mini-implante com o osso nem a possibilidade dele ser extraído do osso pela ação do carregamento.

3.3.1 ANÁLISE NÃO LINEAR PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

O primeiro passo para realização de uma análise não linear consiste em levantar, através de ensaios de laboratórios em corpos de prova, a curva tensão x deformação para o material desejado.

O comportamento mecânico não linear ocorre porque a resposta tensão versus deformação no corpo ensaiado passa a exibir um comportamento de tensão que não é linear com relação à deformação, ou seja, a Lei de Hooke não se verifica. A relação é também dependente do caminho (exceto para os casos de elasticidade não linear e hiperelasticidade), tal que as tensões dependem do histórico de deformações bem como da própria deformação.

Para as análises realizadas nesta tese, adotou-se a não linearidade do material baseada na teoria da plasticidade independente da taxa de deformação.

Esta teoria é caracterizada pela irreversibilidade da deformação que ocorre no material uma vez que certo nível de tensão é alcançado. A deformação plástica se desenvolve instantaneamente, isto é, independente do tempo. Dentro desta não linearidade de material, escolheu-se como modelo de comportamento do material, o Endurecimento Isotrópico Multilinear (*Multilinear Isotropic Hardening*.)

As malhas adotadas foram sempre malhas automáticas, geradas pelo próprio software Ansys. Os modelos em questão não possuem nenhuma área específica de interesse de estudo e por isso não exigiram o mapeamento e ou refinamento de nenhuma região específica. O refinamento de áreas com geometria complexa ou cantos vivos foi gerado automaticamente, criando assim, pelo próprio software, um refinamento nas regiões de possíveis concentrações de tensões. O modelo total possuía 69.050 elementos com 121.869 nós. A FIG. 28 mostra o modelo de elementos finitos 3D desenvolvido para o mini-implante autoperfurante onde se vê a distribuição da malha tetraédrica.

3.4 PARAFUSO AUTO-PERFURANTE (P1)

O parafuso autoperfurante mostrado na FIG.29 possui rosca do tipo triangular, com as seguintes características:

- diâmetro médio da rosca ($d_m = 1,5\text{mm}$)
- passo da rosca ($l = 0,5\text{mm}$)
- ângulo do filete ($\alpha = 60$ graus),

Propriedades da liga Ti-6Al-4V:

- ✓ módulo de elasticidade: $E = 110$ GPa;
- ✓ coeficiente de Poisson: $\eta = 0,33$;
- ✓ limite de escoamento do matéria: $\sigma_y = 865$ MPa;

- ✓ limite de resistência do material: $\sigma_r = 992 \text{ MPa}$;
- ✓ coeficiente de atrito entre o parafuso e o osso: $\mu = 0,5$.

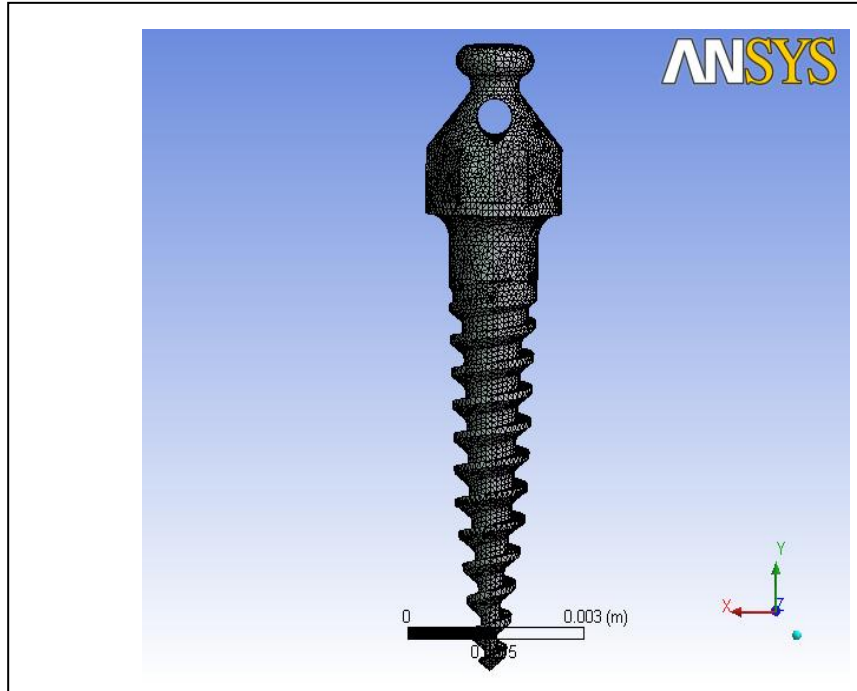


FIG. 29 Distribuição da malha tetraédrica no parafuso autoperfurante.

3.5 CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO NO PARAFUSO AUTOPERFURANTE (P1)

Além das condições descritas no item 3.1, considerou-se que, de acordo com os resultados obtidos nos ensaios de inserção e com base nos resultados clínicos, que o parafuso teria que suportar uma sollicitação de torque de inserção de 10 Ncm (MARINS, 2008) e um esforço de flexão de 400 gf, quando utilizado como ancoragem.

Utilizou-se um coeficiente de atrito entre as superfícies do osso de 0,5, seguindo as recomendações de RANCOURT et al. (1990) e LIN, CHUN-LI et al.(2010).

A partir destes parâmetros calculou-se a força correspondente ao torque de aperto no parafuso sem inclinação, conforme cálculo descrito abaixo e ilustrado na FIG. 30.

No cálculo da força foram utilizados os seguintes dados:

Torque = 10 Ncm

D (diâmetro maior) = 1,5 mm

μ (coeficiente de atrito entre o parafuso e o osso) = 0,5

d_m (diâmetro médio) = 1,5 mm

$l = n.p$ (passo da rosca) = 0,5 mm

α (ângulo do filete) = 60°

Da equação 2.7.7 (SHIGLEY, 1989), para

$$F = 2 \frac{\text{Torque}}{d_m \frac{\mu \pi d_m + l \cos \alpha}{\pi d_m \cos \alpha - \mu l}}$$

, foram calculadas as pré-cargas, obtendo-se os seguintes resultados:

$$F = 107,75 \text{ N}$$

$$\frac{F}{4} = 26,94 \text{ N}$$

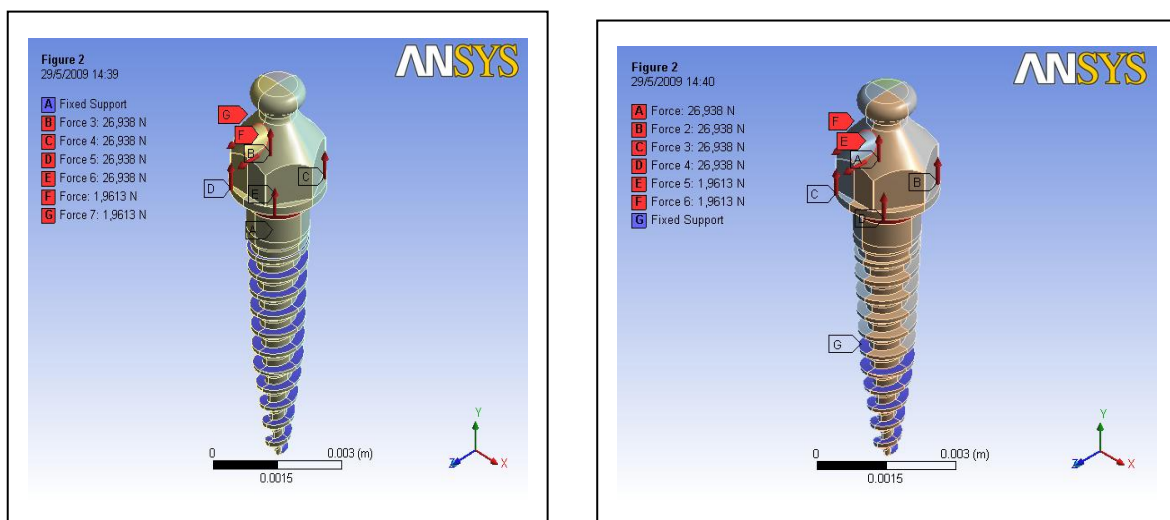


FIG. 30 Condições de carregamento: pré-tração (equivalente ao torque de 10 Ncm) e força de flexão no parafuso autoperfurante com 100% e 50% da área dos filetes restrita.

Nas simulações a inclinação de inserção dos mini-implantes foi alterada de 0° para 30°, mantendo-se as condições anteriores. Os valores das forças foram decompostos em duas direções, de forma que a resultante estivesse na direção do eixo longitudinal do mini-implante, conforme descrito abaixo e mostrado na FIG. 31.

No cálculo da decomposição das forças foram usados os valores:

$$F_Y = F \cos 30^\circ; F_Y = 93,31 \text{ N}; \frac{F_Y}{4} = 23,32 \text{ N}$$

$$F_X = F \sin 30^\circ; F_X = 53,87 \text{ N}; \frac{F_X}{4} = 13,46 \text{ N}$$

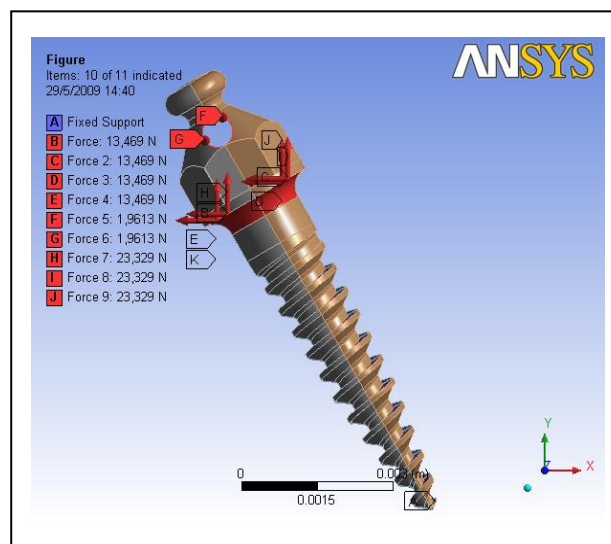


FIG. 31 Condições de carregamento: pré-tração (equivalente ao torque de 10 Ncm) e força e flexão no parafuso autoperfurante. Modelo contendo o parafuso com inclinação de trinta graus.

3.6 PARAFUSO AUTOPERFURANTE P1-CARREGAMENTO-35NCM

Além das condições de contorno descritas no item 3.1, foi considerado que de acordo com os resultados obtidos nos ensaios de inserção, o parafuso teria que suportar uma solicitação de torque de aperto de 35 Ncm, torque de fratura médio

encontrado por MARINS (2008) e um esforço de flexão de 400 gf, que o parafuso deve suportar quando utilizado como ancoragem. Com estes parâmetros calculou-se a força correspondente ao torque de aperto com o parafuso sem inclinação, conforme resultado descrito abaixo e mostrado na FIG. 32.

No cálculo da força foram utilizados os seguintes dados:

Torque = 35 Ncm

D (diâmetro maior) = 1,5 mm

M (coeficiente de atrito entre o parafuso e o osso) = 0,5

Dm (diâmetro médio) = 1,5 mm

l = n.p (passo da rosca) = 0,5 mm

α (ângulo do filete) = 60°

Substituindo na fórmula 2.7.7, para o cálculo da pré-tração, tem-se:

$$F = 2 \frac{\text{Torque}}{D \frac{\mu \pi d_m + l \cos \alpha}{\pi d_m \cos \alpha - \mu l}}, \text{ o que resultou em:}$$

$$F = 377,4 \text{ N}$$

$$\frac{F}{4} = 94,29 \text{ N}$$

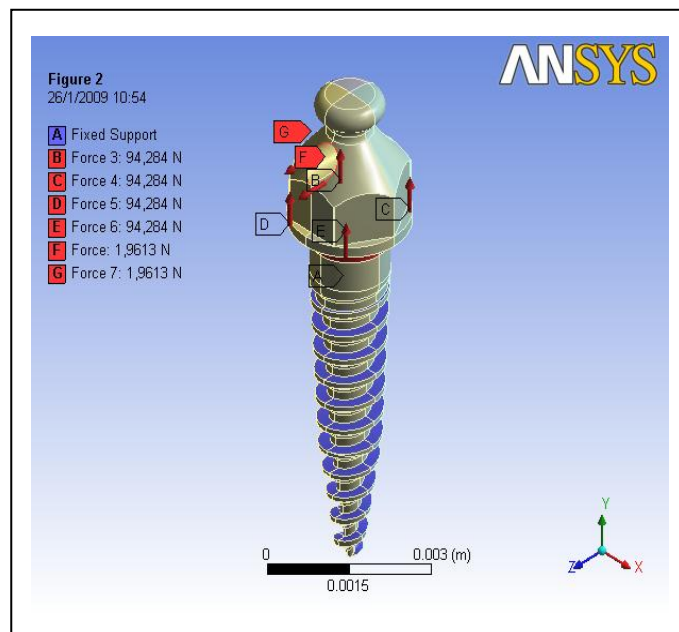
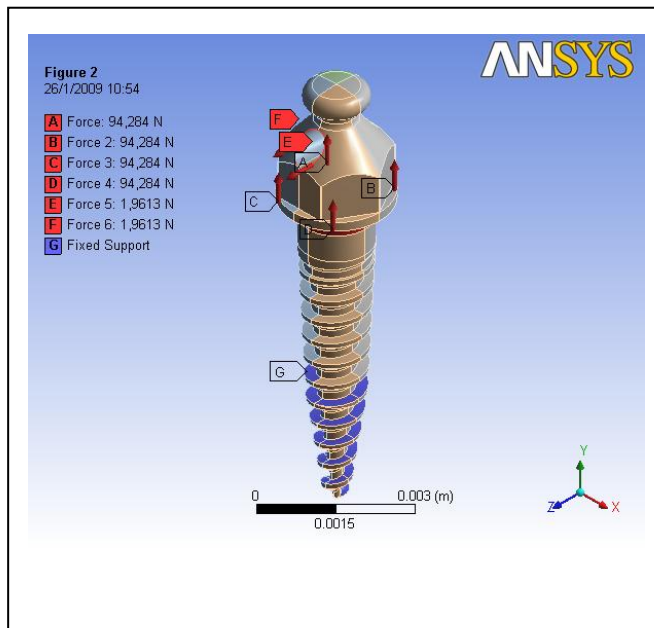


FIG. 32 Condições de carregamento: pré-tração (equivalente ao torque de 35 Ncm) e força de flexão no parafuso autoperfurante.

3.7 PARAFUSO AUTOROSQUEANTE (P2) – CARREGAMENTO-10NCM

Foram estabelecidas as mesmas condições de carregamento do parafuso auto-perfurante acrescida de um torque de 10Ncm, conforme ilustrado na FIG. 33.

