INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**ESTUDO DOS PARÂMETROS DE ESTABILIDADE DE TRAVAMENTO ENTRE
IMPLANTE DENTÁRIO E COMPONENTE PROTÉTICO ATRAVÉS DO SISTEMA CONE
MORSE**

LUÍS CLÁUDIO ARANHA

**Tese apresentado como parte dos requisitos
para a obtenção do Grau de Doutor em Ciências
na Área de Tecnologia Nuclear - Materiais.**

Orientador:

Dr. JESUALDO LUIZ ROSSI

São Paulo

2014

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**ESTUDO DOS PARÂMETROS DE ESTABILIDADE DE TRAVAMENTO ENTRE
IMPLANTE DENTÁRIO E COMPONENTE PROTÉTICO ATRAVÉS DO SISTEMA CONE
MORSE**

LUÍS CLÁUDIO ARANHA

**Tese apresentado como parte dos requisitos
para a obtenção do Grau de Doutor em Ciências
na Área de Tecnologia Nuclear - Materiais.**

Orientador:

Dr. JESUALDO LUIZ ROSSI

Versão Corrigida

Versão Original disponível IPEN

São Paulo

2014

Dedicatória***À Deus***

*Que sempre em todos os momentos de minha vida
me guiou e protegeu, ele nunca me faltou
nos momentos difíceis.*

À minha querida esposa Kelly e amado filho Luís Felipe

*Por todo apoio, paciência e incentivo,
dos quais sem eles não teria conseguido seguir ao longo desses últimos 5
anos de estudos e pesquisa. Meu filho e esposa minha inspiração, minha
motivação de ser cada dia melhor, amo vocês com todo meu coração e
dedico por completo essa obra.*

Agradecimentos

Aos meus pais João e Jeanette

*Por todos os valores de caráter e vida,
pelos ensinamentos e pelos cuidados extremos
em minha formação de homem de bem e de cirurgião dentista.*

Agradecimentos

Aos meus sogros Gilberto e Neusa

Pelo incentivo, motivação e apoio durante os vários momentos que tive que ficar longe de minha família.

Agradecimentos

Ao programa de Pós-Graduação do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN / USP, instrumento de minha formação.

Ao Dr. Jesualdo Luiz Rossi meu orientador, pela sua compreensão em todos os momentos dessa jornada, sendo sempre motivo da minha admiração e, sobretudo respeito. Obrigado pelos inúmeros exemplos de conduta de vida nos quais tenho me espelhado na tentativa de sempre melhorar como ser humano.

À Dra. Isolda Costa, por ceder seu laboratório e equipamentos, bem como todos os ensinamentos e convivência que em muito me guiaram.

Ao Dr. Cristiano Stefano Musci, que foi solidário e teve muita paciência em me ensinar a ciência de entender e interpretar os materiais, sendo um irmão de toda hora.

Ao graduando em tecnologia mecatrônica Eduardo José Nogueira pela sua inestimável contribuição no projeto e construção dos vários dispositivos usados nesta tese.

Ao Me. Francisco Carlos Cione, que compartilhou sua especialidade e seu domínio de engenheiro e físico, parceiro próximo em toda essa jornada.

Aos pesquisadores Dr. Francisco José Correa Braga, Dr. Luis Gallego Martinez, Dr. Rodolfo Politano, Me. Leandro César Pereira Gomes Safrá, Me. Eliana Ionara de Oliveira Pesqueira, mestrando Guilherme Ramos Costa, cirurgião dentista Alexandre Simões Prado Moreira e cirurgiã dentista Daniela Maria Cerqueira Leite amigos que em muito me consolaram e ajudaram em momentos que fugia totalmente de minha zona de conforto de formação profissional.

Aos professores das disciplinas que cursei no IPEN, em especial Dr. Ricardo Mendes Leal Neto, Dra. Ana Helena de Almeida Bressiani, Dra. Olga Zazuco Higa e Dr. Waldemar Alfredo Monteiro, os quais me introduziram em um universo

nunca por mim navegado, abrindo muito minha mente.

À Universidade Federal do Espírito Santo, Departamento de Engenharia Mecânica, Laboratório de Caracterização de Superfície dos Materiais, na pessoa do Prof. Dr. Marcelo Camargo Severo de Macedo e a seu aluno de mestrado Leandro Entringer Falqueto pela cooperação nos testes de rugosidade 3D realizados nessa universidade.

À Faculdade de Engenharia Industrial, Departamento de Engenharia de Materiais, Laboratório de Ensaios Mecânicos e Metalurgia, em nome do Me. William Naville, pela cooperação nos testes de fadiga realizados nessa faculdade.

A Universidade de Franca em nome da Dra. Luciana Assirati Casemiro, colega que me sustentou não só quanto aos belos testes microbiológicos que deram vida a minha tese como também pela amizade construída.

Ao Dr. Wellington Cardoso Bonachela por todos os conselhos profissionais ou não que lapidaram minha vida e mostraram um universo paralelo a todo o glamour da ciência na odontologia.

A todos os técnicos, pesquisadores e amigos do IPEN, o meu muito obrigado.

De uma forma geral a todos que compartilharam momentos no IPEN que para mim nunca será esquecido, espero poder ainda nessa vida retribuir toda atenção dispensada.

*“Você quer passar o resto da vida vendendo água com açúcar ou quer ter
uma chance de mudar o mundo?”*

Steve Jobs

*“O homem não está acabado quando enfrenta a derrota,
ele está acabado quando desiste.”*

Richard Nixon

*“Algo só é impossível até que alguém duvide e acabe
provando o contrário.”*

Albert Einstein

ESTUDO DOS PARÂMETROS DE ESTABILIDADE DE TRAVAMENTO ENTRE IMPLANTE DENTÁRIO E COMPONENTE PROTÉTICO ATRAVÉS DO SISTEMA CONE MORSE

LUÍS CLÁUDIO ARANHA

RESUMO

Na implantodontia visa-se dois grandes resultados para os desdentados parciais e totais, função mastigatória e estética. Ambos têm o mesmo grau de importância, para tanto se deve pensar no que se tem de mais seguro e prático nos dias de hoje. O cone Morse, na implantodontia oral, é um sistema de estabilidade entre o implante dentário e o parafuso intraósseo de sustentação. Para seu correto uso se faz necessário uma série de análise de suas características e condições. No presente trabalho focou-se em desenvolver protocolo de validação de torque, além de analisar parâmetros de acabamento, deformação e estabilidade pré-carga e pós-carga dentro de protocolos já recomendados. Avaliou-se sua condição antes e após os efeitos de carga mastigatória simulada por ensaio de fadiga. Concluiu-se que o uso do cone Morse dentro dos protocolos indicados deve ser revisto quanto a padrões similares de torque nos pilares sólidos e indexados, cada um possui limites e indicações diferentes para se manter estável. Concluiu-se também que não é um sistema totalmente livre de trânsito de bactérias e que esse trânsito aumenta de forma proporcional ao uso e força mastigatória, indicando que melhorias no acabamento entre as peças devem ser implementadas e/ou adição de material que afaste crescimento bacteriano priorizando a saúde do periodonto e do tecido ósseo de sustentação mantendo o sistema seguro em longevidade.

STUDY ON THE STABILITY PARAMETERS OF LOCKING BETWEEN DENTAL IMPLANTS AND PROSTHETIC COMPONENT SYSTEM THROUGH THE MORSE TAPER

LUÍS CLÁUDIO ARANHA

ABSTRACT

In implantology it is aimed two major outcomes for the partial and total toothless persons, mastigatory function and aesthetics. Both have the same degree of importance, therefore it must be thought about what is safer and more practical these days. Morse taper in oral implantology is a system of stability between the dental implant and the intraosseous screw support. For its correct use a series of analysis of its features and conditions is required. This work was focused on developing torque validation protocol, and analyzing surface finishing parameters, deformation and stability as before load and after load in recommended protocols. The implants condition before and after the effects of habitual masticatory load was simulated by fatigue testing. It was concluded that the Morse taper use within the specified protocols should be reviewed for similar patterns of torque in solids and indexed pillars, each has different limits and signs to remain stable. It was also concluded that it is not a traffic totally free system of bacteria and that this influence increases in proportion to the use and masticatory forces, improvements in the surface finish between parts and / or addition of material that hinders bacterial growth is needed if it is prioritized the health of the periodontium and the bone tissue keeping the system safe in the long term.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Padronização de medidas que delimitam o cone Morse. (DIN 228-10)	3
Tabela 2. Medidas obtidas em ensaio experimental de momento torsor e incertezas.	35
Tabela 3. Descrição dos conjuntos somente montados e sem ensaio de fadiga.	46
Tabela 4. Descrição dos conjuntos montados com submissão a fadiga simulando 6 meses de esforço mastigatório.	46
Tabela 5. Medidas de rugosidade superficial método 2D e 3D em amostras sem serem submetidas a torque de estabilidade.	60
Tabela 6. Medidas de rugosidade superficial método 2D e 3D em amostras submetida a torque de 20 Ncm de estabilidade e depois desmontadas para análise.	60
Tabela 7. Valores medidos de tensões residuais para as amostras S18 (nas direções longitudinal e tangencial), I20 (nas direções longitudinal e tangencial) por meio de difração de raios X. Os valores negativos indicam tensões compressivas.	66
Tabela 8. Classificação dos conjuntos de amostras montados e suas respectivas peças e quantidade de ciclos realizados em cada conjunto.	69
Tabela 9. Classificação dos jogos de amostras montados e suas respectivas peças e quantidade de ciclos realizados em cada jogo, que foram utilizados para microanálise.	70
Tabela 10. Amostras montadas com ou sem ensaios de fadiga simulando a mastigação e sua correspondente contaminação bacteriana.	73