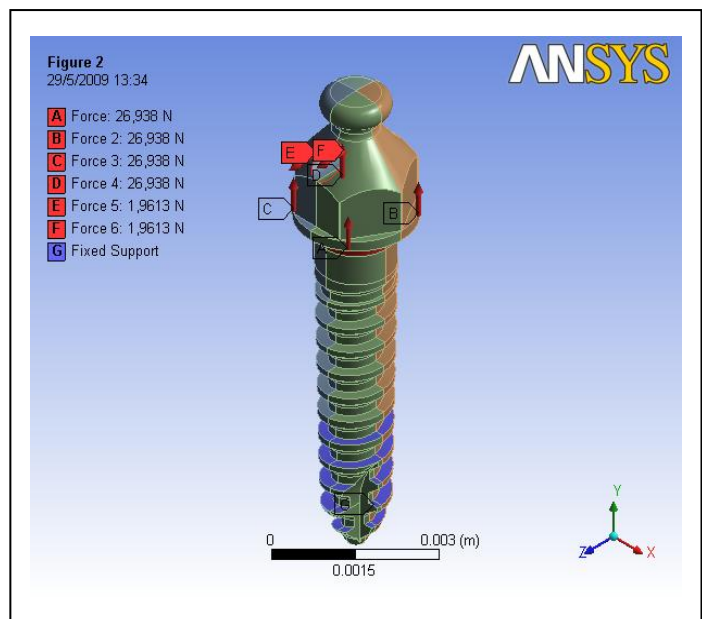
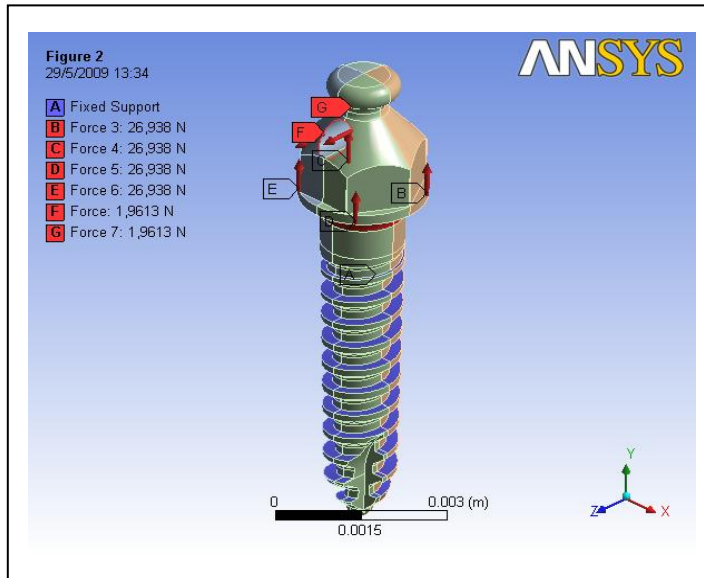


FIG. 33 Condições de carregamento: pré-tração (equivalente ao torque de 10 Ncm) e força de flexão no parafuso autorosqueante, com filetes restritos.

3.8 PARAFUSO AUTOROSQUEANTE (P2) -CARREGAMENTO - 35NCM

Foram estabelecidas as mesmas condições de carregamento do parafuso auto-perfurante, para um carregamento de 35Ncm, conforme mostrado na FIG. 34.

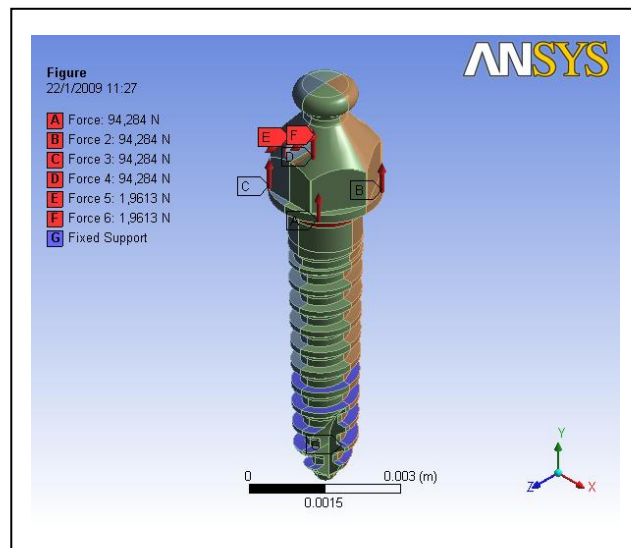
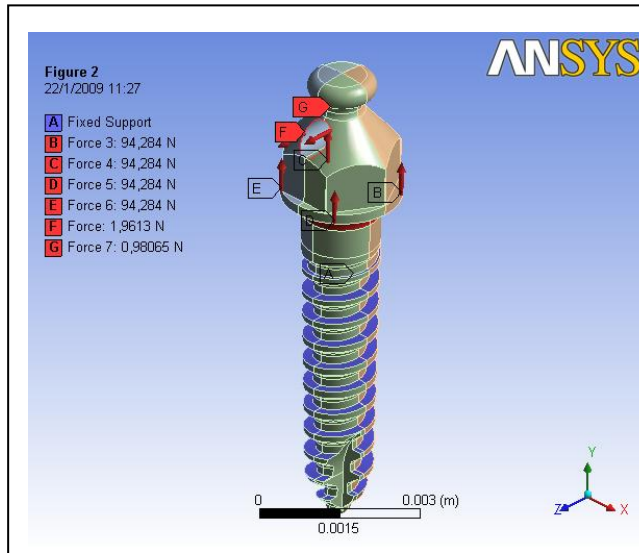


FIG. 34 Condições de carregamento: pré-tração (equivalente ao torque de 10 Ncm) e força de flexão no parafuso autorosqueante, com filetes restritos.

4 RESULTADOS

4.1 ENSAIO DE TRAÇÃO DA LIGA TI-6AL-4V

O teste de tração na engenharia é amplamente usado para obtenção de informações básicas sobre a resistência dos materiais. A forma geral da curva tensão versus deformação pode ser dividida em região elástica e região plástica.

Na região elástica a tensão é linearmente proporcional à deformação. Quando a carga ultrapassa o valor correspondente ao limite de escoamento, o material sofre deformação plástica generalizada.

O ensaio, para avaliar a matéria-prima da liga utilizada na confecção do mini-implante, foi realizado na máquina de ensaios universal EMIC 10000 do laboratório de ensaios mecânicos do IME (FIG.35 e 36). As medidas das propriedades mecânicas encontradas no ensaio de tração em relação à mediana foram:

Limite de escoamento: 865 ± 118 MPa

Limite de resistência: 992 ± 60 MPa

Resistência Verdadeira = 1030 MPa

Alongamento: 10%;

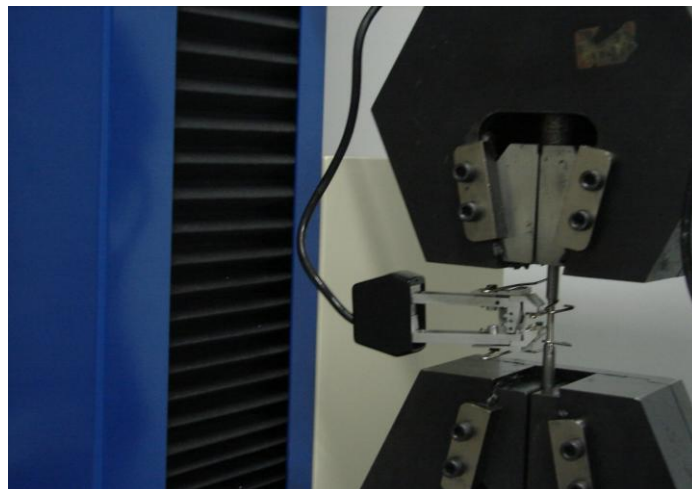


FIG. 35 Vista do ensaio de tração com extensômetro.

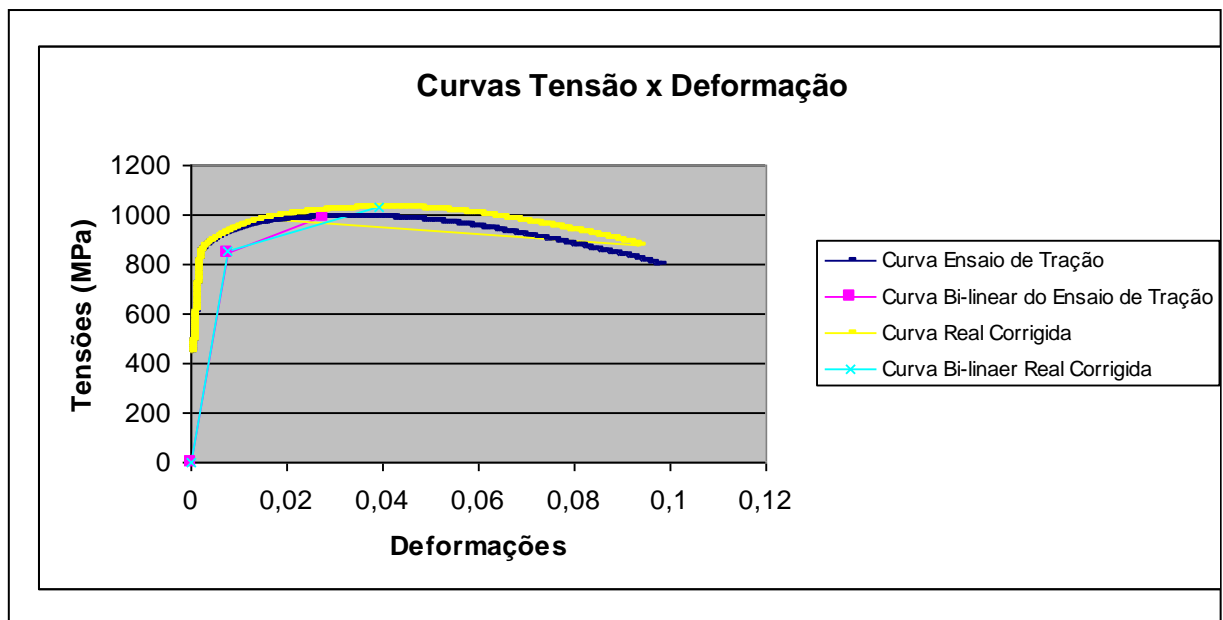
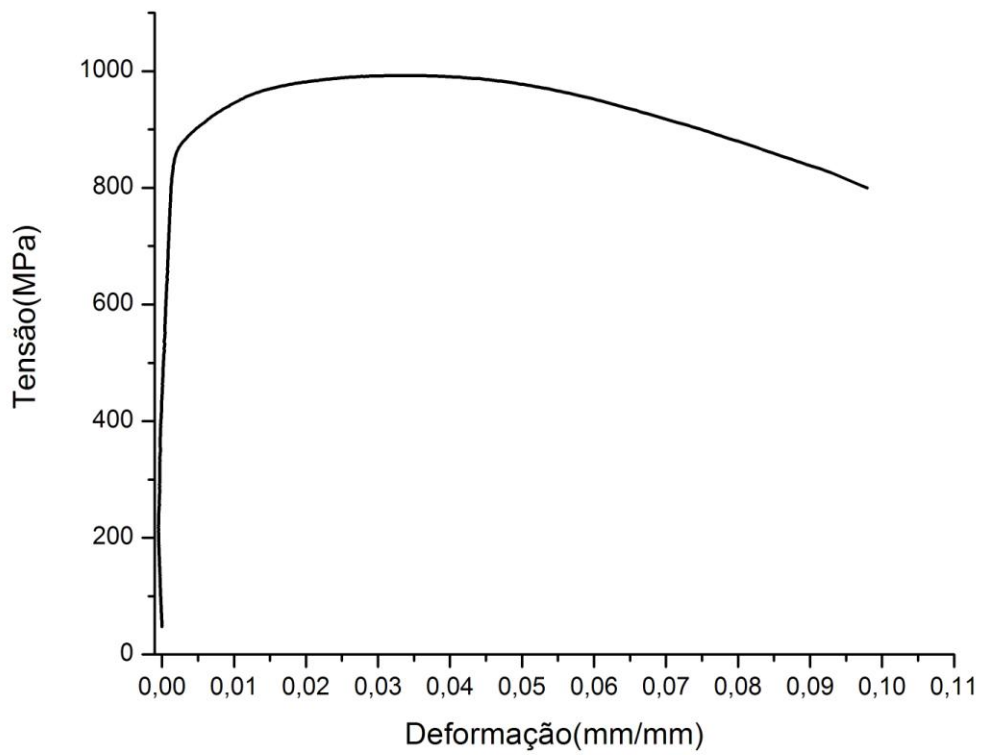


FIG. 36 Gráficos tensão-deformação da liga Ti-6Al-4V.

Para representar a curva das propriedades dos materiais analisados, adotou-se um modelo bi-linear com um endurecimento isotrópico do material que se encontra disponível no próprio software de elementos finitos, cujas tangentes foram obtidas da curva real do ensaio de tração do material ensaiado (FIG.37).

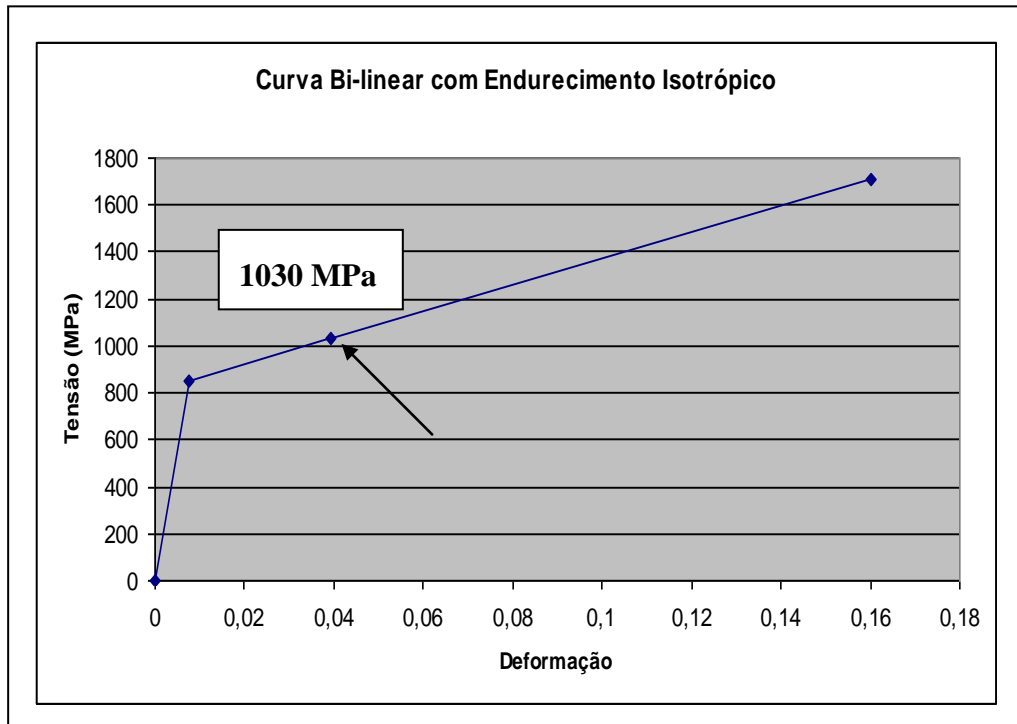


FIG. 37 Curva bi-linear com endurecimento isotrópico da liga Ti6Al4V.

4.2 ÁREA DE CONTATO DOS FILETES

O cálculo da área de contato dos mini-implantes foi realizado no programa Solid Works para avaliar a influência desta, na pré-carga devido ao torque de inserção (aperto). A área total do mini-implante autoperfurante (P1) foi de 27,48 mm² enquanto que a do mini-implante autorosqueante (P2) foi de 44,49 mm² (FIG.38).