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Desenho esquemático mostrando o perfil de uma superfície genérica e as variáveis que permitem determinar a rugosidade média (Ra) (NBR 6405, 1988).	21
Figura 2. Desenho esquemático mostrando o perfil de uma superfície genérica com a medida Rt, na qual Z corresponde à distância vertical formada pelo pico mais alto (que está localizado no trecho Z1) e o vale mais profundo (que está localizado no trecho Z3).	21
Figura 3. Laudos técnicos quanto à matéria prima utilizada. Relatório de ensaios mecânicos do material dos implantes usados no presente trabalho.	23
Figura 4. Laudos técnicos quanto à matéria prima utilizada. Relatório de análise micrográfica.	24
Figura 5. Laudos técnicos quanto à matéria prima utilizada. Relatório de análise gases.	25
Figura 6. Impressão artística dos implantes usados no presente trabalho. a) Implante cilíndrico. b) Implante cônico. (Pross Implantes, 2013).	26
Figura 7. Desenho técnico do implante CM cilíndrico indexado (Dabi Atlante, 2013).	26
Figura 8. Desenho técnico do implante cone Morse - CM cônico e indexado (Dabi Atlante, 2013).	27
Figura 9. Componentes protéticos de nome pilar Flex para cone Morse. a) Sólido. b) Indexado. (Dabi Atlante, 2013).	28
Figura 10. Desenho técnico do pilar Flex PU (Dabi Atlante, 2013).	28
Figura 11. Desenho técnico do pilar Flex index (Dabi Atlante, 2013).	29
Figura 12. Desenho técnico do parafuso passante do pilar Flex indexado. (Dabi Atlante, 2013).	29

Figura 13. Fluxograma de ensaios realizados e em qual instituição eles foram realizados.	31
Figura 14. Imagens: a) Rugosímetro Talysurf CLI 1000; b) software utilizado Talymap pertencentes à Universidade Federal do Espírito Santo – UFES.	32
Figura 15. Implante CM cortado ao centro para análise de rugosidade do cone interno, a) vista frontal e b) vista lateral.	32
Figura 16. Arranjo experimental, para a determinação da rigidez da barra de torque.	33
Figura 17. Curva experimental torque versus massa aplicada na extremidade da haste, conforme descrito; as incertezas nos valores não são discrimináveis visualmente.	34
Figura 18. Curva de rigidez da barra de torque, determinada experimentalmente. As incertezas no momento torsor não são discrimináveis.	35
Figura 19. Diagrama elétrico para a ponte de Wheatstone e amplificador.	36
Figura 20. Imagem mostrando a haste de torque e o <i>strain gage</i> do torquímetro construído para uso no presente trabalho.	37
Figura 21. Imagem mostrando o torquímetro construído, a haste de torque, o <i>strain gage</i> , o mandril e a eletrônica de medição utilizada.	37
Figura 22. Dispositivo eletrônico usado na aquisição de dados para a medição da razão entre tensões elétrica em mV/V por tempo decorrido.	38
Figura 23. Representação esquemática do método de medida de tensões residuais por difração de raios X. A mostra na condição normal de difração. (a) foi girada do ângulo ψ (b). D e S são o detector e a fonte de raios X, respectivamente e N é a normal à superfície (SAE HS-784, 2003).	40
Figura 24. Porta-amostra e amostra preparada para a medida de difração de raios X com a máscara de chumbo.	41
Figura 25. Desenho do protocolo de teste de fadiga seguindo ISO 14801.	42

Figura 26. Imagens dos suportes utilizados no teste de fadiga. a) Vista superior do suporte com perfuração central em angulo de 30°. b) Vista lateral do suporte mostrando a cauda de andorinha para flexibilizar movimentos de alinhamento. c) Implante instalado no suporte plástico com pilar torqueado e fixado a peça (<i>cap</i>), formando o conjunto que foi ensaiado em fadiga.	43
Figura 27. Microscópio eletrônico de varredura, usado na avaliação topográfica dos implantes - CCTM/IPEN.	44
Figura 28. Ultrassom de laboratório usado na limpeza dos implantes não estéreis - LabCorts, CCTM/IPEN.	44
Figura 29. Processo de preparo das amostras. a) e b) Corte por serra de diamantada. c) Politrizes para lixas e para panos de polimento.	
Figura 30. Cepa de <i>Eschssonhia coli</i> , utilizada em ensaio de fluxo de bactérias.	47
Figura 31. Inóculo com densidade óptica de 1×10^8 Unidades Formadoras de Colônia por mililitro, UFC/mL.	48
Figura 32. Preparo do inóculo de <i>E. coli</i> ATCC 25922 em meio de cultura líquido <i>Brain Heart Infusion</i> (Difco Laboratories, Detroit, MI, EUA).	48
Figura 33. Preparo do inóculo de <i>E. coli</i> ATCC 25922 em meio de cultura líquido <i>Brain Heart Infusion</i> (Difco Laboratories, Detroit, MI, EUA).	49
Figura 34. Preparo do inóculo de <i>E. coli</i> ATCC 25922 em meio de cultura líquido <i>Brain Heart Infusion</i> (Difco Laboratories, Detroit, MI, EUA).	49
Figura 35. Morsa devidamente esterilizada em ambiente com fluxo laminar.	50
Figura 36. Adaptação dos pilares sobre os implantes, conjunto esterilizado.	50
Figura 37. Amostras C39/S40 e C40/I40 em suas embalagens originais para montagem.	51
Figura 38. Amostras X39/S39 e X40/I39 em suas embalagens originais para montagem.	51

Figura 39. Montagem dos conjuntos seguindo protocolo asséptico.	52
Figura 40. Montagem dos conjuntos seguindo protocolo asséptico.	52
Figura 41. Implantes submetidos à fadiga e esterilizados em radiação gama.	53
Figura 42. Tubos de ensaio com inóculo <i>E. Coli</i> ATCC 25922, vista de frente.	54
Figura 43. Tubos de ensaio com inóculo <i>E. Coli</i> ATCC 25922, vista de trás.	54
Figura 44. Amostras após 14 dias de incubação.	55
Figura 45. Amostras removidas em ambiente controlado de inóculo.	55
Figura 46. Amostras passando por protocolo de descontaminação externa em solução de digluconato de clorexidina à 2,0% em banho de ultrassom.	56
Figura 47. Vista aproximada de amostra passando por protocolo de descontaminação externa.	56
Figura 48. Amostras passando por processo de neutralização em solução de <i>Tween</i> 80 a 0,5% mais lecitina de soja a 0,07%.	57
Figura 49. Amostra sendo separada implante / pilar.	58
Figura 50. Amostras submersas em 4,0 mL de caldo de BHI.	58
Figura 51. Amostras mantidas à 37 °C por 48 horas para incubação.	59
Figura 52. Sobreposição das curvas geradas na medição dos destorques de pilares sólidos submetidos às cargas cíclicas.	61
Figura 53. Sobreposição das curvas geradas na medição dos destorques de pilares indexados submetidos às cargas cíclicas.	62
Figura 54. Evoluções das curvas de torque e destorque, para o sistema sólido de fixação. São, também, apresentados os valores médios e seus respectivos desvios padrão, para o torque e o destorque em forma de tabelas.	63
Figura 55. Evoluções das curvas de torque e destorque, para o	

sistema indexado de fixação. São, também, apresentados os valores médios e seus respectivos desvios padrão, para o torque e o destorque em forma de tabelas.	63
Figura 56. Observações sobre as curvas típicas de torque-destorque de pilares sólidos submetidos a esforços.	64
Figura 57. Observações sobre a curva típica de torque-destorque de pilares indexados submetidos a esforços.	65
Figura 58. Desenho técnico com sobreposição do perfil de peça, denominada <i>cap</i> . A força de 200 N, representada por um vetor em vermelho é a carga cíclica aplicada, com ângulo de 30°; os outros dois vetores de 100 N e 174 N são as componentes da decomposição horizontal e vertical da força aplicada.	67
Figura 59. Micrografia eletrônica de varredura com elétrons retroespalhados mostrando detalhes da usinagem e acabamento do implante e componente protético. a) Detalhe do cone interno e indexador hexagonal vista lateral. b) Detalhe do cone interno e indexador hexagonal vista superior. c) Detalhe do componente protético pilar Flex indexado, imagem com elétrons secundários. d) detalhe do componente protético pilar Flex sólido, imagem feita com elétrons secundários.	71
Figura 60. Imagem de elétrons secundários seguindo a análise do espaço entre as peças, implante/componente após ensaio de fadiga.	72
Figura 61. Gráfico mostrando as amostras montadas com ou sem ensaios de fadiga simulando a mastigação e sua correspondente contaminação bacteriana.	28
Figura 62. Gráfico mostrando a média dos resultados de contaminação das amostras montadas com ou sem ensaios de fadiga simulando mastigação.	74
Figura 63. Imagem resultando do ensaio de rugosidade superficial mostrando os vales característicos da passagem da ferramenta de usinagem.	76
Figura 64. Imagem micrográfica de MEV mostrando defeitos na região do indexador, ao lado marca de usinagem, na superfície do cone interno do implante com rugosidade de 1 μm .	76
Figura 65. Imagem micrográfica de MEV mostrando defeito de usinagem na superfície do cone interno do implante com rugosidade de 1 μm .	77