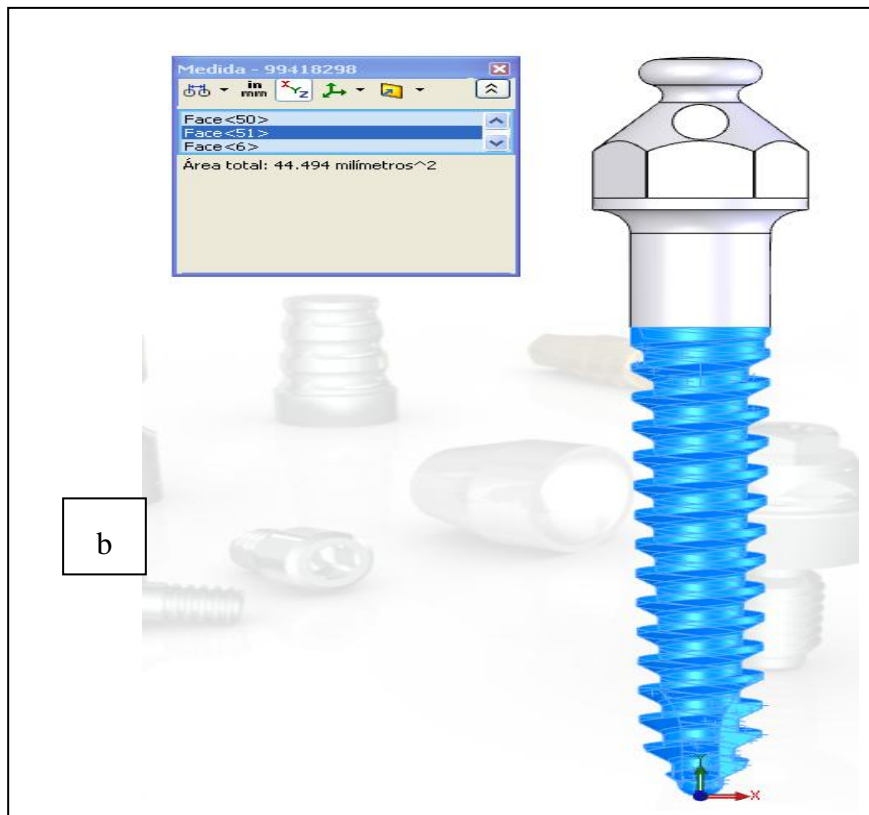
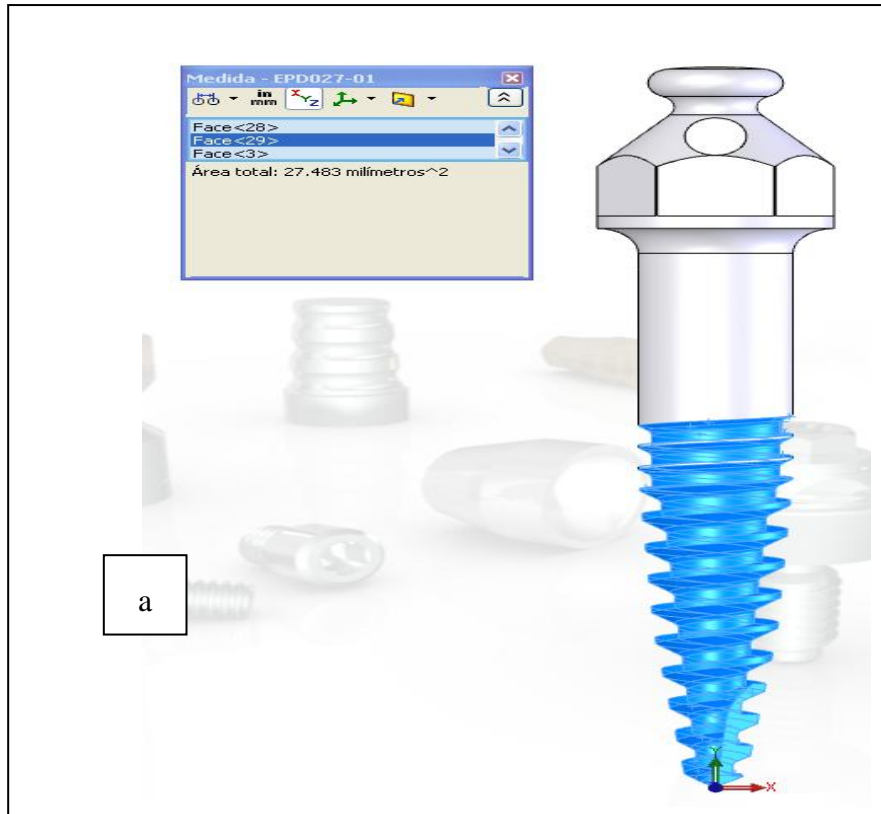


FIG. 38 Resultado do cálculo da superfície de contato dos mini-implantes: (a) cônico; (b) cilíndrico com o auxílio do SolidWorks.

4.3 ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

A observação com aumento de 100x revelou que as fraturas dos mini-implantes foram do tipo dúctil, caracterizada pelo aspecto irregular e fosco da superfície devido à deformação plástica precedente a fratura (FIG. 39).

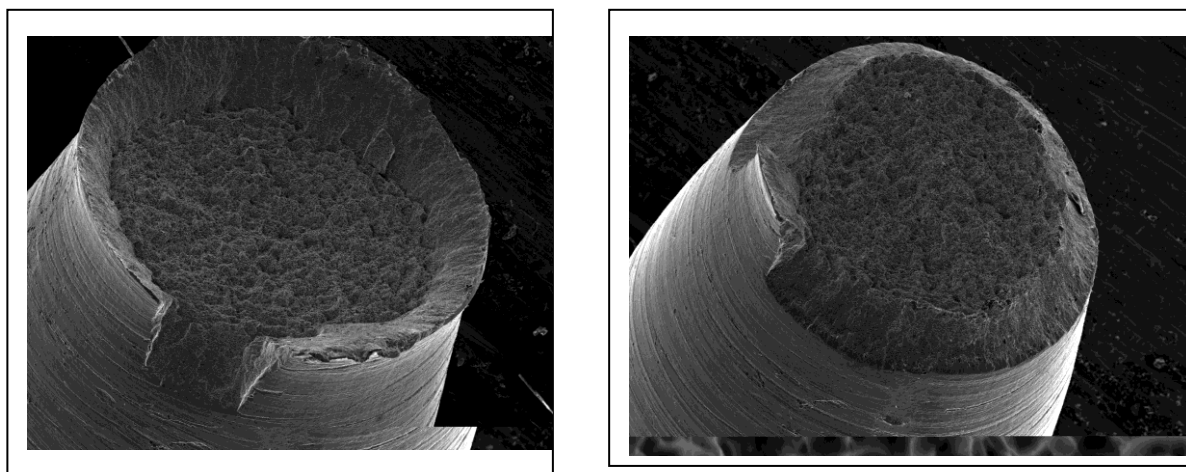


FIG. 39 Aspecto da fratura do corpo de prova ensaiado, revelando um comportamento do tipo taça-cone, característico de material dúctil.

Em aumentos de 350X, a superfície fibrosa deformada plasticamente apresentou microcavidades, as quais correspondem aos microvazios formados e separados durante o processo da fratura (FIG. 40).

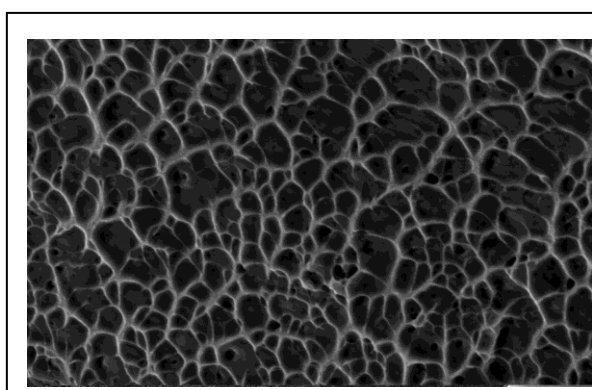


FIG. 40 Microscopia da superfície de fratura do corpo de prova ensaiado, mostrando microcavidades. (350X)

4.4 ANÁLISE PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Na primeira etapa avaliou-se os mini-implantes submetidos à pré-carga na condição de totalmente ou parcialmente(50%) inserido,com aplicação de carga de 400gf. Não se levou em conta a fixação do mini-implante no dente e nem a possibilidade dele ser extraído do osso pela ação do carregamento

. Os valores obtidos foram comparados supondo que 50% dos filetes da rosca ficaram com movimento restrito para representar uma condição semelhante na inserção e remoção. As inclinações do mini-implante em relação à perpendicular a superfície de inserção usada foi de 0° (vertical) e 30°(inclinada).

4.4.1 FLEXÃO E TRAÇÃO: RESTRIÇÃO DE 100% DA SUPERFÍCIE – TORQUE DE 35Ncm

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 1060 MPa. Pode-se observar variação considerável na distribuição de tensões. A tensão máxima ocorre no primeiro filete da rosca do mini-implante na região próxima ao transmucoso (FIG.41). A tensão máxima de von Mises no mini-implante autorosqueante (P2) foi de 1050 MPa (FIG.42).

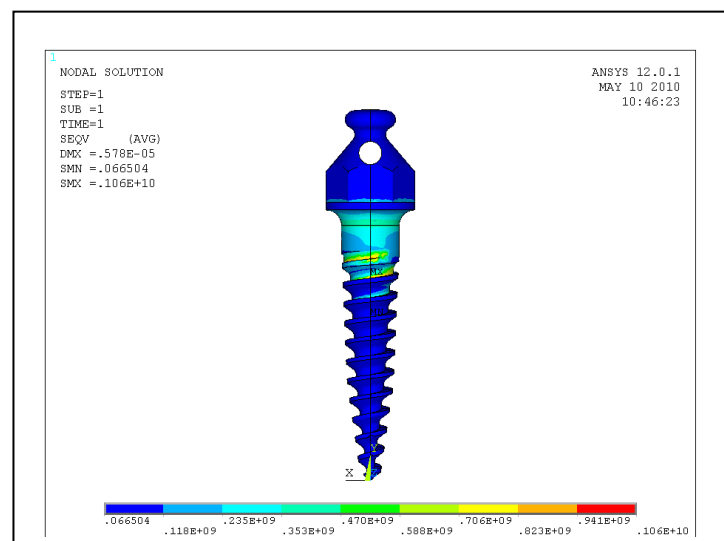


FIG. 41 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração.

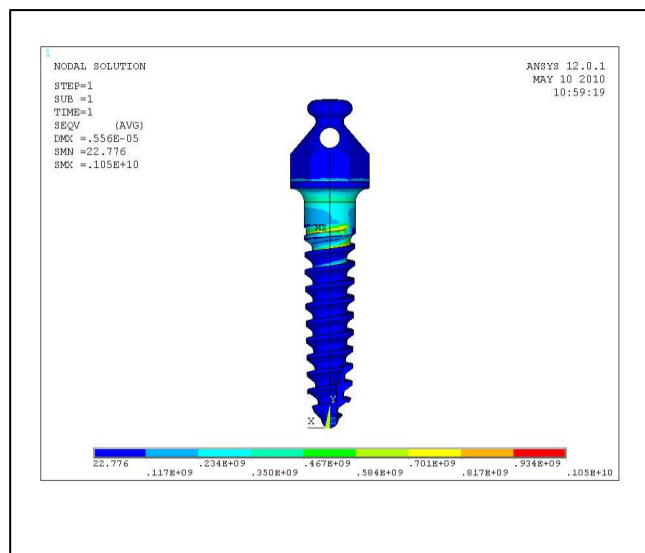


FIG. 42 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração.

4.4.2 FLEXÃO E TRAÇÃO: RESTRIÇÃO DE 100% DA SUPERFÍCIE – TORQUE DE 10Ncm

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 760,5 MPa. Pode-se observar variação considerável na distribuição de tensões. A tensão máxima ocorre no primeiro filete da rosca do mini-implante na região próxima ao transmucoso (FIG. 43).

A tensão máxima de von Mises no mini-implante autorosqueante (P2) foi de 458,29 MPa (FIG.44).

Nas simulações levou-se em consideração os resultados obtidos no ensaio de tração, ou seja, tensão admissível do material do mini-implante de 648 MPa e limite de resistência de 992 MPa.

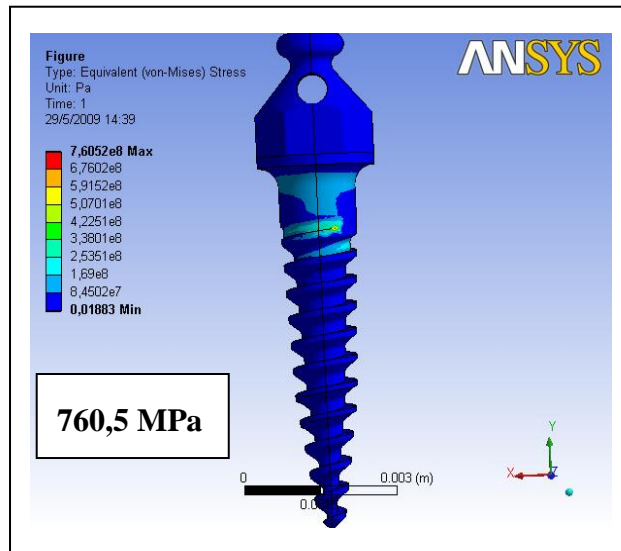


FIG. 43 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração.

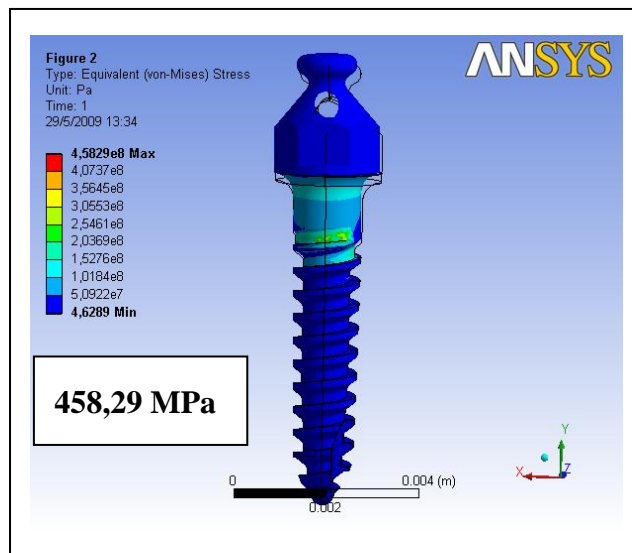


FIG. 44 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração.

Os resultados obtidos nas simulações mostraram que os mini-implantes alcançaram diferentes níveis de deformação que variaram com as condições de carregamento. Na região da cabeça a deformação foi máxima para ambos, sendo que para o autoperfurante (P1) foi de 0,0022 mm/mm e para o autorosqueante foi de 0,0018 mm/mm. (FIG.45 e 46).

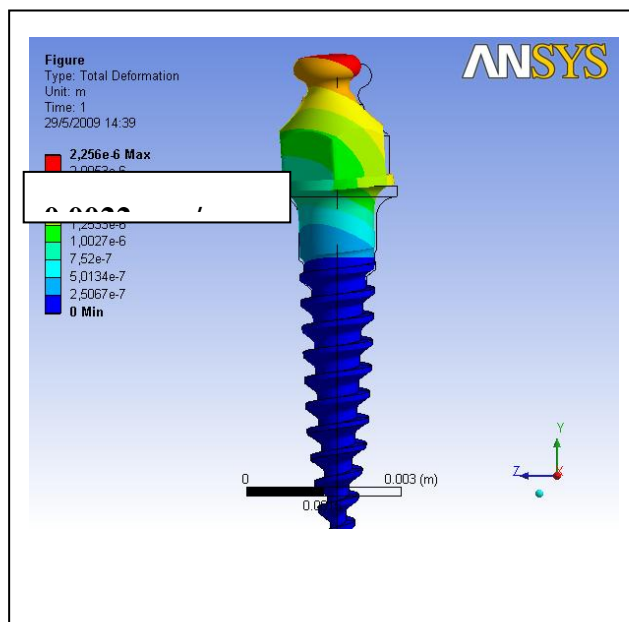


FIG. 45 Distribuição das deformações no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração.

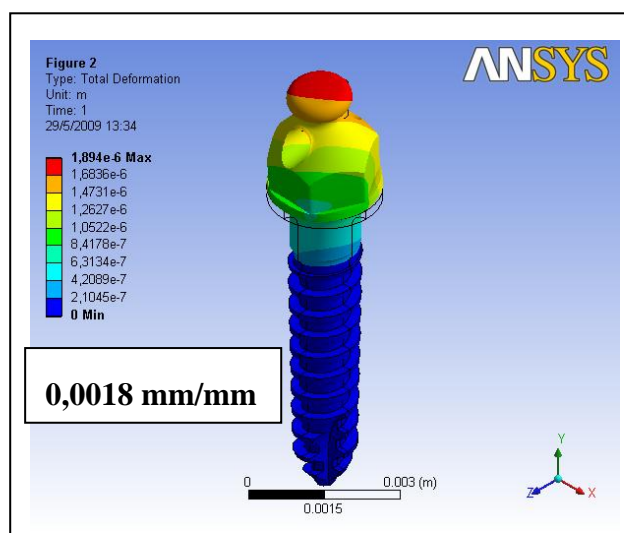


FIG. 46 Distribuição das deformações no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração.

Na região do transmucoso, próximo ao último filete, a deformação foi em torno de 0,0005 mm/mm para o mini-implante autoperfurante (P1) e de 0,0004 mm/mm para o mini-implante autorosqueante (P2).

4.4.3 FLEXÃO E TRAÇÃO: RESTRIÇÃO DE 50% DA SUPERFÍCIE-TORQUE DE 10Ncm

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 982 MPa, no primeiro filete da rosca do parafuso, próximo à região não inserida no osso. A tensão máxima de von Mises no mini-implante autorosqueante (P2) foi de 1020 MPa (FIG. 47 e 48).

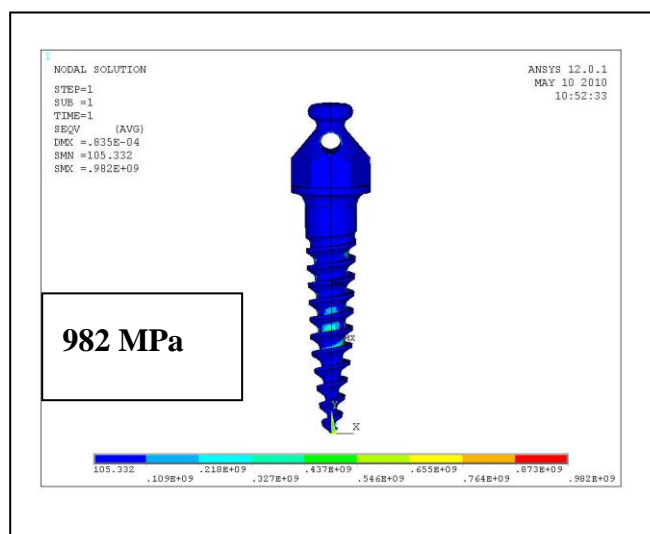


FIG. 47 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração.

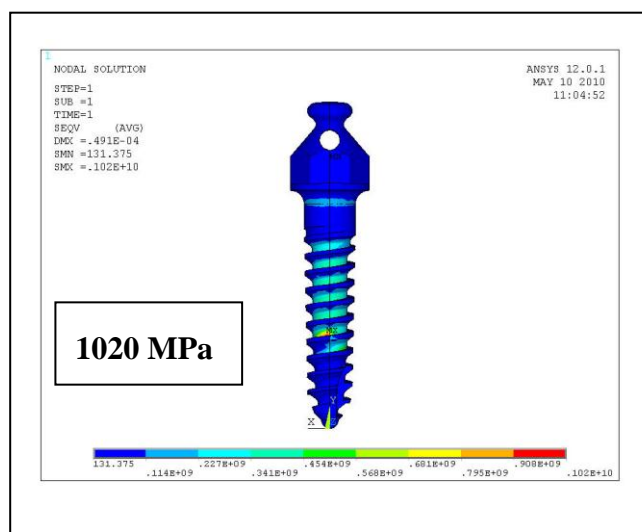


FIG. 48 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração.

Pela simulação, os mini-implantes alcançaram diferentes níveis de deformação, sendo que máxima deformação para o autoperfurante (P1) foi de 0,030 mm/mm e para o autorosqueante foi de 0,036mm/mm. (FIG.49 e 50).

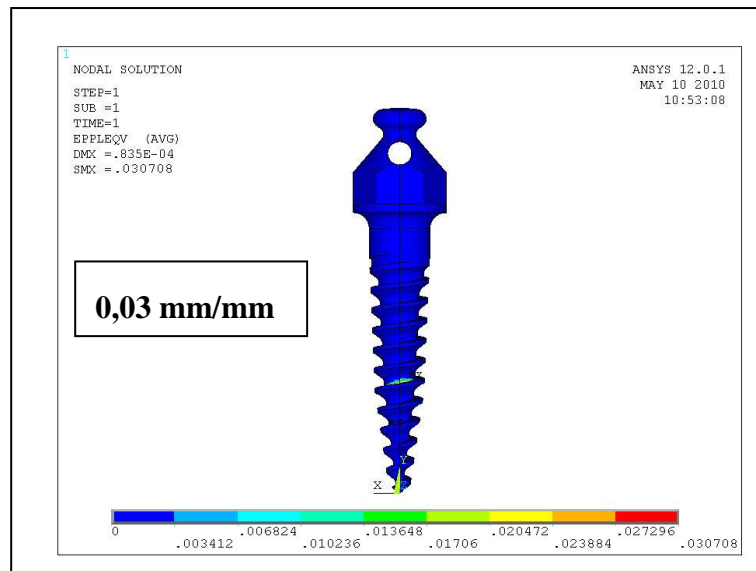


FIG. 49 Distribuição das deformações no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração.

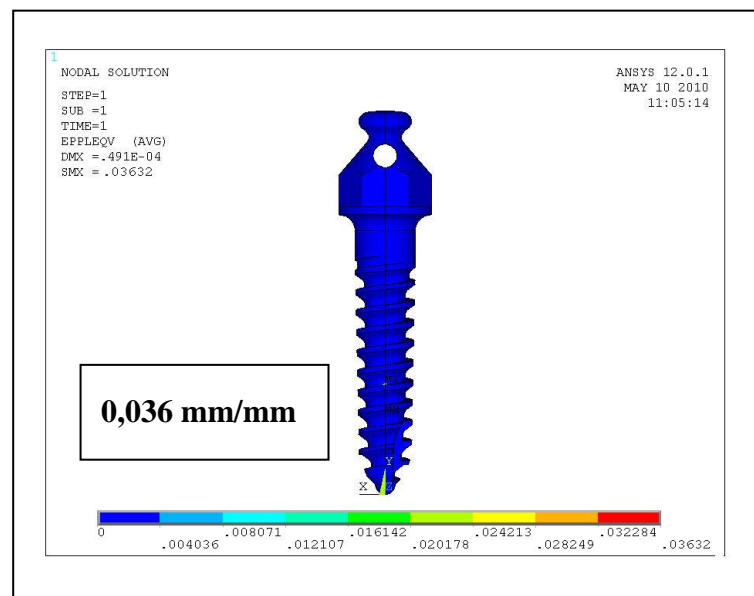


FIG. 50 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração.

4.4.4 FLEXÃO E TRAÇÃO: INCLINAÇÃO DE 30 GRAUS E 100% DE IMOBILIZAÇÃO. TORQUE DE 10Ncm

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 993 MPa, no primeiro filete de rosca do parafuso, próximo à região transmucosa. Para o mini-implante autorosqueante (P2) a tensão máxima foi de 1070 MPa (FIG. 51 e 52).

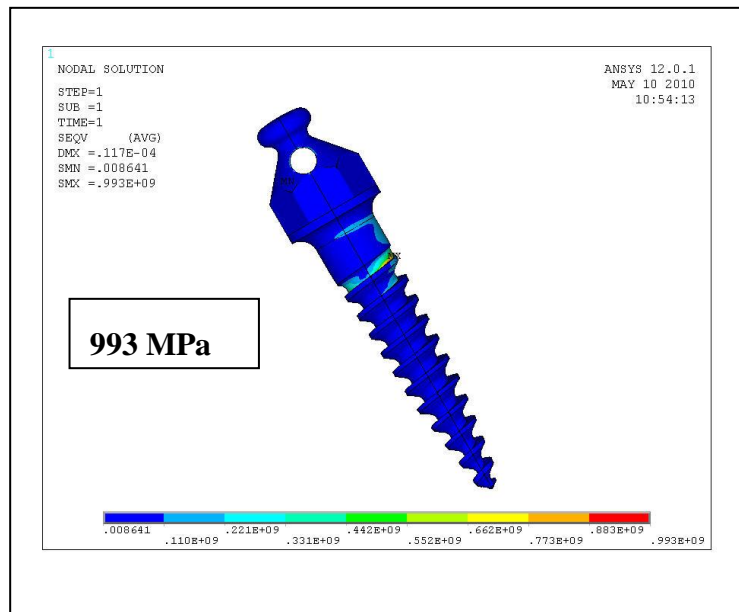


FIG. 51 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e tração e inclinação.

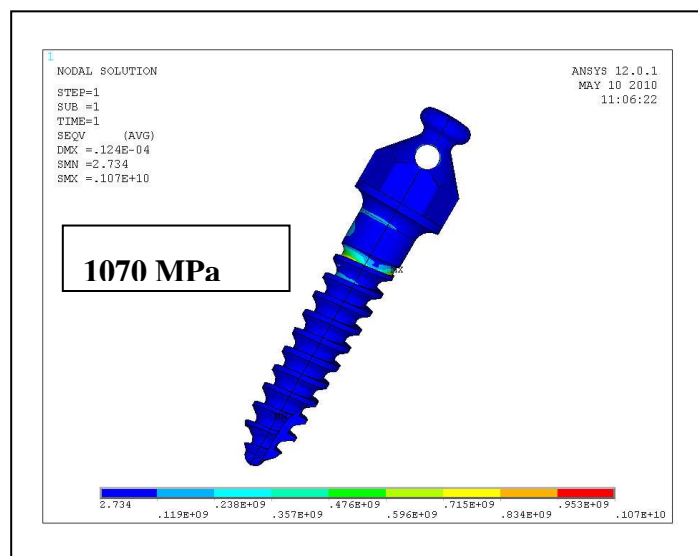


FIG. 52 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e tração e inclinação

4.4.5 FLEXÃO E TRAÇÃO: INCLINAÇÃO DE 30 GRAUS E RESTRIÇÃO DE 50% - TORQUE DE 10Ncm

A tensão máxima no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 1230 MPa, no primeiro filete de rosca do parafuso, próximo à região não inserida no osso. A tensão máxima no mini-implante autorosqueante (P2) foi de 1220 MPa (FIG. 53 e 54).

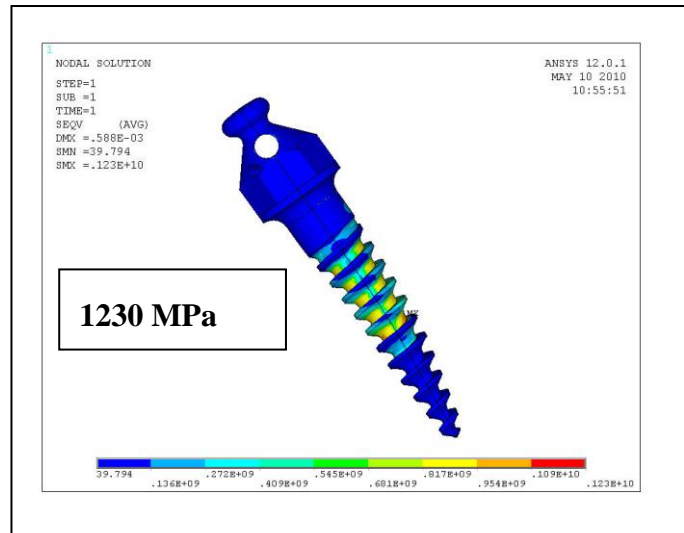


FIG. 53 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e tração.

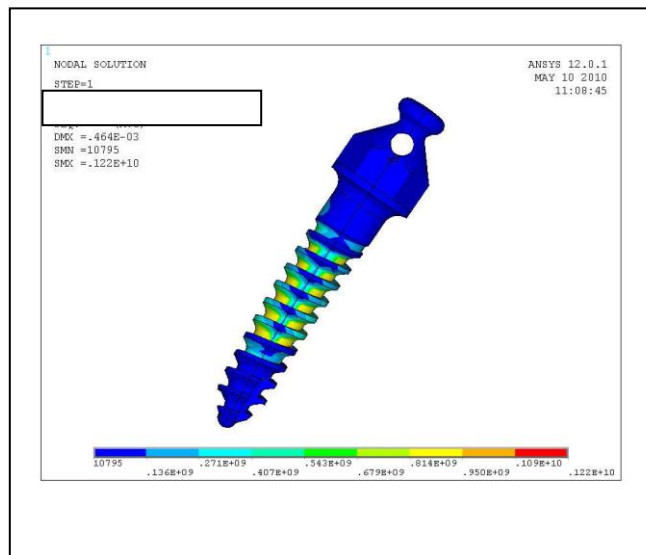


FIG. 54 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e tração.

4.4.6 PRÉ-TRAÇÃO-IMOBILIZAÇÃO DE 100% DA SUPERFÍCIE-TORQUE DE 10Ncm

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 545,8 MPa, no primeiro filete da rosca do parafuso, próximo à região transmucosa, enquanto que o mini-implante autorosqueante (P2) o nível máximo alcançado foi de 265,3 MPa. (FIG. 55 e 56).

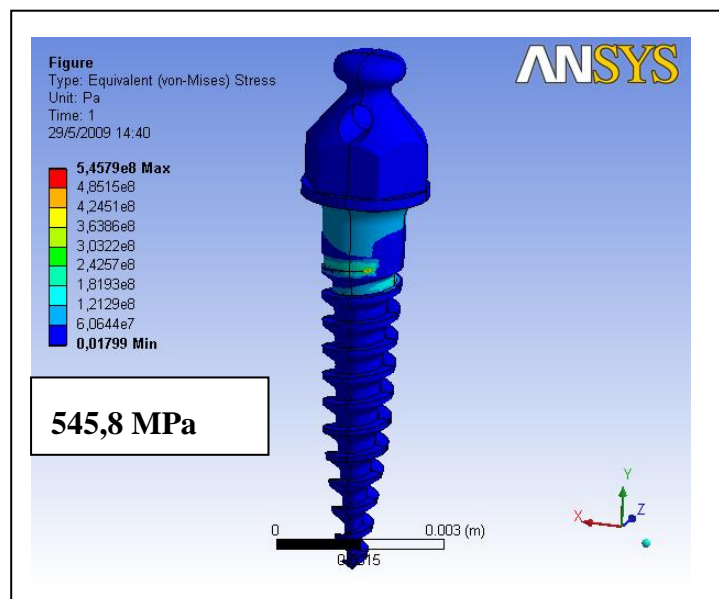


FIG. 55 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à pré-tração com torque de 10Ncm.