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Prefácio	1
1.2	Relevância do assunto	2
2	OBJETIVOS	4
3	REVISÃO DA LITERATURA	5
3.1	Histórico da implantodontia	5
3.2	Classificação dos sistemas de estabilidade nos implantes dentários	7
3.3	Fluxo de bactérias	10
3.4	Extensometria na análise de deformações	12
3.5	Testes biomecânicos	13
3.5.1	Análise de torque	13
3.5.2	Ensaio de fadiga - simulação do esforço mastigatório	15
3.5.3	Avaliação de rugosidade	17
3.5.4	Tensão residual	19
4	MATERIAIS E MÉTODOS	20
4.1	Ensaaios de rugosidade	28
4.2	Ensaaios de torque	29
4.3	Ensaaios de tensão residual	35
4.4	Ensaaios de fadiga	37
4.5	Microscopia eletrônica de varredura	40
4.6	Ensaaios de contaminação	42
5	RESULTADOS	45
5.1	Rugosidade	45
5.2	Torque	46
5.3	Tensão residual	51
5.4	Fadiga	52
5.4.1	Avaliação das tensões mecânicas máximas nos pilares do sistema indexado, submetidos a esforços cíclicos	52

5.5	Microanálise	55
5.6	Fluxo de bactérias	58
6	DISCUSSÃO	60
7	CONCLUSÃO	67
8	SUGESTÕES TRABALHOS FUTUROS	68
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	69

1. INTRODUÇÃO

1.1 Prefácio

A média de vida do ser humano com as inovações tecnológicas de uma forma geral vem crescendo. Junto a esse crescimento busca-se uma melhor qualidade de vida, nessa busca constante a implantodontia vem trazendo conforto, segurança e beleza ao sistema estomatognático.

Na odontologia muito se pesquisa da rotina clínica e de equipamentos que possam melhorar o manuseio com o paciente. Entretanto, pouco se conhece sobre os biomateriais utilizados e ainda falta maior interação entre a engenharia dos materiais e a odontologia. Pouco se testa para aperfeiçoar o uso com segurança desses biomateriais. O odontólogo em sua atividade profissional além de ser o cirurgião, o próprio título de graduação trás essa classificação, é o anestesiista e o hospital, lidando com um estoque imenso de biomateriais para usar em sua rotina diária, muitas vezes desconhecido pelo profissional.

Na maioria das pesquisas odontológicas ou utilizam levantamento e revisões bibliográficas ou utiliza a rotina de pacientes das universidades ou cursos de pós-graduação, onde a base é o atendimento clínico. Ao contrário do Brasil, nos países como Suíça, França, Alemanha, Itália e Estados Unidos da América antes da utilização clínica dos biomateriais, exaustivos testes são realizados trazendo o benefício de minimizar efeitos negativos em pacientes.

O órgão regulatório de produtos na área de saúde, a Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA, não obriga a cada empresa realizar testes individuais de seus produtos, basta seguir os mesmos padrões já testados de produtos similares. Contudo falhas na fabricação ou falta de entendimentos dos limites dos biomateriais, seguindo métodos e normas mundiais, e.g., da *American Society for Testing Materials* - ASTM *International* e *International Organization for Standardization* - ISO, bem como a falta de corretas instruções aos seus clientes sobre o produto, podem trazer efeitos deletérios ou baixa longevidade desses biomateriais.

Os testes de validação, como por exemplo: de ordem mecânica

(acabamento, adaptação, estabilidade, integridade e longevidade); de ordem biológica (contaminação) e de ordem química como pureza, devem ser rotina na fabricação de produtos na implantodontia. Isto para o correto desenvolvimento científico do setor.

O Brasil está em destaque no cenário mundial odontológico em especial na implantodontia. É um dos países que mais se desenvolve a odontologia clínica. Isto é devido a uma enorme facilidade de manuseio de pacientes nesse processo de aprendizagem, diferente das severas regras para uso de humanos em treinamentos em outros países. Isso se confirma pelo crescente número de estrangeiros os quais vem treinar em cursos práticos em nosso país. Sem dúvida se torna importante para o desenvolvimento de uma especialidade, mas traz também uma falta de critérios definidos através de um aprofundamento teórico na implantodontia.

1.2 Relevância do assunto

Nos últimos 20 anos na implantodontia, muito se mudou através de experiências não positivas com os pacientes, como por exemplo, o projeto de implantes não compreendidos, equipamentos e kits cirúrgicos e protéticos utilizados sem manutenção, isto gerando falsas medidas e instrumentação inadequada, além de iatrogenias causadas por desconhecimento no uso da tecnologia e dos biomateriais.

O sistema cone Morse na engenharia vem sendo muito utilizado há décadas, contudo na odontologia esse sistema ainda é incompreendido. Isto ocorreu ou por acharem que seu custo é elevado em comparação ao hexágono externo, desenvolvido desde 1965, ou por ainda haver muitas discórdias quanto a seus reais benefícios, principalmente por parte de profissionais que apreenderam a especialidade na época que o cone Morse ainda não era muito utilizado no Brasil.

Nesse sentido, inicialmente, 'discute-se a classificação e a utilização do nome cone Morse. O cone Morse CM, é o nome dado a um sistema onde se utiliza conexões cônicas internas, para ser mais preciso. Já seu próprio nome trás margem para discussões acirradas, onde uma corrente diz que esse sistema não faz jus ao nome e outra corrente que desconhece as patentes

criadas com esse nome. Amparado por patentes pode-se dizer que CM é o sistema que tem como conicidade e ângulos de inclinação os descritos na tabela a seguir:

Tabela 1. Padronização de medidas que delimitam o cone Morse. (DIN 228-1).

Dimensões do cone Morse (mm)

	conicidade	A	B (máx.)	C (máx.)	H	J	ângulo
0	1:19,212	9,045	56,5	59,5	3	3,9	1° 29' 26"
1	1:20,047	12,065	62	65,5	3,5	5,2	1° 25' 43"
2	1:20,020	17,780	75	80	5	6,3	1° 25' 50"
3	1:19,922	23,825	94	99	5	7,9	1° 26' 16"
4	1:19,254	31,267	117,5	124	6,5	11,9	1° 29' 15"
5	1:19,002	44,399	149,5	156	6,5	15,9	1° 30' 26"
6	1:19,180	63,348	210	218	8	19	1° 29' 36"
7	1:19,231	83,058	285,75	294,1	-	19	1° 29' 22"

Mesmo assim o nome CM utilizado na implantodontia se refere ao sistema de estabilidade através de cone interno, portanto não é errado utilizá-lo. Este se tornou um padrão de referência para esse sistema e não importa o ângulo para justificar a eficácia, dentro de certos limites. O importante é que o sistema de estabilidade tenha equilíbrio entre o que é estável sem deformar a peça, para não limitar seu uso a uma só vez.

Considerando o sistema como mais estável, resta descrever seus limites

e uso. Nos biomateriais, de uma forma geral, deve-se entender que todo esforço em pesquisa para minimizar riscos quanto ao material devem ser tomados. Esses biomateriais suprem a falta ou a falha de algum elemento no corpo. A tecnologia se difunde de uma forma veloz, mas o diferencial ainda hoje na implantodontia nacional em comparação com a internacional é que aqui ainda se lançam produtos sem as devidas análises científicas.

Nessa linha de raciocínio observa-se a real necessidade de se entender melhor o sistema cone Morse. Isto pelo desenvolvimento de equipamentos com correta aferição, bem como pela simulação do comportamento mecânico do sistema em cargas máximas e esforço cíclico, mantendo a reversibilidade, ou melhor, a possibilidade de se trocar quaisquer peças ou partes sem perder a sua função no sistema.