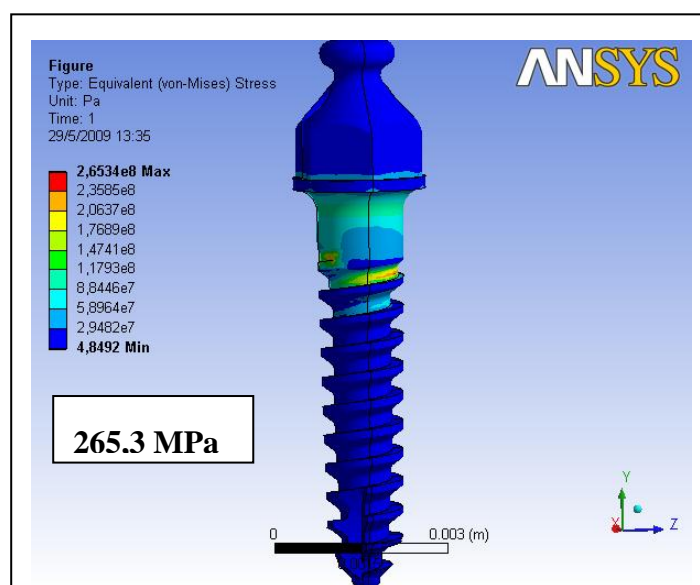


FIG. 56 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à pré-tração.

4.4.7 PRÉ-TRAÇÃO-IMOBILIZAÇÃO DE 100% DA SUPERFÍCIE-TORQUE DE 35Ncm

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 1060 MPa, no primeiro filete da rosca do parafuso, próximo à região transmucosa, enquanto que o mini-implante autorosqueante (P2) o nível máximo alcançado foi de 1050 MPa. (FIG. 57 e 58).

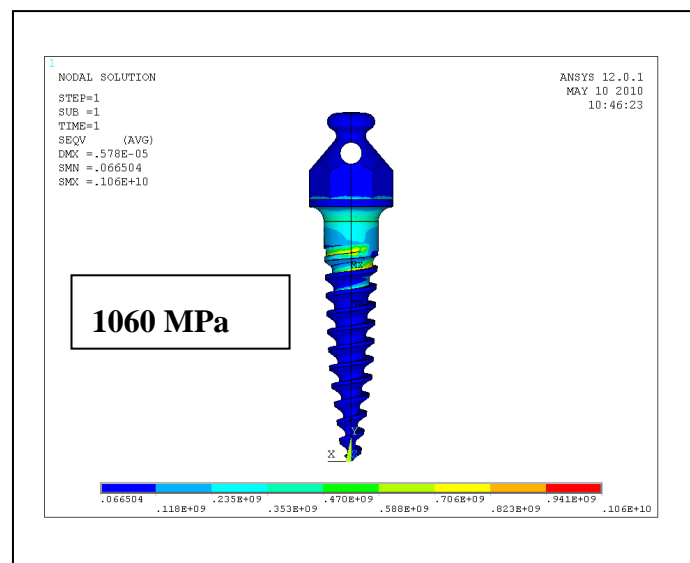


FIG. 57 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração com torque de 35Ncm.

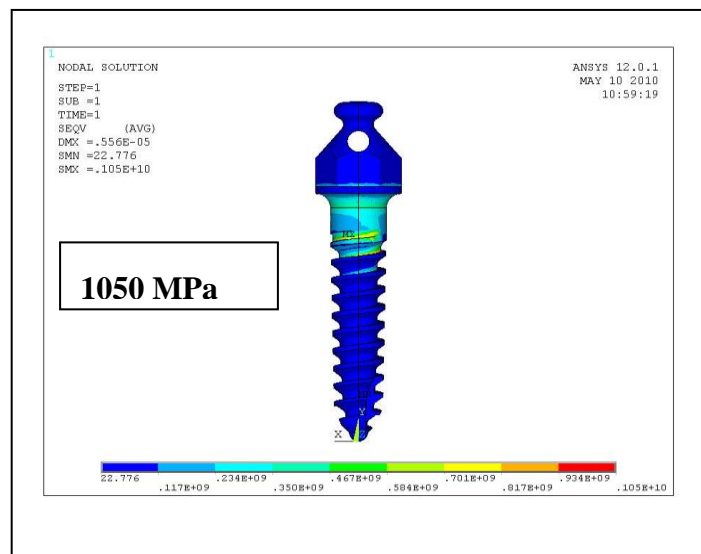


FIG. 58 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração com torque de 35Ncm.

Pela simulação, os mini-implantes alcançaram diferentes níveis de deformação, sendo que a máxima deformação para o autoperfurante (P1) foi de 0,045 mm/mm e para o autorosqueante foi de 0,045 mm/mm (FIG.59 e 60).

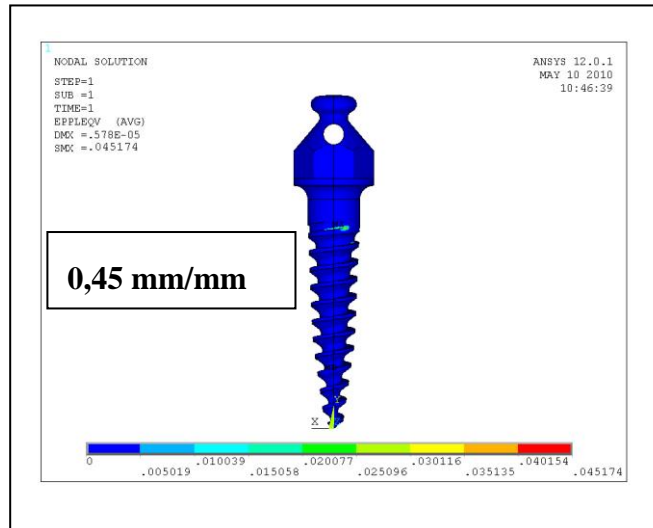


FIG. 59 Distribuição das deformações no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração com torque de 35Nm.

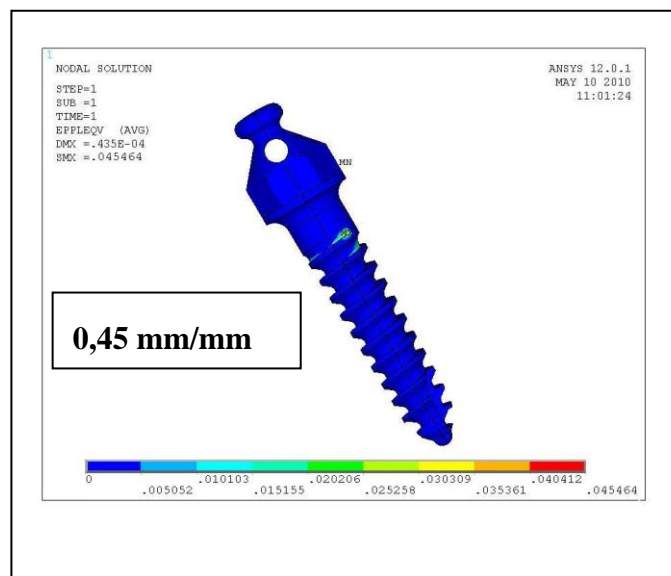


FIG. 60 Distribuição das deformações no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração com torque de 35Nm.

4.4.8 PRÉ-TRAÇÃO-IMOBILIZAÇÃO DE 50% DA SUPERFÍCIE-TORQUE DE 35Ncm

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 1030 MPa, no primeiro filete da rosca do parafuso, próximo à região transmucosa, enquanto que o mini-implante autorosqueante (P2) o nível máximo alcançado foi de 1070 MPa. (FIG. 61 e 62).

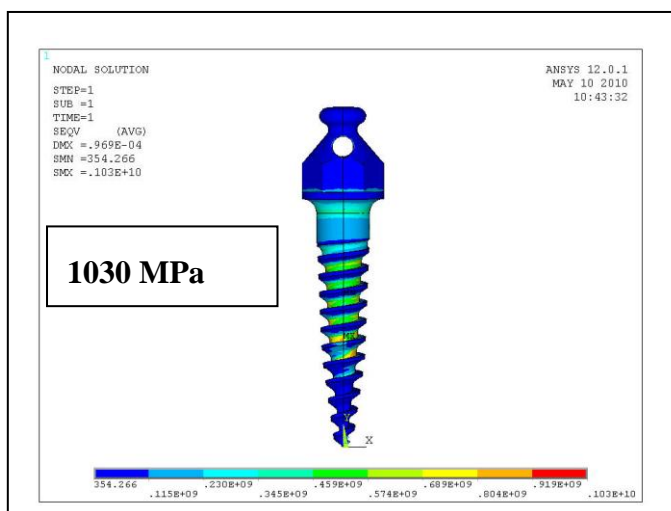


FIG. 61 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração com torque de 35 Ncm.

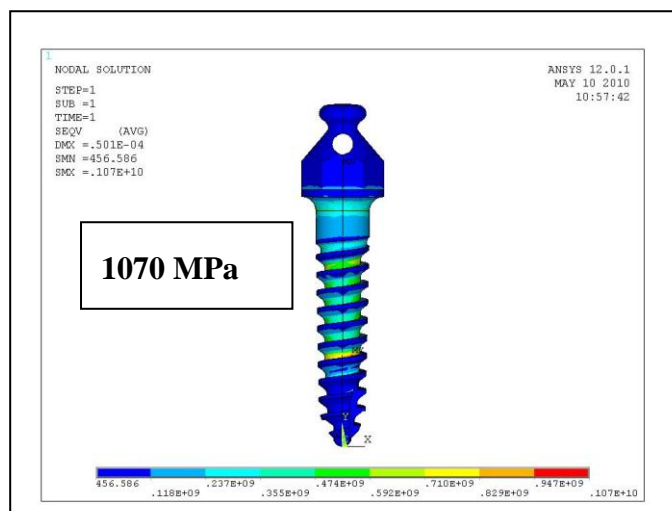


FIG. 62 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração com torque de 35 Ncm.

Pela simulação, os mini-implantes alcançaram diferentes níveis de deformação, sendo que a máxima deformação para o autoperfurante (P1) foi de 0,037 mm/mm e para o autorosqueante foi de 0,046 mm/mm (FIG.63 e 64)..

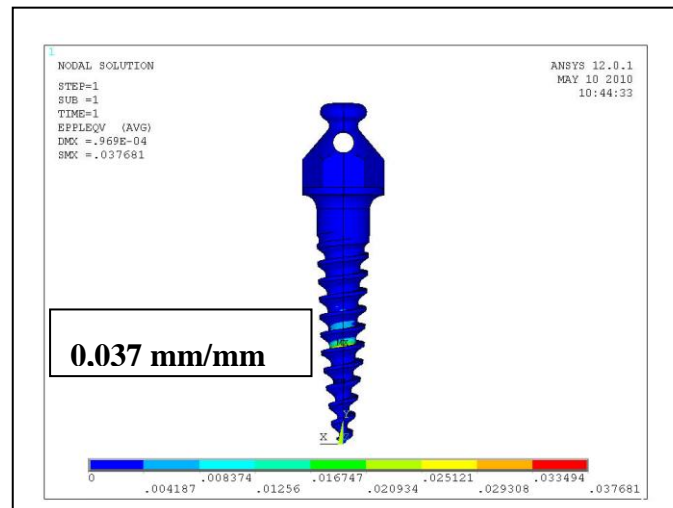


FIG. 63 Distribuição das deformações no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração com torque de 35Ncm.

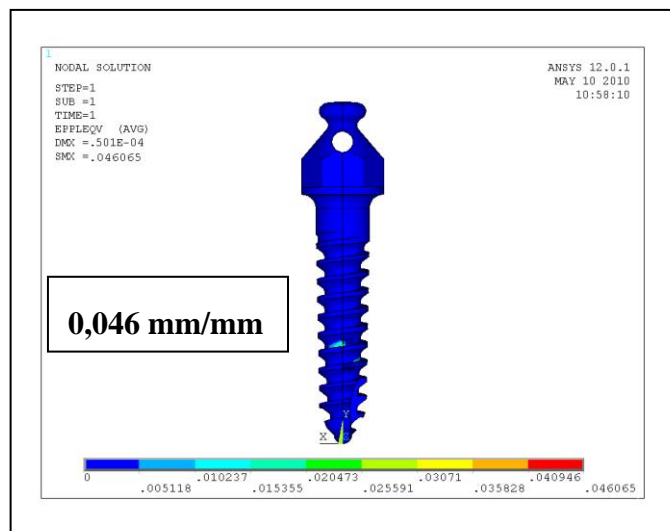


FIG. 64 Distribuição das deformações no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração com torque de 35Ncm.

Na segunda etapa fez-se a modificação da forma do filete da rosca do mini-implante P2, alterando-se o ângulo do filete para 55°. Realizou-se a simulação na

situação de pré-tração totalmente inserido no osso, 100% dos filetes da rosca restritos e parcialmente inserido, 50% dos filetes da rosca restrito. Para representar um momento similar na inserção e remoção, variando da posição vertical (0°), ou seja sem inclinação, para posição com inclinação de 30° , com torque de 10Ncm e flexão de 400gf, e arredondamento na raiz da rosca do mini-implante, para a análise de distribuição de tensões.

4.4.9 FLEXÃO E TRAÇÃO-IMOBILIZAÇÃO DE 100% DA SUPERFÍCIE DA ROSCA MODIFICADA

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P2) foi de 898 MPa. Pode-se observar variação considerável na distribuição de tensões. A tensão máxima ocorre no primeiro filete da rosca do mini-implante na região próxima ao transmucoso (FIG. 65).

O perfil modificado apresenta a raiz da rosca arredondada em relação ao perfil até agora considerado. (FIG.66).

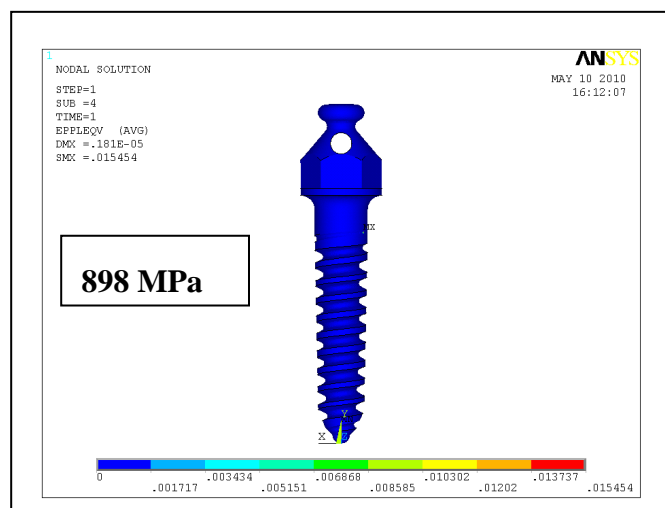


FIG. 65 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração-rosca modificada.

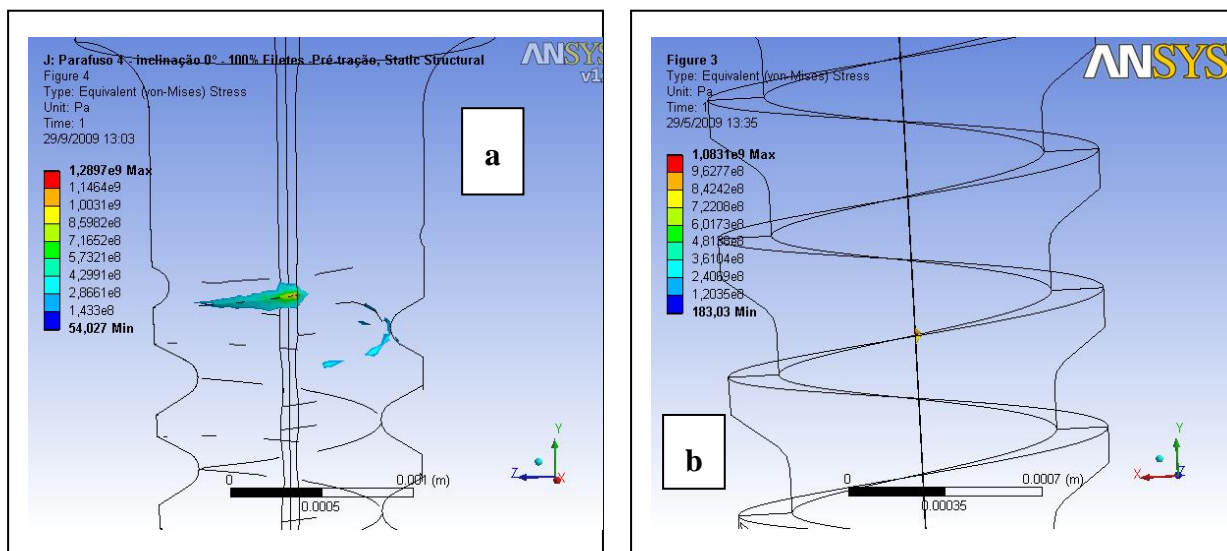


FIG. 66 Perfil da rosca do mini-implante autorosqueante (P2): (a) raiz arredondada e (b) dente de serra.

4.4.10 FLEXÃO E TRAÇÃO-IMOBILIZAÇÃO DE 50% DA SUPERFÍCIE-ROSCA MODIFICADA

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P2) foi de 647,3 MPa. Pode-se observar variação considerável na distribuição de tensões. A tensão máxima ocorre no primeiro filete da rosca do mini-implante, livre de restrição, ou seja, no filete livre próximo à gengiva. (FIG. 67).

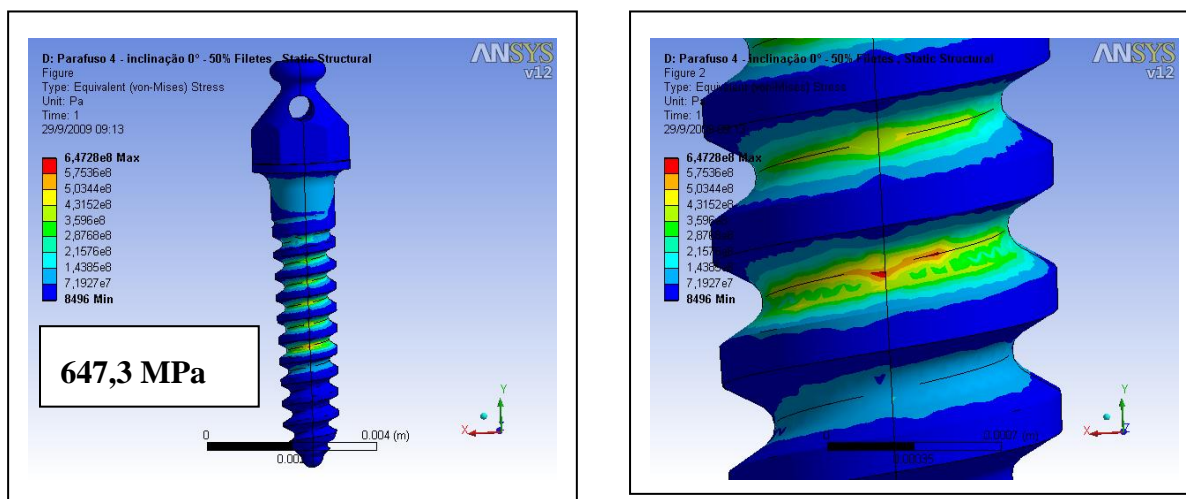


FIG. 67-Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração –rosca modificada.

Na terceira etapa, variou-se o ângulo do filete em 55°, 57°, 60°, 61° e 65° para a análise de distribuição de tensões, na situação de pré-tração totalmente inserido no osso, o que significa 100% dos filetes da rosca restritos, na posição vertical(0°), ou seja sem inclinação, , com torque de 10Ncm e flexão de 400gf.

4.4.11 FLEXÃO E TRAÇÃO-IMOBILIZAÇÃO DE 100% DA SUPERFÍCIE. ÂNGULO FILETE 55°.

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 855 MPa. Pode-se observar variação considerável na distribuição de tensões. A tensão máxima ocorre no primeiro filete da rosca do mini-implante na região próxima ao transmucoso (FIG. 68).

A tensão máxima de von Mises no mini-implante autorosqueante (P2) foi de 898 MPa. (FIG. 69).

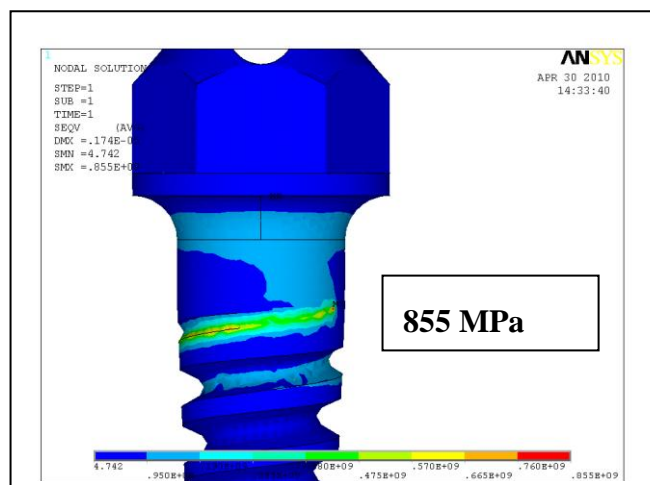


FIG. 68 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e tração-ângulo do filete de 55 graus.

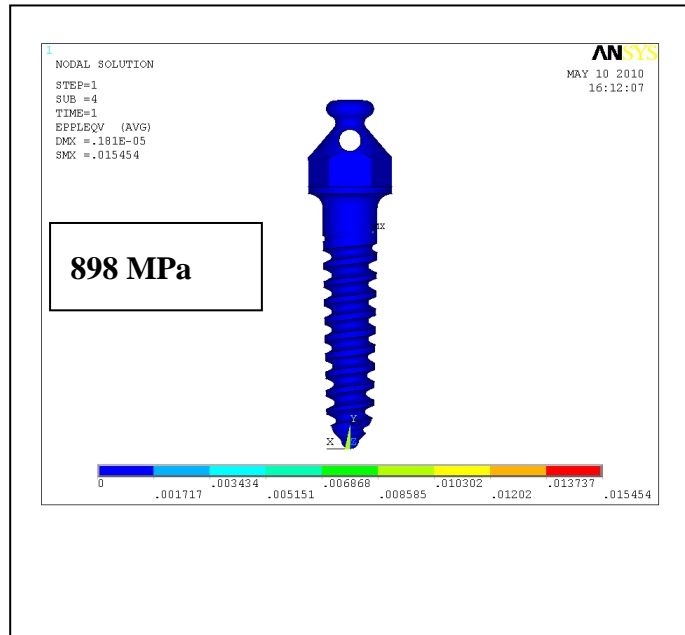


FIG. 69 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e tração. Inclinação 0 grau, 100% inserido, torque 10Ncm e ângulo do filete de 55 graus.

4.4.12 FLEXÃO E TRAÇÃO-IMOBILIZAÇÃO DE 100% DA SUPERFÍCIE. ÂNGULO FILETE 57°.

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 775 MPa. Pode-se observar variação considerável na distribuição de tensões. A tensão máxima ocorre no primeiro filete da rosca do mini-implante na região próxima ao transmucoso (FIG. 70 e 71).

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autorosqueante (P2) foi de 775,8 MPa.

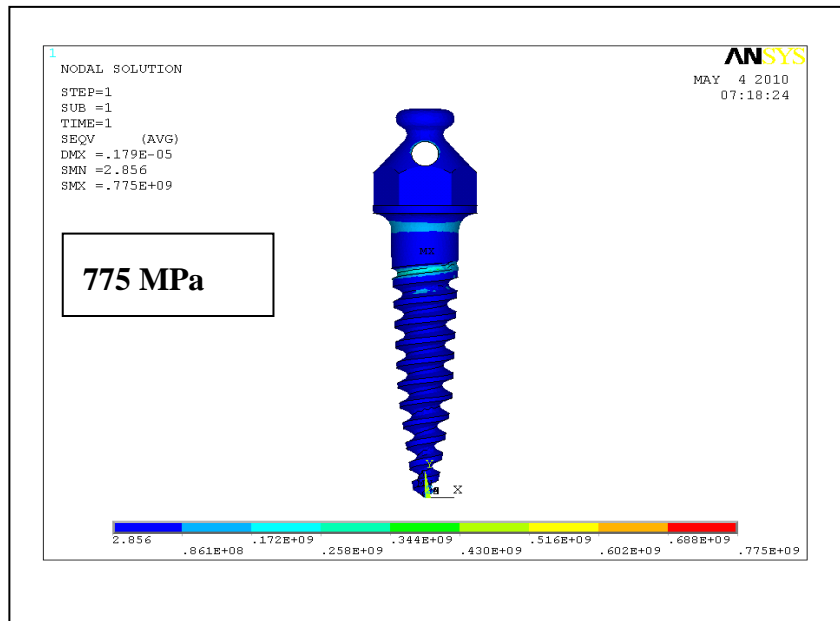


FIG. 70 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração-ângulo do filete de 57 graus.

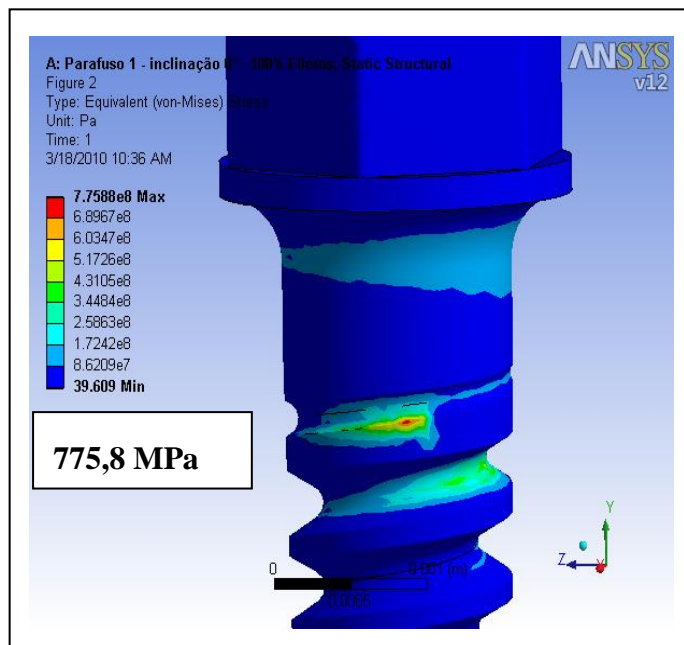


FIG. 71 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração-ângulo do filete de 57 graus.

4.4.13 FLEXÃO E TRAÇÃO-IMOBILIZAÇÃO DE 100% DA SUPERFÍCIE –ÂNGULO FILETE 60 GRAUS

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 734 MPa. Pode-se observar variação considerável na distribuição de tensões. A tensão máxima ocorre no primeiro filete da rosca do mini-implante na região próxima ao transmucoso (FIG. 72).

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autorosqueante (P2) foi de 694,7 MPa (FIG. 73).

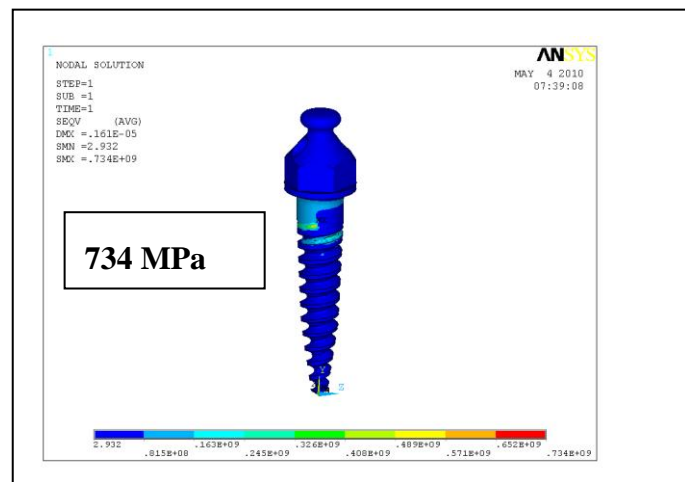


FIG. 72 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração-ângulo do filete de 60 graus.

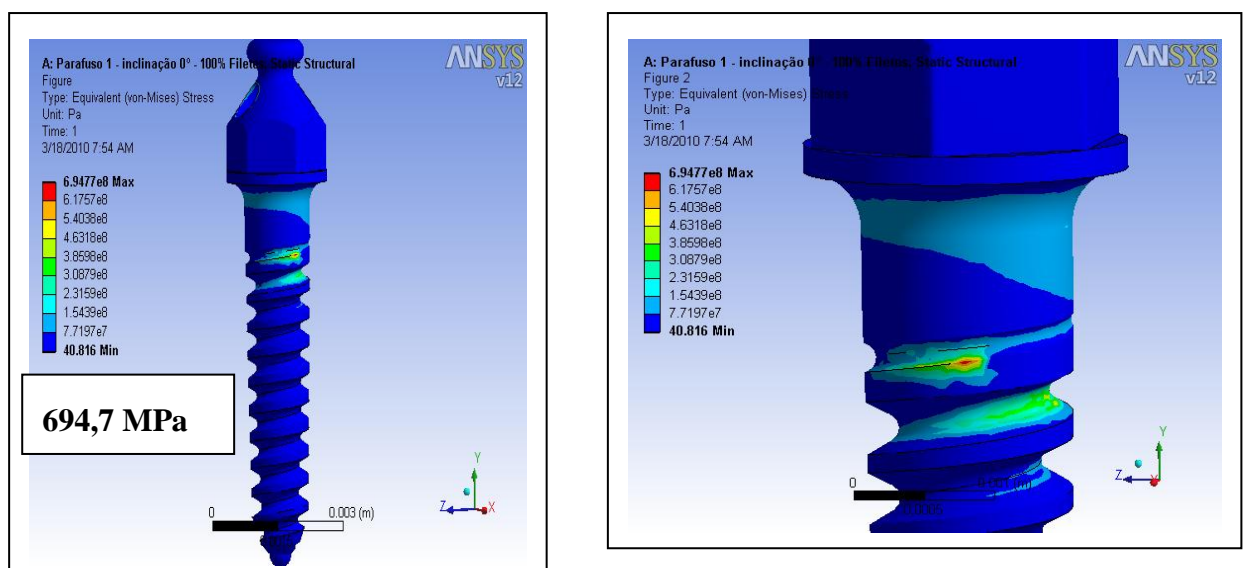


FIG. 73 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração-ângulo do filete de 60 graus.