Entende-se que, para se manter a integridade do sistema, se faz necessário seu completo entendimento e como irá se comportar em longevidade. Em uma sociedade onde se pode dar qualidade de vida aos mutilados dentais, com próteses implanto suportadas, é de extrema importância buscar o maior número de validações e testes do sistema para este poder ser utilizado de forma massiva.

Poucos estudos até o momento fazem a correta análise do que ocorre no sistema cone Morse quando diferentes cargas de travamento são aplicadas. Bem como de se entender como se comporta tanto a estrutura do componente protético como a estrutura interna do implante, quanto a modificações estruturais, após torque ideal de inserção de componente protético. Estudos neste sentido oferecem chances de não permitir alterações estruturais, bem como alterações no tecido ósseo ao redor do implante garantindo assim a longevidade das peças, da função mastigatória e da estética nas reabilitações com implantes orais.

É necessário o correto entendimento para poder-se agir de maneira a manter a integridade do sistema do tipo cone Morse de estabilidade. Caso haja a necessidade de troca do componente protético a estrutura interna do implante, ou melhor o cone interno do implante, este não deve sofrer nenhuma deformação. Do contrário, pode-se perder a precisão de adaptação prejudicando a estabilidade protética. É ainda necessário protocolar torques ideais para cada sistema de componente protético, onde ocorra uma correta

adaptação das peças, implante / componente e preservem-se as estruturas quanto à deformação.

Para trazer um método adequado de análise ao presente trabalho, em resumo, desenvolveu-se um torquímetro eletrônico instrumentado com um transdutor de deformação do tipo *strain gage* e um sistema de aquisição de dados e análise, onde com muita precisão relacionaram-se as deformações mecânicas observadas ao torque aplicado. Foram também analisados os torquímetro manuais e digitais utilizados na rotina das fábricas como pelos cirurgiões dentistas. Foram realizados de forma inédita carregamentos cíclicos em ensaios de fadiga seguindo a ISO 14801, seguidos de contaminação bacteriana para observar o trânsito de bactérias na interface componente protético / implante.

A análise da evolução e do contexto atual da implantodontia permitiu detectar as necessidades e as possibilidades de sua evolução com a utilização dos conhecimentos da ciência e da tecnologia de materiais.

2 OBJETIVO

Esse trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de protocolos de validações de torques e das condições para sua realização, avaliando condições mecânicas e biológicas quanto à integridade das peças e seus propósitos no sistema cone Morse de estabilidade do conjunto implante componente protético.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Para seguir a revisão contextualizada dividiu-se este capítulo em tópicos pertinentes a pesquisa, divididos em: o histórico da implantodontia, a classificação dos sistemas de estabilidade nos implantes osseointegrado, o trânsito de bactérias na interface dos implantes osseointegrado, o componente protético e a biomecânica dos sistemas.

3.1 Histórico da implantodontia

Conforme relata Tortamano Neto, 2007, desde os primórdios o ser humano busca repor órgãos dentais. Há descobertas arqueológicas datadas de 400 AC do povo egípcio onde literalmente se amarravam dentes humanos e de animais, bem como materiais no formato de dentes de metal, madeira ou couro, aos dentes presentes simulando um dente perdido. Já achado, datado de 600 DC do povo Maia, encontrado em Honduras sugere o primeiro implante colocado dentro do osso, simulando um dente, esculpido em coral marinho com o desenho cônico similar da raiz dental.

Na odontologia do século XX houve uma curva de aprendizado no desenvolvimento de implantes para sustentar a confecção de próteses no sentido de suprir dentes perdidos, passando por armações metálicas assentadas entre o osso, parafusos de corpo único, implantes agulhados, implantes laminados. É notado ainda, que era muito deficitário o sistema de fixação do dente a essa estrutura, falhando, portanto, na estabilidade os implantes sobre efeito de força mastigatória.

Outro grande problema enfrentado, além da estabilidade entre as peças era o processo de reparação óssea ao redor do implante. O corpo rejeita a maioria dos metais utilizados e nesse processo de rejeição, o osso se afasta do implante e cria um tecido fibroso ao redor não sendo estável sobre efeito de carga mastigatória, ou melhor, não sustenta o dente na mastigação. Esse processo se chama osseofibrointegração.

Em 1965 o Professor Per-Ingvar Brånemark (Brånemark et al., 1969) na

Universidade de Gotemburgo, de forma acidental; já que seu foco de pesquisa era micro circulação, utilizando como matéria prima do porta-amostra para isolar área a ser pesquisada o metal titânio, percebeu então que o porta-amostra não se soltava do osso. O titânio foi indicado pelo médico e pesquisador Hans Emneus, que o utilizava em suas pesquisas em próteses ortopédicas. Começa aí, uma nova era quanto um material pôde sustentar grandes forças e ao mesmo tempo ser tolerado pelo osso e tecidos adjacentes.

O atual implante osseointegrado sofreu várias adaptações e ajustes desde quando publicado pelo professor Brånemark (Brånemark et al., 1969), porém, já alcançavam 60% a 80% de sucesso quanto à osseointegração desde então, graças à descoberta de que o organismo não rejeitava o titânio, material esse biocompatível e tolerado pelo corpo. Então tem início nesse momento a era do implante osseointegrado. Brånemark então definiu a osseointegração como: “uma conexão direta, estrutural e funcional entre tecido ósseo normal e implante, em função” (Brånemark et al., 1983). Sua indicação era para pacientes desdentados totais inferiores no intuito de fixar, por meio de parafusos, uma prótese total acrílica que possuía em seu centro uma barra metálica que se adaptava perfeitamente através de parafusos aos cinco implantes intraósseos que, após seis meses de cicatrização, sofreram um processo de anquilose integrando-se ao osso através do processo de neoformação óssea.

A osseointegração depois de definida por Brånemark passou por uma análise microestrutural através de microscopia eletrônica, onde foi observada a presença de interfaces entre implante e tecido ósseo de ordem nanométrica. Surge então uma nova definição para osseointegração: “processo através do qual a fixação de um material aloplástico permanece imóvel, assintomático e clinicamente integrado ao tecido ósseo, após conexão da prótese e incidência de cargas oclusais” (Albrektsson et al., 1993).

No intuito de alcançar a osseointegração e mantê-la em longo prazo se fez necessário um conjunto de fatores diretamente relacionados, como descrito por Adell et al., 1990: quantidade e qualidade do osso no sítio onde foi inserido o implante, efeitos proporcionados pela força mastigatória sobre o implante reabilitado promovendo a correta remodelação óssea ao redor do implante inserido, conformação macro e microscópica do implante, condições de

integração dos tecidos adjacentes, materiais utilizados na conformação dos implantes e dos componentes protéticos suportados pelo implante, planejamento protético e cirúrgico prévio, correto uso dos princípios de esterilização e instalação o mais atraumática quanto possível do implante (Adell et al., 1990).

Brånemark et al., 2005, propôs que a osseointegração devia ser definida de forma completa somente sob o olhar de vários pontos de vista. Do ponto de vista do paciente, o implante está osseointegrado se fornecer suporte estável e fixo sem dor ou inflamação. Sob o olhar da fisiologia médica é a aposição íntima de novo osso ao implante, sem interposição de tecido conjuntivo ou fibroso. Sob o olhar biomecânico seria a ausência de movimento entre o implante e osso vivo e matriz em função mastigatória por toda a vida do paciente. Do ponto de vista biofísico os tecidos, de uma fina camada nanométrica ao redor do implante, sejam identificados como constituintes de osso e matriz óssea e dessa forma que esse tecido cubra a maior parte da superfície do implante, na ordem de grandeza nanométrica, sem que nenhum outro material interfira de forma significativa nessa interface. O sucesso da osseointegração exige que o tecido ósseo sustente e receba a transferência de cargas funcionais sem iniciar um processo de rejeição ao biomaterial, mesmo ao longo prazo.

Hoje, 50 anos depois, inovações, quanto aos desenhos de implantes de forma macro, micro e nano, sistemas de estabilidade e técnicas cirúrgicas e protéticas de instalação, surgem com o objetivo de favorecer o processo de reabilitação através de implante osseointegrado. Esse processo atualmente, desde que dentro dos protocolos indicados de planejamento e instalação, superam 90% de sucesso.

Em sua maioria, os atuais implantes podem ser utilizados em reabilitações dentais unitárias e múltiplas, com características estéticas e funcionais de alta qualidade como já descrito por diversos autores (Adell et al., 1981; Van Steenberghe et al., 1990; Lekholm et al., 1999).

Entretanto, para que os objetivos funcionais (fala e mastigação) e estéticos sejam alcançados é necessário que o profissional utilize um implante com sistema de travamento confiável e que promova estabilidade ao componente protético que sustentará a prótese. Constantino, 2001,

comprovou, em seus estudos, a importância do correto manuseio de instrumentos e de torques para potencializar as características e qualidades do sistema de travamento eleito.