4.4.14 FLEXÃO E TRAÇÃO - RESTRIÇÃO DE 100% DA SUPERFÍCIE – ÂNGULO FILETE 61^o

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 662 MPa. Pode-se observar variação considerável na distribuição de tensões. A tensão máxima ocorre no primeiro filete da rosca do mini-implante na região próxima ao transmucoso (FIG. 74).

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autorosqueante (P2) foi de 790,3 MPa (FIG. 75).

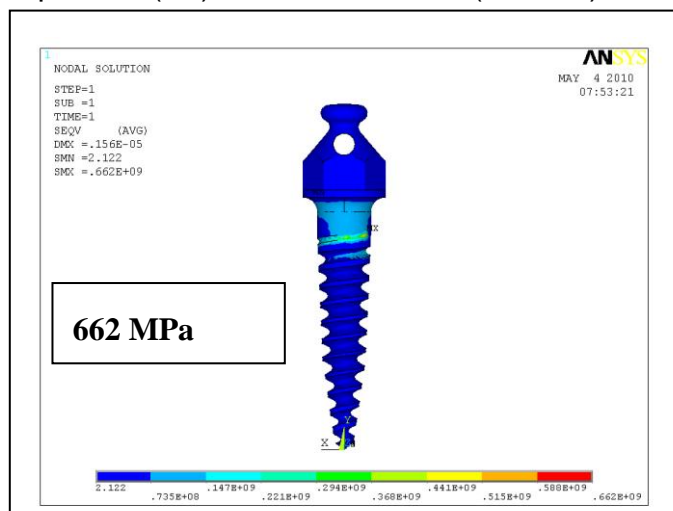


FIG. 74 Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração-0 grau-10Ncm-ângulo do filete de 61 graus.

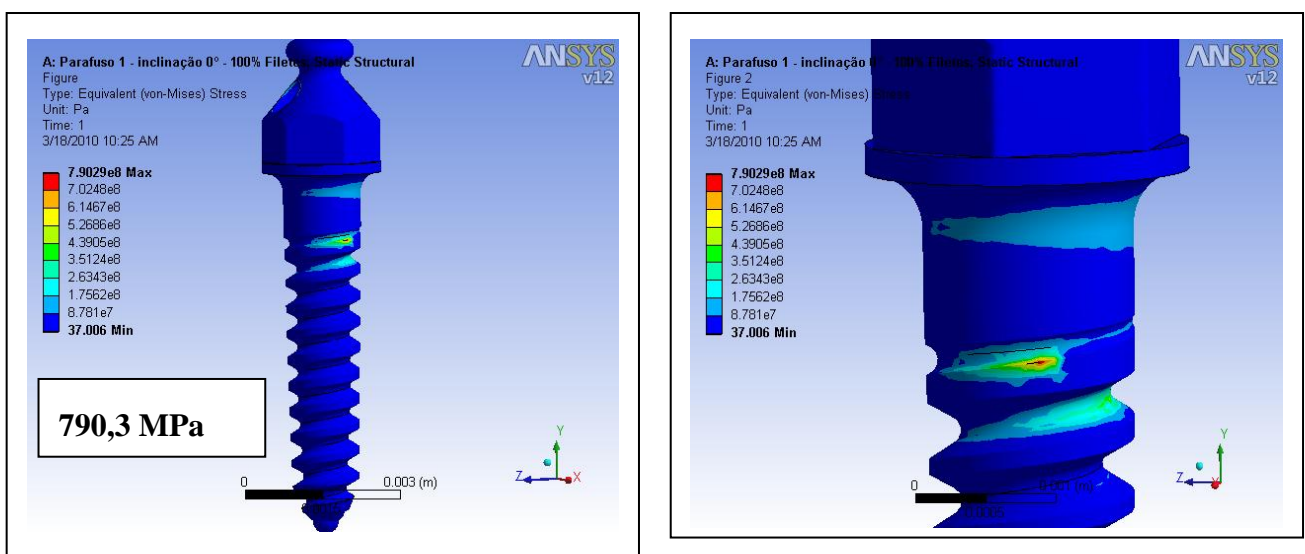


FIG. 75 Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração-0 grau-10Ncm-ângulo do filete de 61 graus.

4.4.15 FLEXÃO E TRAÇÃO-IMOBILIZAÇÃO DE 100% DA SUPERFÍCIE –ÂNGULO FILETE 65°

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autoperfurante (P1) foi de 703 MPa. Pode-se observar variação considerável na distribuição de tensões. A tensão máxima ocorre no primeiro filete da rosca do mini-implante na região próxima ao transmucoso (FIG. 76).

A tensão máxima prevista pelo critério de falha de von Mises, no mini-implante autorosqueante (P2) foi de 815 MPa (FIG. 77).

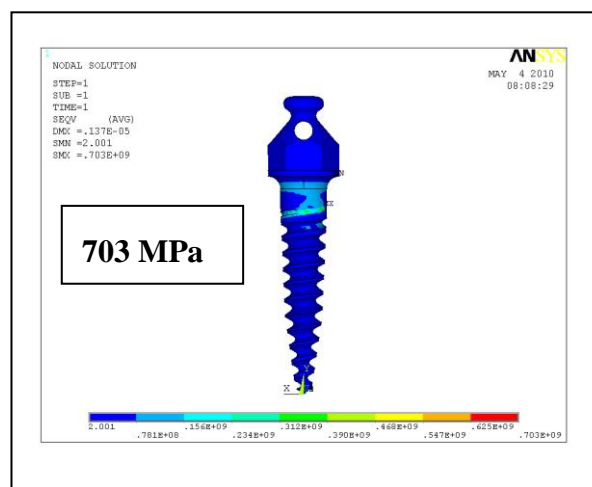


FIG. 76-Distribuição das tensões no mini-implante autoperfurante (P1), submetido à flexão e pré-tração-0 grau-10Ncm-ângulo do filete de 65 graus.



FIG. 77-Distribuição das tensões no mini-implante autorosqueante (P2), submetido à flexão e pré-tração-ângulo do filete de 65 graus

5 DISCUSSÃO

Os implantes para uso na Ortodontia têm duas aplicações básicas. Uma delas é reabilitar espaços com ausência de formação de dentes. Com o emprego dos implantes o ortodontista planeja os tratamentos ortodônticos com o objetivo de obter a oclusão ideal, isto é, não precisa realizar tratamentos alternativos como fechamento unilateral de espaços sem dente. A outra aplicação dos implantes é servir como ancoragem máxima para a movimentação de dentes individuais ou em grupo, objetivo do presente trabalho. A ancoragem é um fator importante para que o profissional consiga alcançar as metas propostas no seu plano de tratamento inicial. Esta ancoragem com implantes pode ser classificada em direta ou indireta. Direta é aquela em que o implante será colocado no lugar de dentes perdidos. Já a indireta consiste na colocação de implantes em locais que não são sítios de dentes (palato, retromolar, na face vestibular do osso alveolar). Antes dos implantes existiam recursos para ancoragem que exigiam um tempo de consulta elevado ou dependiam da colaboração por parte do paciente. A ancoragem absoluta sempre é citada como fundamental pelos especialistas. Os implantes são acessórios intra-ósseos colocados mediante um procedimento cirúrgico simples, em uma determinada região da boca, escolhida de forma conveniente à direção da aplicação da força. Eles garantem ancoragem máxima, porque não sofrem deslocamento sob efeito da força de reação, como o observado sobre os dentes.

Com base nos conceitos apresentados no presente trabalho, o resultado final do tratamento ortodôntico depende de vários fatores, entre eles da análise biomecânica do tratamento ortodôntico, do planejamento do sistema de aplicação das forças para a movimentação dos dentes, e controle do sentido e intensidade das forças transferidas para os dentes. Para obter o adequado controle das forças ortodônticas é necessário observar e respeitar a individualidade biológica do paciente bem como levar em consideração as leis básicas da mecânica. A movimentação desejada depende da qualidade da estabilidade das ancoragens usadas na transmissão das forças. Os pontos de ancoragem devem apresentar maior resistência à movimentação que os dentes que estão fora da posição ideal da arcada. O usual é usar como ancoragem o maior número de dentes possíveis. Neste contexto, o

emprego de mini-implantes para ancoragem torna-se uma ferramenta importante para os profissionais.

Os mini-implantes possuem vários benefícios: fácil inserção e remoção, baixo custo, pequeno tamanho, possibilidade de ser implantado no osso alveolar sem complicações significativas, diversidade dos possíveis locais de inserção e facilidade de criar os sistemas de ancoragem. Além disso, ele permite a aplicação da carga logo após a inserção sem aguardar a cicatrização. A força ortodôntica pode ser aplicada imediatamente após a inserção do mini-implante. Estas vantagens expandiram o uso de mini-implantes no tratamento ortodôntico.

Apesar das vantagens apresentados, resultados clínicos mostram que os implantes apresentam perda devido à fratura na inserção ou remoção.

Os resultados experimentais obtidos no presente trabalho mostraram que a liga Ti6Al4V utilizada para a confecção dos mini-implantes apresentou comportamento plástico antes da fratura. Pode-se observar alongamento intenso no gráfico da curva tensão-deformação obtido no ensaio de tração (fig. 35). Após o ensaio de tração a superfície de fratura apresentou morfologia característica de fratura dúctil (fig.38 e 39). Em face desses resultados, pode-se admitir que os mini-implantes apresentam comportamento dúctil. Para tais dispositivos pode ser adotado para determinação do limite de escoamento do material o critério de von Mises, também denominado de teoria da máxima energia de deformação. Segundo DIETER (1989), o critério de von Mises é o mais utilizado em aplicações teóricas, razão pela qual escolheu-se este critério na análise dos resultados de simulação.

A análise por microscopia óptica forneceu informações sobre a localização da fratura. Esta informação serve para comparar o estado de tensão obtido por simulação computacional, com o local de ocorrência da fratura.

Quanto à técnica de análise das tensões empregada no presente trabalho, o modelamento da geometria exata do implante, incluindo os filetes de roscas é essencial para a simulação por elementos finitos. Quanto maior o número dos detalhes incluídos nos modelos, mais confiáveis são os resultados obtidos. Por outro lado, a inclusão de grande número de detalhes aumenta o tempo de simulação computacional. Trabalhos (Rancourt et al, 1990; Yao,2005; Lin,2010) anteriores fizeram a simulação de implantes com formas simplificadas, onde os

modelos dos implantes não possuíam filetes. Os resultados obtidos foram inadequados, uma vez que as condições de carregamento não incluíram as concentrações das tensões nos filetes. Os valores das tensões foram devidos às forças de compressão e tangenciais. No presente trabalho, além do emprego de um desenho CAD dos mini-implantes, a inclusão de detalhes dos dispositivos e emprego das dimensões exatas dos implantes, considerou-se também a ligação entre o mini-implante e o osso. Foram consideradas duas hipóteses de interface implante-osso. Na primeira havia contato em toda a superfície e na segunda situação havia 50% de contato entre a superfície do mini-implante e do osso. Com a aplicação dos esforços não foi admitida a quebra de ligação implante-osso. Alguns trabalhos de simulação por elementos finitos consideram a possibilidade de deslizamento das interfaces e contato não linear.

No presente trabalho não se levou em consideração o fato que em condições de utilização clínica, o mini-implante não deve ultrapassar o limite de escoamento do material e não induzir tensões superiores à resistência fisiológica do osso para induzir a reabsorção óssea (200 MPa). A reabsorção óssea prejudica o desempenho do mini-implante devido à perda de estabilidade mecânica.

Quando se faz a análise do comportamento dos implantes por meio do método dos elementos finitos é importante considerar não apenas as cargas verticais e horizontais, mas, também a combinação destas forças. No presente trabalho além destas forças considerou-se a aplicação de torque, o qual induz situação mais crítica para a fratura dos mini-implantes. Inicialmente, pela análise linear, foram considerados os modelos de simulação em que a distribuição das tensões encontrava-se abaixo do limite de escoamento, situação na qual o mini-implante não quebra. Em seguida foram considerados os modelos de simulação não linear para determinação da distribuição das tensões nas demais situações.

No primeiro tipo de simulação em que fez se a análise linear, não foi considerada as tensões máximas com valores superiores ao limite de escoamento da liga de titânio determinado experimentalmente (992 MPa). Na simulação computacional considerou-se apenas o comportamento linear do material e não se levou em consideração a ocorrência de deformação plástica em qualquer nó da malha dos modelos dos mini-implantes. Na Tabela 9 são apresentados os valores

das tensões máximas de von Mises obtidos nas análises linear e não-linear. Levando em consideração que o torque médio de fratura do mini-implante aplicado foi de 35Ncm, comparou-se os valores das máximas tensões de Von Mises deste torque de fratura com as tensões máximas do torque de inserção de 10Ncm. No presente trabalho não foi considerada a deformação plástica do osso ou o desaperto do parafuso devido à perda de ancoragem. No caso real, a reabsorção óssea, dependente do tempo, alivia as tensões nos mini-implantes.

Os resultados da Tabela 9 mostram que o mini-implante autorosqueante (P2) submetido ao carregamento flexão, tração e torque de 10 N.cm apresentou o menor nível de tensões na condição 100% restrito e inclinação de zero grau. Nas demais condições o nível máximo das tensões ultrapassou o limite de escoamento do titânio. Apesar de ocorrer a deformação plástica, o desempenho do dispositivo não é comprometido, no que se refere à estabilidade do mini-implante, uma vez que o local da deformação está localizado na região do filete de rosca próximo à gengiva e fora da região inserida no osso.

O mini-implante autoperfurante (P1) seguiu o mesmo comportamento em relação à distribuição de tensões, sendo que este apresentou um nível de tensão em torno de 66% maior, com pré-carga de tração e carregamento lateral (flexão) na condição 100% restrito e inclinação de zero grau, em relação ao autorosqueante (P2) valor inferior ao valor de limite de escoamento para a liga Ti-6Al-4V.

TAB. 9 Tensões máximas de von Mises determinadas na simulação dos modelos de mini-implantes.

Carregamento	Restrição	Perfurante	Rosqueante
Flexão, tração e torque (10Ncm)	100%	760,5 MPa	458,2 MPa
	50%	982 MPa	1020 MPa
Flexão, tração 30° e torque (10Ncm)	100%	993 MPa	1070 MPa
	50%	1230 MPa	1220 MPa
Pré-tração(10Ncm)	100%	545,8 MPa	265,3 MPa
Flexão, tração e torque (35Ncm)	100%	1060 MPa	1050 MPa
	50%	1030 MPa	1070 MPa

Segundo Marins (2008), os valores das tensões normais máximas variaram de 192,98 MPa a 725,28 MPa) e os valores das tensões cisalhantes máximas variaram de 155,45 MPa a 642,13 MPa .