3.2 Classificação dos sistemas de estabilidade nos implantes dentários

O primeiro tipo de travamento entre componente protético e implante dentário, desenvolvido, foi o hexágono externo (HE). No Brasil, ainda é o sistema mais utilizado, devido a seu custo e pelo paradigma de que por ser um sistema onde o hexágono facilita ajustes na correção da linha de inserção dos implantes, principalmente onde dois ou mais implantes precisam ser unidos, prótese fixa, protocolos e *over denture*. Contudo, com a grande desvantagem de acúmulo de biofilme bacteriano entre implante e componente protético devido ao espaçamento entre as partes. Além disso, há a necessidade de manutenção no torque de ajuste devido à instabilidade de travamento do componente protético, ocasionada pelos micros movimentos da prótese, quando em função mastigatória, principalmente nas coroas unitárias sobre implante (Brånemark et al., 1977; Drago, 2003; Quek et al., 2008). Por esses motivos, sua indicação continua como a descrita por Brånemark em 1965, em casos de prótese fixa, onde vários dentes serão sustentados por no mínimo dois implantes, dependendo no número de implantes e área a ser reabilitada, distribuindo então a tensão mastigatória nos mesmos.

O componente protético mais utilizado, nos dias de hoje, sobre os implante é o UCLA, que foi desenvolvido pela Universidade da Califórnia no campus de Los Angeles origem da sigla, que funciona como peça de adaptação direta da prótese ao implante. Esse componente é muito utilizado pelo seu baixo custo, por superar distâncias interoclusais limitadas, por estética, pois o perfil da prótese pode sair mais próximo da plataforma do implante e por permitir correções de angulação na reabilitação. Mas, como contra posição é uma peça que quando fundida pelo laboratório de prótese pode comprometer a adaptação entre o implante e o componente protético gerando um espaço desfavorável para a saúde dos tecidos ao redor do implante. Além disso, por estar conectado diretamente ao implante qualquer deformação que incida sobre ele pode ser transmitida a interface interna do

implante gerando complicações em uma nova estabilidade entre implante e componente protético (Lewis et al., 1988a e 1989).

Conhecendo-se a necessidade de diminuir a tensão que o HE traz ao pescoço do implante e ao parafuso de fixação, além de seus problemas de micro movimentos, foi idealizado o hexágono interno (HI). Nesse sistema a área de fixação do componente protético ao implante é interna, o que dificulta movimentos de rotação e báscula além de ser mais estável nas próteses unitárias onde a força mastigatória se concentra diretamente ao implante (Arvidson et al., 1998; Bernardes et al., 2004). No entanto esse sistema de travamento possui algumas desvantagens como: maior dificuldade de manuseio na confecção da prótese e menor gama de tamanhos para seleção do implante, pela impossibilidade de utilizar parafuso interno de fixação nos implantes curtos e de diâmetro de pequeno (*small diameter*). Em consequência disso, o fato de se ter um desenho geométrico interno com arestas e vértices, é necessário que os implantes em caso de reabilitação de mais de dois implantes, prótese fixa, estejam paralelos. Se não, o encaixe não será preciso e a adaptação das peças imperfeita. Para essa correção é necessário o uso de um pilar intermediário chamado mini-pilar cônico e sobre esse uma peça com adaptação cônica sem desenho geométrico dentro, dando assim liberdade para o correto assentamento.

No processo evolutivo da engenharia dos implantes surge então o travamento através do sistema tipo cone Morse (CM). O sistema cone Morse é um sistema que foi desenvolvido por Stephen A. Morse em 1864, inicialmente com o propósito de guiar e fixar brocas helicoidais. Ao passar do tempo sua aplicabilidade foi adaptada às máquinas de transmissão de força e torque, demonstrando então ser uma excelente forma de conexão, utilizada nas maiorias de máquinas e ferramentas modernas aliando estabilidade e precisão em movimentos em alta rotação. Na odontologia ele é utilizado já há algum tempo nos implantes importados, como por exemplo: Ankylos®, Astra®, Bicon®, Straumann®, entre outros. Mais recente no Brasil iniciou-se um processo de interesse em utilizar essa tecnologia na confecção dos implantes nacionais, contudo por ser um processo mais caro e pela falta de conhecimento da classe odontológica dos seus reais benefícios, é ainda pouco e mal utilizado (Nentwig et al., 1992 e 2004; Kitagawa et al., 2005). No Brasil

de 2014 o implante mais vendido ainda é o HE.

O sistema CM utiliza um desenho interno cônico que pode ou não ser associado a um desenho geométrico de posicionamento, como por exemplo, hexágono, se tornando nesse momento um sistema híbrido HI e CM podendo nesse caso manter uma posição única de instalação. O componente protético acompanha de forma fiel esse grau de conicidade o que promove uma adaptação precisa onde, após a correta utilização de torques pré-determinados o componente sofre uma acomodação friccional personalizando essa junção e promovendo uma estabilidade mecânica similar a uma peça única.

O sistema CM diminui muito a possibilidade de afrouxamento e a tensão sobre o componente protético e o implante, suportando maiores cargas axiais e horizontais (Möllersten et al., 1997), bem como ocasionando um selamento entre componente e implante, diminuindo o trânsito de bactérias como comprovam estudos realizados (Dibart et al., 2005; Arita, 2006).

Nesse sistema CM é indicado sempre o uso de um componente protético intermediário. Portanto não se deve utilizar o modelo UCLA pelo fato de que se for necessário a troca da prótese por algum motivo, a adaptação entre os cones será mantida, trocando apenas a peça sobre o intermediário. Isto ocorre sem o comprometimento da estabilidade, pois o vetor de tensão em carga continua sendo dirigido aos cones entre o implante e componente protético. Usa-se então um componente com antirrotacional para peças unitárias e sem antirrotacional nas próteses fixas (Sutter et al., 1993; Kitagawa et al., 2005). Existem no mercado nacional empresas que utilizam um único tipo de componente com todas essas variantes como é o caso do sistema Pross® da empresa Dabi Atlante® chamado pilar Flex que pode ser utilizado em prótese unitária e fixa.

3.3 Trânsito de bactérias

Da mesma maneira que fatores de agressão ao tecido mole e ao tecido ósseo podem prejudicar drasticamente a estética e função no órgão dental o mesmo ocorre com o implante dentário. O trânsito de bactérias no implante acaba sendo um fator importante a ser estudado. O acúmulo de biofilme bacteriano pode gerar uma série de consequências, entre elas, processos inflamatórios e infecciosos que interferem diretamente na longevidade dos

implantes. Isto comprovado por estudos *in vitro* e *in vivo* (Jansen et al., 1997; Hermann et al., 2001).

Um dos meios de análise do trânsito de bactérias em implantes é por meio da sonda de DNA. Usando esse método Callan et al., 2005, analisaram pacientes de ambos os sexos com excelente saúde periodontal, em um total de 54 implantes instalados. Amostras tanto da interface interna do implante como do parafuso dos componentes protéticos foram analisadas e as seguintes bactérias foram encontradas: *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Tannerella forsythensis*, *Campylobacter rectus*, *Eikenella corrodens*, *Fusobacterium nucleatum*, *Porphyromonas gingivallis*, *Prevotella intermedia* e *Treponema denticola*. Foi concluído que pelo menos 8 tipos diferentes de bactérias periodontopatogênicas habitam a parte interna do implante e consideram pertinentes as investigações de que mostram a passagem de bactérias da dentição residual para os implantes.

Os implantes CM também são assunto de muitas análises, pelo motivo das empresas citarem que ocorre um selamento total na interface implante / componente protético. Dibart et al., em 2005 avaliaram esse selamento, em 25 amostras de implante com seu devido componente protético. Nesse estudo foi testada a contaminação de fora para dentro, ou seja, com os as peças travadas como de dentro para fora com as peças separadas e depois travadas. Foi concluído no primeiro teste que houve somente contaminação na parte chanfrada externa do componente protético. A presença de bactérias atinge somente 200 µm ao redor da junção implante e componente protético. Enquanto que no segundo teste, não houve contaminação. Concluíram então que esse sistema pode sim selar esse trânsito de bactérias.

Steinebrunner et al., 2005, usaram um método de avaliação onde após contaminação interna do implante realizaram teste de fadiga mecânica (120 N, 1200000 ciclos, 1 Hz). Foram testados 5 diferentes marcas de implante: Brånemark (Nobel), Frialit-2 (Dentsply), Replace Select (Nobel), Camlog (Altatec) e Screw Vent (Zimmer). Os conjuntos foram embutidos em resina e uma peça metálica confeccionada e cimentada com Panavia 21 (Kuraray) sobre o componente protético. Todas as amostras foram contaminadas, mostrando que o sistema dito como asséptico por seu selamento hermético, após esforço com carga mastigatória sofre deformação e permite a

contaminação.

Em 2006 Covani et al., examinaram 15 implantes perdidos por falha na osseointegração de 7 diferentes pacientes. Todos os implantes apresentavam mobilidade clínica. O conjunto foi mantido sem intervenção, foi então embutido em resina e as amostras seccionadas para avaliação microscópica. Notou-se grande presença de bactérias na interface do implante e componente protético, além de tecido fibroso e epitelial ao redor do implante. Isto levou os autores a sustentar a hipótese do trânsito de bactérias ter afetado em nível de crista marginal o processo de osseointegração.

Já em 2008, Faria et al., investigaram nos três sistemas de estabilidade de implantes, HE, HI e CM, a contaminação utilizando dois métodos. No primeiro método, contaminando com suspensão de *Escherichia coli* no interior do implante e nos respectivos componentes protéticos com posterior travamento com torque de 20 Ncm. No segundo contaminando com colônia de *E. coli* no ápice do parafuso do componente protético antes do travamento. Os autores determinaram com isso que o método utilizando colônia de bactérias é mais eficaz na coleta de dados.

3.4 Extensometria na análise de deformação na implantodontia

Uma importante análise quanto às forças aplicadas ao tecido ósseo são medidas através de microdeformações ($\mu\epsilon$). As microdeformações foram classificadas através da extensometria por Wiskott e Belser, 1999. Essa classificação relata que: a) desuso: microdeformações abaixo de 100 $\mu\epsilon$, onde a potencial queda de tensão ao tecido ósseo causa um desequilíbrio na remodelação óssea prevalecendo a reabsorção; b) carga normal: microdeformações entre 100 $\mu\epsilon$ a 2000 $\mu\epsilon$, equilíbrio entre nova formação óssea (osteogênese) e reabsorção óssea (osteólise); c) suave sobrecarga: microdeformações entre 2000 $\mu\epsilon$ e 4000 $\mu\epsilon$, situação que o desequilíbrio avança em estimular a nova formação óssea, causando aumento de massa óssea; d) sobrecarga patológica: microdeformações acima de 4000 $\mu\epsilon$, o tecido ósseo se torna incapaz de reparação, causando danos irreversíveis; e) fratura: microdeformações entre 20000 $\mu\epsilon$ e 25000 $\mu\epsilon$, causariam ruptura do tecido ósseo.

Vários testes vêm sendo utilizando na avaliação do comportamento dos materiais na implantodontia. Rubo e Souza, 2001, descreveram que os métodos computacionais mais utilizados na análise de materiais e estruturas na implantodontia são: método de análise de elementos finitos; fotoelasticidade; e extensometria. Sendo que a extensometria é o teste que mais se aproxima da dinâmica dos procedimentos clínicos e laboratoriais. Descrevem ainda que os extensômetros lineares elétricos como pequenas resistências que em deformações mínimas alteram a corrente elétrica podendo desse modo registrar com grande precisão a ação da força por meio da medida da microdeformação.

Utilizando ainda o método da extensometria para avaliar força, Nissan et al., 2001, avaliaram o efeito de forças normalmente utilizadas nos parafusos dos componentes protéticos (10 Ncm e 20 Ncm). Foram fixados extensômetros lineares na superfície superior da estrutura protética confeccionada sobre modelos de gesso que foram feitos seguindo o mesmo padrão. A tensão resultante não demonstrou não ser prejudicial no sentido de causar deformações plásticas na estrutura.

Já Naconecy et al., 2004, utilizou o método para avaliar qual método de moldagem de transferência são mais precisos analisando as deformações causadas. As técnicas utilizadas foram: a) transferentes quadrados rigidamente unidos através de pinos de metal e resina utilizando moldeira aberta; b) transferentes quadrados não unidos utilizando moldeira aberta e c) transferentes cônicos utilizando moldeira fechada. Concluíram que os transferentes quadrados unidos rigidamente utilizando moldeira aberta foram os mais precisos.

3.5 Testes biomecânicos

No desenvolvimento de biomateriais a engenharia visa criar condições favoráveis do material cumprir com suas exigências tentando preservar da melhor forma possível os órgãos e tecidos. Para isso, testes biomecânicos são utilizados para avaliar essas condições.

3.5.1 Análise de torque

Em 1989, Shigley e Misonke definiram que o controle de torque é a maneira de avaliar o potencial de afrouxamento da peça parafusada. Para isso bastou identificar o torque inicial, momento esse onde o parafuso em movimento delicado para de girar. Conhecendo-se esse torque inicial, o controle do torque pode identificar o potencial para afrouxamento da conexão. Breeding et al., 1993, concluíram através de seus estudos em implantes com octógono interno que os mesmos em testes de carga estática apresentaram 20% de aumento de torque de remoção (destorque) e em testes de carga dinâmica chegaram a 50% de aumento de torque de remoção.

Os micros movimentos ocasionados pela falta de adaptação e fragilidade de sustentação resultante da concentração de tensões no parafuso de fixação do componente protético nos implantes HE, quando em função mastigatória, promovem um afrouxamento da prótese exigindo um controle e manutenção. Contudo, a prótese ao ser retirada e reinstalada perde o condicionamento do tecido gengival já cicatrizado ao redor da peça devido ao rompimento de sua adaptação. Isto facilita assim, o processo de retração gengival ao redor do implante e ocasionando perda estética pela consequente exposição da cinta metálica do implante (Abrahamsson et al., 1997; Damaceno, 2005).

Em 1999, Norton realizou análise de destorque para diferentes torques de inserção, os valores foram de 4 Ncm a 300 Ncm. A análise foi realizada em ambiente úmido (saliva) e seco. Em ambos, os ambientes o destorque foi inferior ao torque de inserção em média em 80 a 90% do valor quando inseridos entre 4 Ncm e 50 Ncm, somente em torques elevados o destorque foi superior.

Em 2002, Standlee et al. e Tan & Nicholls, avaliaram o grau de imprecisão nos torquímetros utilizados na instalação de implantes. Os dados mostraram uma variação de 15% a 48% do torque desejado. Cirurgiões inexperientes tendem a sub-torquear enquanto os mais experientes tendem a sobre-torquear os parafusos. O fato de não atingir a pré-carga desejada diminui a chance de sobre vida do sistema. Para tanto, os torquímetros devem ser aferidos periodicamente. Já Çehreli et al., 2004, testou torquímetros manuais da marca Straumann novos e usados. Foi concluído que houve uma diminuição

de 1,5 Ncm para torque de 35 Ncm e de 1 Ncm para torque de 15 Ncm.

Elias et al., 2006, testou parafusos de componentes protéticos com superfície melhorada. Estes componentes foram obtidos com revestimentos de TiCN, TiN, Parylene n° 5 e Teflon. Os torques utilizados foram de 20 Ncm a 40 Ncm. Concluiu-se então que em todos os ensaios, o destorque foi inferior ao torque de aperto.

Lang et al., 2003, mostrou uma equação, vide Eq. 1, que determina relação entre o torque de aperto de um parafuso e a quantidade de pré-carga, sendo necessário determinar-se experimentalmente o coeficiente de fricção.

$$T_{in} = F_p \left(\frac{P}{2\pi} + \frac{\mu_t r_t}{\cos \beta} + \mu_n r_n \right) \quad \text{Eq.1}$$

Onde,

T_{in} = torque aplicado no parafuso

F_p = pré-carga criada no parafuso

P = passo de rosca

μ_t = coeficiente de fricção entre as roscas do parafuso e do implante

r_t = raio de contato efetivo da rosca

β = meio-ângulo da rosca

μ_n = coeficiente de fricção entre a cabeça do parafuso e a superfície superior da conexão

r_n = raio de contato efetivo entre a cabeça do parafuso e a superfície da conexão

Faria et al., 2008, investigaram valores de torque de remoção após fadiga. Foram utilizados implantes CM nacional da marca Conexão com componentes protéticos sólidos e indexados. Todos os ensaios seguiram o protocolo da empresa de torque de travamento no valor e 20 Ncm. Os autores submeteram as amostras a 500.000 ciclos. Foi constatado que os componentes protéticos sólidos resultaram nos maiores valores de destorque, sendo considerados mais estáveis.

A análise comparativa entre torquímetros de fricção (desarmam quando atingem o torque específico) com torquímetros de mola (com escala de torque na haste) foi realizada por Valee et al., 2008. Foram feitas 50 repetições e o

torque medido por sensores de microdeformação. Foi concluído que os torquímetros de mola são significativamente mais precisos que os de fricção, na obtenção de torques específicos.

3.5.2 Ensaios de fadiga - simulação do esforço mastigatório

Quanto a testes de fadiga na análise de resistência mecânica dos implantes, Patterson et al., 1992, testaram implantes Brånemark (HE) e Straumann (CM) com os respectivos componentes protéticos do tipo CeraOne e Pilar Sólido. Uma carga de 100 N foi aplicada axialmente ao conjunto dos implantes com uma frequência de 75 ciclos/minuto, usaram 1,8 milhões de ciclos simulando 6 anos de uso. Para os implantes HE foi verificada a fratura de todos os conjuntos entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos enquanto nos CM não houve nenhuma fratura.