Essa diferença pode ser associada ao fato de que os filetes de rosca podem ter atuado como concentradores de tensões diminuindo a resistência a fratura durante os experimentos. Segundo CALLISTER (2002) os valores de resistência à fratura obtidos experimentalmente podem estar situados abaixo do valor teórico devido a presença de defeitos, trincas, descontinuidades internas de dimensões macroscópicas, arestas vivas ou entalhes no material que agem como fatores de concentração de tensões.

NOVA (2008) relatou em estudos com mini-implantes ortodônticos de 1,6 mm de diâmetro que as tensões cisalhantes durante a fratura desses dispositivos ficaram situadas entre 1041,85 e 1124,81 MPa.

Somente para o modelo do implante com 100% restrito, que o mini-implante autorosqueante apresentou menor nível de tensões que o perfurante. Este resultado pode ser atribuído à forma cilíndrica do implante autorosqueante, ou seja, a área resistente do mini-implante autoperfurante com forma cilíndrica é $27,48/44,49 \cong 0,62$ menor do que a do autorosqueante com forma cilíndrica para a mesma intensidade de cargas aplicadas. Esta diferença de cerca de 62% se aplicada ao nível de tensão de 458,2 MPa atingido no mini-implante autorosqueante resulta em 742,3 MPa, valor bem próximo do nível de tensão de 760,5 MPa, obtido na simulação para o mini-implante autoperfurante.

Em todas as simulações o local de maior concentração de tensão no mini-implante foi a região próxima do transmucoso não inserida no osso.

A Tabela 10 mostra os valores das deformações máximas obtidas na simulação dos modelos com solicitação de pré-carga (tração) e carregamento lateral (flexão), com 100% de restrição estão no limite elástico, bem abaixo de 0,01 mm/mm, enquanto para os mini-implantes com 50% de restrição os valores em torno de 0,03 mm/mm já estão na deformação máxima, portanto na região plástica.

O local de máxima deformação é o da aplicação da carga lateral (flexão), na região da cabeça dos mini-implantes, e o de maior concentração de tensões é a região externa da rosca mais próxima da gengiva.

A relação entre a deformação do mini-implante autoperfurante (P1) e o autorosqueante (P2) no modelo totalmente restrito (100%) foi de $0,0018/0,0022 = 0,81$ ou seja cerca de 19% maior para o mini-implante autoperfurante. No modelo parcialmente restrito (50%), esta relação foi de $0,0031/0,0036 = 0,86$ ou seja cerca de 14% maior para o mini-implante autorosqueante.

O nível de distribuição de tensões com o modelo parcialmente (50%) restrito causa um maior esforço de cisalhamento devido à maior distância do ponto de aplicação da força de 400 gf, em relação à região próxima aos filetes inseridos, o que ocasionou maiores níveis de distribuição de tensões em relação ao modelo do mini-implante totalmente restrito.

TAB. 10 Deformações máximas determinadas na simulação dos modelos de mini-implantes

Carregamento	Restrição	Implante	Deformação (mm/mm)
Flexão, tração e torque de 10Ncm.	50%	P1	0,031
		P2	0,036
	100%	P1	0,0022
		P2	0,0018
Flexão, tração e torque de 35ncm.	50%	P1	0,037
		P2	0,046
	100%	P1	0,045
		P2	0,045

Para ambos os mini-implantes, os modelos com torque de inserção de 10Ncm, sem inclinação com solicitação de pré-carga (tração) e carregamento lateral (flexão) com 100% de restrição os níveis de deformação máxima estão abaixo da deformação do torque de fratura.

Para os mini-implantes com 50% de restrição, isto é, inseridos pela metade, a deformação plástica com torque de inserção de 10Ncm é próxima do torque de fratura de 35Ncm.

A inclinação de 30° do mini-implante totalmente restrito, em relação ao mini-implante inserido na vertical, leva a decomposição da força axial de tração, com a componente no plano paralelo à seção reta, aumentando a tensão cisalhante, o que explica o aumento das tensões em relação ao modelo sem inclinação. Para este mesmo modelo, mas com restrição parcial, o nível de concentração em um nó da malha apresentou resultado numérico maior, indicando ser o modelo que ocasiona uma maior concentração de tensões para os dois tipos de mini-implantes estudados. Com base nos valores das tensões determinados no modelo com inclinação, o mini-implante apresenta deformação plástica. No entanto, nas simulações não foi levada em consideração a reabsorção e adaptação do mini-implante que provavelmente diminuiria o nível de tensões.

A aplicação somente da força de aperto (pré-carga de tração) nos mini-implantes induziram maior concentração das tensões quando comparados aos resultados dos modelos com carregamento lateral e tração na condição de totalmente restrito.

Na segunda etapa das simulações, o ângulo do filete foi reduzido para 55° e fez-se o arredondamento do fundo do filete da rosca para minimizar a concentração de tensão no modelo do mini-implante autorosqueante. Este resultado mostra que o ângulo do filete tem grande influência na concentração das tensões. Para o modelo sem inclinação e parcialmente restrito (50%), ocorreu diminuição da tensão (TAB. 11). Isto ocorreu porque o arredondamento da raiz do filete do mini-implante 50% restrito diminuiu a concentração de tensão em relação ao mini-implante 100% restrito.

TAB. 11 Pontos de maior concentração de tensões, obtidos na simulação de rosca modificada

Carregamento	Restrição	Rosqueante (cilíndrico)
Flexão e tração	100%	898 MPa
Torque (10Ncm)	50%	647,3 MPa

De acordo com a Tabela 12, quando a variação do ângulo do filete é pequena, existe uma diminuição nos valores das tensões geradas pela pré-carga. Na medida em que este ângulo aumenta as tensões aumentam, apesar da pré-carga diminuir. Pode-se atribuir este resultado à diferença na abertura entre o último filete restrito (próximo à aplicação do carregamento) e o ponto de concentração de tensão gerado pelo aumento no ângulo do filete.

A mudança na angulação do parafuso tem influência direta na carga de tração induzida pela inserção. A pré-carga aplicada influencia na estabilidade e na resistência para remoção devido ao aumento da força normal na superfície do filete de rosca e aumento na área de contato do mini-implante com o osso. Na simulação não foi levada em consideração a área real de contato implante-osso, fez-se a suposição que toda a superfície do filete mantém contato com o osso. Em condições reais apenas um pequeno percentual da superfície do flanco do filete entra em contato com o osso. A rosca métrica de 60° foi a que causou menor concentração de tensão para o mini-implante autorosqueante e a rosca de 61° para o mini-implante autoperfurante (TAB 12).

TAB. 12 Tensões máxima (MPa) com variação do ângulo do filete dos mini-implantes

Ângulo do filete-2α	ROSQUEANTE (cilíndrico)	PERFURANTE (cônico)
55°	776 MPa	855MPa
57°	775,8 MPa	775 MPa
60°	694,7 MPa	734 MPa
61°	790,3 MPa	662 MPa
65°	815 MPa	703 MPa

Os resultados obtidos no presente trabalho mostram que em algumas situações de carregamento ocorre a deformação plástica dos mini-implantes. As propriedades mecânicas dos mini-implantes autoperfurantes, os quais são clinicamente os que causam melhor conforto ao paciente e apresentam melhor estabilidade, podem ser aumentadas mediante tratamento térmico, controle do tamanho de grão da fase α e da fase β , bem como através do envelhecimento para endurecimento por precipitação da liga de titânio.

6 CONCLUSÕES

A partir dos resultados experimentais obtidos pode-se concluir que:

- a) O mini-implante autorosqueante e o autoperfurante apresentaram desempenho similar em relação à variação na concentração de tensão, com pequena vantagem para o autorosqueante;
- b) Em todos os modelos de mini-implantes totalmente restritos e nas condições de carregamento analisadas, o ponto de maior concentração de tensão ocorre na região do início da rosca logo abaixo do transmucoso;
- c) O ponto de maior concentração de tensão coincide com o ponto de ruptura do mini-implante submetido ao ensaio de torção quando da inserção ou remoção;
- d) A modificação de arredondamento na raiz da rosca proporciona menores níveis de concentração de tensão quando o mini-implante está inclinado e possui filetes livres;
- e) O esforço de torção durante a inserção do mini-implante combinado com o subsequente esforço de flexão aplicado pode induzir a falha prematura dos mini-implantes, com exceção do totalmente inserido;
- f) O filete de rosca com ângulo de 60° foi um dos que apresentou menor concentração de tensões, devendo, portanto ser mantido por ser padronizado pelo Sistema Métrico;
- g) Os mini-implantes apresentaram fratura e fractografia típica de material dúctil;
- h) Os dois tipos de mini-implantes quando utilizados para ancoragem na condição de totalmente inseridos, sem inclinação, torque (aperto) de 10Ncm e esforço lateral (flexão) de 400 gf, os níveis de tensão permanecem abaixo do limite de escoamento do material.

7 BIBLIOGRAFIA

- ARAÚJO, T. M.; NASCIMENTO, M. H. A.; BEZERRA, F.; SOBRAL, M. C. Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. **Rev. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 11, n. 4, p. 126-156, jul./ago. 2006
- BAE, S. M. et al. Clinical application of micro-implant anchorage. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v. 36, no. 5, p. 298-302, May 2002.
- DI MATTEO, R. C.; VILLA, N.; SENDYK, W. R. Movimentação de molares inferiores ancorados em mini-parafusos, **Rev. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 10, n. 4, p. 124-133, jul./ago. 2005.
- DIETER, G. E. **Metalurgia Mecânica**. Ed. Guanabara, 2ª Ed., 1981.
- DUCOS, P. C. D et al.- Análise da fratura de Implante Dentário, **Rev. Bras. Implantodontia/IBI**,2006.
- ELIAS, C. N. et al. Torque de inserção e de remoção de mini-parafusos ortodônticos, **Revista Brasileira de Implantodontia**, V11 N3 p.5-8, 2005.
- ELIAS, C.N. RIOS, P. R. FIGUEIRA, D. C., Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints; **Materials Science & Engineering. C, Biomimetic Materials, Sensors and Systems**, v. 26, 2006
- F.H. FROES, S.J. MASHL, V.S. MOXSON, J.C. HEBEISEN, and V.A. DUZ, The Technologies of Titanium Powder Metallurgy, **JOM**, November, 2004,
- FAVERO L, BROLLO P, BRESSAN E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2002;122:84–94.
- FREUDENTHALER, J.W., HASS, R., BANTLEON, H-P., "Bicortical Titanium Screws for Critical Orthodontic Anchorage in the Mandible: A Preliminary Report on Clinical Applications", **Clinical Oral Implants Research**, v. 12, pp. 358-363, 2001.
- GENEROSO, D. J. Apostila de Elementos de Máquinas, **Instituto Federal de Santa Catarina**, Módulo 3, 2009.
- HART, A., *et al.* The effectiveness of differential moments in establishing and maintaining anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.102, n.5, p.434-42, Nov, 1992.
- HUANG, L-H., SHOTWELL, J. L., WANG, H-L., Dental implants for orthodontic anchorage, **American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedic**, v. 127, pp. 713-722, 2005.
- KANOMI R. Mini-implant for orthodontic anchorage. **JCO** 1997;36 (11):763–7.
- KIM, J. H.; AHN, S. J.; CHANG, Y. I. Histomorfometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 128, no. 2, p.190-194, Aug. 2005.
- KNOLL,P. K., SCHAEFFER, L. Análise microestrutural da liga de titânio $\alpha+\beta$, Ti-6Al-4V,forjada a quente **17º CBECIMat-Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais**, Foz do Iguaçu, PR, Brasil, 2006.

- LABOISSIÈRE Jr., M.; VILLELA, H.; BEZERRA, F.; LABOISSIÈRE, M.; DIAZ, L. Ancoragem absoluta utilizando microparafusos ortodônticos. Protocolo para aplicação clínica (Trilogia-Parte II). **Implant News**, v.2, n.1, p.37-36, jan/fev.2005.
- LEYENS, C., PETERS, M., **Titanium and titanium alloys: fundamentals and applications**, 2003, WILEY-VCH, Germany, ISBN 3-527-30534-3.
- LIN, CHUN-LI ET AL - Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: Prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm, **Journal of Biomechanics**, Volume 43, Issue 4, Pages 644-651,2010.
- LIOU, E. J., et al Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.126, n.1, p.42-7, Jul, 2004.
- LÜTJERING, G., WILLIAMS, J.C., **Titanium**, Springer, ISBN 3-540-42990-5, 2003.
- MARINS, E. C., Torques de inserção e remoção e resistência mecânica de mini-implantes ortodônticos. **Dissertação de Mestrado** – Instituto Militar de Engenharia, 2008.
- MORAIS L. S., SERRA, G. G., ELIAS C. N., MULLER C. A. Liberação *in vivo* de íons metálicos por mini-implantes ortodônticos de titânio-4⁰ **Congresso latino-americano de órgãos artificiais e biomateriais**, 2006.
- MORAIS, L. S. ET AL. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release, **Acta Biomaterialia** 3, 2007.
- MOTOYOSHI, M.; HIRABAYASHI, M.; UEMURA, M.; SHIMIZU, N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. **Clin Oral Implants Res**, v.17, n.1,p.109-14.2006.
- O’SULLIVAN, D.; SENNERBY, L.; MEREDITH, N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. **Clin Implant Dent Relat Res**, v.2, n.2, p.85-92. 2000.
- PALMA, VINÍCIUS CANAVARROS. Osseointegração de implantes usinados e oxidados em seio maxilar preenchido por coágulo com ou sem osso autógeno: estudo histológico, histométrico e de RFA em macacos, **Tese de Doutorado- Universidade Estadual Paulista**. Faculdade de Odontologia de Araçatuba, 2006.
- PARK,H.S.; KWON T.G.; KWON O.W. Treatment of open bite with microscrew implant anchorage. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, 2004;126:627–36
- PEREIRA, C. M.; FALEIROS, D. C. R. Série Aparelhos Ortodônticos: Extrabucal, **Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, 2005.
- POLMEAR, I.J., **Light alloys: metallurgy of the light metals**, Third edition, 1995, Arnold, London, ISBN 0-340-63207.
- RANCOURT, D., SHIRAZI-ADL, DROUIN, G., , Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone, **Journal of Biomedical Materials Research**, Vol. 24, pp. 1503-1519,1990.
- RITTO, A. K.; KYUNG, H. M. Solutions With Microimplants, **Orthodontic CyberJournal**, 2003.

SERRA, G. G.; MORAIS, L. S.; ELIAS, C. N.; ANDRADE, L.; MULLER, C.A. Mini-implantes ortodônticos carregados imediatamente – Estudo *in vivo*, **Revista Matéria**, v. 12, n. 1, pp. 111 – 119, 2007.

SHIGLEY, J. E.; MISCHKE, C. R. **Mechanical Engineering Design**, Fifth edition, 1989, McGraw-Hill, ISBN 0-07-100607-9.

SMITH, W.F., **Structure and properties of engineering alloys**, second edition, 1993, McGraw-Hill, ISBN 0-70-112829-8.

TEIXEIRA, M. V. Avaliação da resistência à flexão de mini implantes ortodônticos. **Dissertação de Mestrado** – Universidade Veiga de Almeida, 2006.

YAO, C. J. et al. Maxillary molar intrusion with fixed appliances and mini-implant anchorage studied in three dimensions. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 75, no. 5, p. 754-760. 2005.