Estudou-se também a resistência a fadiga dinâmica comparando componentes protéticos de corpo único (sólidos) a componentes protéticos de duas peças (com parafuso passante - indexado) da empresa Straumann. Foi seguido o protocolo indicado pela empresa, com cargas de 75 ± 5 N aplicados de forma axial e lateral, em ângulo de 20° e pelo total de 500.000 ciclos a 0,5 Hz de frequência. Os autores concluíram que ao final do teste, ambos os pilares se mantiveram imóveis e sem sinais de falha, contudo o torque de remoção foi maior para os sólidos (Çehrelli et al., 2004).

Testes que simulem o efeito de carga mastigatória se fazem necessários para correta validação dos biomateriais. Lee et al, 2002, construíram um mecanismo pneumático de aplicação de cargas cíclicas, utilizaram carga de 100 N em ângulo de 30° , simulando com isso um incisivo central. A frequência usada foi 1 Hz e sendo aplicados 1 milhão de ciclos, o que segundo autores simularia um ano de função mastigatória. Das 10 amostras testadas, 4 afrouxaram antes de 1 milhão de ciclos. Os autores concluíram que é recomendável mais de 10 Ncm de torque para os parafusos no sistema HE.

Para ensaios de simulação mastigatória, Khraissat et al., 2004, estabeleceram os seguintes parâmetros: a) média de força máxima oclusal posterior de 35 Ncm a 330 N; b) frequência mastigatória normal em 75 ciclos por minuto; c) 1 milhão de ciclos equivaleriam a 40 meses de mastigação.

Kagawa, 2005, relatou em seus estudos utilizando célula de carga que a média de força máxima em humanos sem disfunção temporomandibular é de 32 ± 12 kgf. Que a os dentes que mais exercem essa força são os molares e que para homens essa força máxima em molares é aproximadamente 88 kgf e de 69 kgf para mulheres. Enquanto nos incisivos a força chega a 28 kgf para homens e 22 kgf mulheres.

Segundo Curtis et al., 2006, o dente está sujeito normalmente a 200 N de carga mastigatória. Enquanto em casos de bruxismo pode-se chegar a 1221 N de carga. O nível típico de carga em restaurações cerâmicas submetidos durante o esforço mastigatório é de 80 N. Já Mattos et al, 2009, utilizou baseado na revisão da literatura, que em compressão e fadiga, o ser humano faz em media 1.600 ciclos de mastigação/dia.

De acordo com Mattos et al, 2009, a resistência do material, a fadiga depende de alguns fatores:

- a) tipo de carregamento;
- b) forma da curva de carregamento;
- c) frequência do carregamento;
- d) padrão do carregamento
- e) magnitude das tensões
- f) tamanho do componente
- g) método de fabricação e rugosidade superficial
- h) temperatura de operação
- i) atmosfera de operação

Um material submetido à fadiga sofrerá danos cumulativos e irreversíveis de acordo com Collins, 1993.

3.5.3 Avaliação da rugosidade

A rugosidade pode ser desde as ordens macrogeométricas de fácil observação, até microgeométricas relacionadas a estrutura reticular do material. Está relacionada com a textura produzida no acabamento bem como

com o grau de tensão residual inseridos no material. A soma das diferenças de forma de terceira a quinta ordem resultante do acabamento na superfície de um material é definida como rugosidade superficial (Agostinho, et al., 1977).

Existem dois sistemas mais utilizados para avaliar rugosidade. O sistema de linha média (M) e o da envolvente (E). O primeiro é definido através de uma linha imaginária paralela ao perfil das irregularidades. O segundo se baseia em linhas envoltórias descritas pelos centros de dois círculos R e r , respectivamente que rolam sobre o perfil efetivo.

Os sistemas baseados na linha média podem ainda ser classificados em três classes: os que se baseiam na medida da profundidade da rugosidade; os que se baseiam em medidas horizontais; e os que se baseiam em medidas proporcionais. Os que se baseiam na medida da profundidade da rugosidade são os mais amplamente utilizados. Neste grupo encontram-se os seguintes parâmetros para medição da rugosidade superficial: desvio médio aritmético (R_a), desvio médio quadrático (R_q), altura das irregularidades dos 10 pontos (R_z), altura máxima das irregularidades ($R_{máx}$), rugosidade total (R_t) e profundidade média (R_p). Cada um destes parâmetros possui uma maneira particular de determinação do perfil efetivo, onde o comprimento de amostragem é uma variável importante em todos os casos. A mesma observação vale para as demais classes mencionadas anteriormente.

O parâmetro 2D de rugosidade R_a é o parâmetro mais utilizado. Este consiste numa média aritmética dos valores absolutos das ordenadas de afastamento (y_n) dos pontos de perfil de rugosidade e a linha média, tendo por comprimento o percurso de medição (l_m). Tem como vantagem: a) é aplicável a maioria dos processos de fabricação; b) quase todos os equipamentos de medição fornecem esse parâmetro; c) riscos inerentes ao processo alteram pouco seu valor. Como desvantagens o parâmetro tem: a) um pico ou vale atípico não é identificado podendo ocultar um defeito; b) seu valor não define a forma das irregularidades; c) não distingue pico ou vale. A Fig. 1 ilustra o perfil, de uma superfície genérica, e as variáveis que permitem determinar a rugosidade média R_a (NBR 6405, 1988).

Figura 1. Desenho esquemático mostrando o perfil de uma superfície genérica e as variáveis que permitem determinar a rugosidade média R_a (NBR 6405, 1988).

Segundo a norma alemã DIN 4762, a profundidade total da rugosidade (R_t) está definida como a distância vertical entre o pico mais alto e o vale mais profundo dentro do comprimento total de avaliação, vide Fig. 2. Seu emprego comumente é utilizado para: a) assentos de anéis de vedação; b) superfícies com grandes solicitações em esforços dinâmicos; c) parafusos com grandes solicitações de esforços. Suas vantagens são: a) é mais rígido na avaliação do que o $R_{máx}$; b) mais comum essa medida nos equipamentos de medição; c) fornece informações complementares ao R_a . Com desvantagem tem: a) não representam a superfície como um todo, pois, avaliam defeitos; não informa a forma da superfície.

Os mesmos parâmetros, se analisados não mais por uma linha média e sim por um plano médio demonstram uma área tridimensional. Podendo-se então avaliar não mais um perfil e sim uma área. Usa-se para essas medidas a nomenclatura S ao invés de R, portanto R_a é S_a e R_t é S_t . (Souto et al., 2004; Limaverde Filho et al., 2006).

Figura 2. Desenho esquemático mostrando o perfil de uma superfície genérica com a medida R_t , na qual Z corresponde à distância vertical formada pelo pico mais alto (que está localizado no trecho Z1) e o vale mais profundo (que está localizado no trecho Z3).

3.5.4 Tensão residual

A tensão residual é a tensão existente em um material sem que o mesmo esteja sofrendo qualquer força externa. As tensões residuais podem trazer benefício ou dano ao material dependendo de sua magnitude, sinal e distribuição (Lu, 1996).

A tensão residual sempre se mantém em equilíbrio, caso o material sofra qualquer perturbação alterando sua estrutura de forma térmica ou mecânica a tensão irá se redistribuir a fim de manter o equilíbrio. A tensão residual tem sido apontada como uma das principais falhas de dispositivos sendo agravada pelo fato de muitas vezes passar despercebida desde a confecção da peça até a falha.

A resistência à fadiga de metais e ligas metálicas é dependente do estado de tensões residuais nas camadas superficiais. As tensões residuais compressivas têm efeitos benéficos na resistência à fadiga e à corrosão sob tensão, além de inibir a nucleação e a propagação de trincas. Enquanto que as tensões trativas podem se somar às tensões de trabalho e provocar a ruptura prematura do componente.

Os tipos de tensões residuais se subdividem em macroscópicas, microscópicas e submicroscópicas. As tensões residuais macroscópicas ocorrem quando estas se manifestam por vários grãos ou em toda sua espessura. As microscópicas quando estas se manifestam em um grão, ou por parte dele, entre fases e ou grãos dispersos em uma matriz. E finalmente, as tensões residuais submicroscópicas são aquelas que se manifestam em escala interatômica (Bó et al., 2012).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizados na presente pesquisa dois tipos de implantes com sistema de estabilidade tipo cone Morse da empresa Dabi Atlante®. Estes implantes utilizam como matéria prima o Ti_{cp} grau 4 devidamente testado e laudado dentro das normas ASTM F67-13, conforme mostram as Figs. 3 a 5. Estes implantes têm geometria externa cilíndrica e cônica e interna idêntica, com cone de ângulo de 11,5° aproximadamente, 2,2 mm de altura no cone, 1,1 mm de altura do indexador e 3 mm de roscas, vide Fig. 6.

RELATÓRIO DE ENSAIO/ANÁLISE Nº 3230-15314-14M-A-009 VIA ORIGINAL
---	--

Empresa Solicitante: DABI ATLANTE INDÚSTRIAS MÉDICO ODONTOLÓGICAS LTDA.
 AVENIDA PRESIDENTE CASTELO BRANCO 2525, LAGOINHA – CEP: 14095-903 – RIBEIRÃO PRETO/SP

Informações fornecidas pelo solicitante:

Material..... ASTM F67 Gr. 4
 Amostra..... Vergalhão Ø 4,76 mm / Lote: 813540/1 / Corrida: H21271.
 Documento..... 5001005.3012.14 - Orçamento: 001791/14/A
 Fornecedor Declarado..... ---
 Natureza do ensaio/análise..... Mecânico

RESULTADOS OBTIDOS

1. Ensaio de tração:

Propriedades	U*	Valores Obtidos CPA	Especificado ASTM F67-13 Gr-4.
Limite de Resistência, MPa	± 20,0	825	550 min.
Limite de escoamento (0,2%), MPa	± 13,0	738	483 min.
Alongamento (4Do), %	± 0,5	19,5	15,0 min.
Redução de Área, %	± 7,8	47,0	25,0 min.

Interpretações: As propriedades mecânicas de tração atendem a norma ASTM F67-13 Gr-4.
 Obs.: As interpretações descritas acima, não fazem parte do escopo de serviços acreditados pelo INMETRO/ANVISA.
 Preparação: Conforme Norma ASTM E8-E8M:2009.
 Ensaio: Norma ASTM E8-E8M:2009.
 Diâmetro: 4,03 mm.
 Condições Ambientais: Temperatura: 23°C.
 Equipamento: LBM-002 - Máquina Universal de Ensaio Emic DL 60000 - Certificado de Calibração nº 662/13 - Emic-Dcme –
 Validade: 31/08/14.
 LBM-002-3 - Extensômetro - Certificado de Calibração nº 4823-13 - Fundação Certi - Validade: 30/11/14.
 Procedimento de análises/ensaios: PT-02 Ensaio de Tração em Materiais Metálicos. Rev.M.
 Local do ensaio: SGS Labmat - Piracicaba – SP.

*A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão da medição multiplicada pelo fator de abrangência k , o qual para uma distribuição t com graus de liberdade efetivos ($veff$) corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão da medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.

Data do recebimento da amostra: 22/07/2014 Data da conclusão do ensaio/análise: 25/07/2014

PIRACICABA - SP, 28 de Julho de 2014.

Eng. Bianca Galvão Gerente Laboratório - VIGI CREA-SP 506.265580	Dr. César R. Ribeiro Gerente Técnico CREA-SP 5062065580
Signatário Autorizado Carimbo e Assinatura	Carimbo e Assinatura

Os resultados apresentados no presente relatório têm significação restrita e se aplicam apenas às amostras ensaiadas/analisadas.
 As amostras enviadas para análise são realizadas pelo próprio cliente.
 Este documento tem sua autoria e validade limitada. Este relatório de Ensaio/Análise só deve ser reproduzido completo. Reprodução de partes requer aprovação escrita do Laboratório.
 The results presented in this report are limited, and apply only to the samples tested / analyzed.
 The samples sent for analysis are responsibility of the customer.
 This document is authentic. The Test Report / Analyses can only be reproduced completely. Reproduction of parts requires written approval of the laboratory.
 As informações contidas no presente relatório (ou certificado) são obtidas a partir dos resultados de procedimentos de inspeção ou teste ou calibração ou ensaios realizados em conformidade com as instruções do nosso cliente, sob a nossa avaliação de tais resultados com base em qualquer norma técnica, padrões comerciais ou padrões, ou outras circunstâncias que envolvam, em nosso opinião profissional, serem considerados. Os resultados acima refletem aquilo que foi encontrado no local e na data da inspeção, teste ou calibração. Este relatório não libera os compradores e vendedores das suas responsabilidades contratuais, nem prejudica o direito de reclamação do comprador contra o fornecedor ou vendedor para compensação de qualquer defeito não detectado durante nossa verificação ou controle depois, seja aparente ou não.
 Este documento é emitido pela Companhia sob suas condições gerais de serviço acessíveis em http://www.sgs.com/terms_and_conditions.htm. Chamamos atenção para os itens de limitação de responsabilidade, indenização e jurisdição ali definidos. Qualquer alegação não sustentada, insua ou falsificação do conteúdo ou aparência deste documento é ilegal e os responsáveis poderão ser processados no exterior total de lei.
 The information stated in this report (or certificate) is derived from the results of inspection or testing or calibration or assay procedures carried out in accordance with the instructions of our Client, and/or our assessment of such results on the basis of any technical standards, trade custom or practice, or other circumstances which should in our professional opinion be taken into account. The above reflects our findings at time and place of inspection, testing or calibration. This report does not release buyers or sellers from their contractual responsibilities nor does it prejudice buyer's right of claim toward sellers/suppliers for compensation for any apparent or hidden defects not detected during our inspection or practice.
 This document is issued by the Company under its General Conditions of Service accessible at http://www.sgs.com/terms_and_conditions.htm. Attention is drawn to the limitation of liability, indemnification and jurisdiction issues defined therein. Any unauthorized alteration, forgery or falsification of the content or appearance of this document is unlawful and offenders may be prosecuted to the fullest extent of the law.

Fim do Relatório

SGS LABMAT ANÁLISES E ENSAIOS DE MATERIAIS LTDA.
 MATRIZ: Rua João Leonardo Fustalino, 201 – Distrito Industrial Uninorte – Piracicaba/SP – CEP: 13413-102 Tel./ Fax: (19) 3917-1670/ 3433-1091
 UNIDADE GRANDE SÃO PAULO: Rua Águia, 208 – Itapetinga – Guarulhos/SP – CEP: 07043-040 – Tel./Fax: (11) 2086-9090
www.labmat.com.br sac@labmat.com.br

LM-034-1 Revisado Por: Mariângela Polisel Aprovado Por: Margarethe Rafanle Data: 24/10/13 Rev F Pg. 1/1

Figura 3. Laudos técnicos quanto à matéria prima utilizada. Relatório de ensaios mecânicos do material dos implantes usados no presente trabalho.

<p align="center">RELATÓRIO DE ENSAIO/ANÁLISE Nº 3230-15314-14M-A-001 VIA ORIGINAL</p>
<p>Empresa Solicitante: DABI ATLANTÉ INDÚSTRIAS MÉDICO ODONTOLÓGICAS LTDA. AVENIDA PRESIDENTE CASTELO BRANCO 2523, LAGOSINHA - CEP: 14085-903 - RIBEIRÃO PRETO/SP</p>	
<p>Informações fornecidas pelo solicitante:</p>	
<p>Materiais:.....</p>	<p>ASTM F67 Gr. 4</p>
<p>Amostra:.....</p>	<p>Virgalhão 214,75 mm / Lote: 813540/1 / Comida: 801271</p>
<p>Documento:.....</p>	<p>SGS1005.3612.34 - Documento: 001791/24/A</p>
<p>Fornecedor Declarado:.....</p>	<p>---</p>
<p>Natureza do ensaio/análise:.....</p>	<p>Metalográfico</p>
<p align="center">RESULTADOS OBTIDOS</p>	
<p>1. Análise metalográfica:</p>

<p align="center">Figura 1</p>	
<p>Microestrutura: A micrografia realizada no sentido transversal, junto à superfície, mostra uma microestrutura típica de um metal puro com aspecto uniforme. Não foi evidenciada a presença da fase "a case", inclusões e fases estranhas.</p>	
<p>Microestrutura especificada pela norma ASTM F 67-13:</p>	
<p>Não permitida fase "a case".</p>	
<p>Interpretação: A microestrutura atende a norma ASTM F 67-13.</p>	
<p>Equipamentos Utilizados:</p>	<p>IBM-043 - Microscópio Óptico - Certificado de Calibração nº 16.559/14 - Heilmann - Validade: 03/2015</p>
<p>Procedimentos de Análises/ Ensaios:</p>	<p>IBM-014-2 - Régua Graduada - Certificado de Calibração nº 2482-13 - Fundação Cert - Validade: 05/2018</p>
<p>Norma Análises / Ensaios:</p>	<p>PT-08 - Rev. M - Análise Metalográfica em Materiais Metálicos.</p>
<p>Condições Ambientais:</p>	<p>ASTM E 3: 2011/ ASTM E 7: 2003 (2009)/ ASTM E 407: 2007E.</p>
<p>Local de Análises / Ensaios:</p>	<p>Temperatura: 23°C.</p>
<p>Data do recebimento da amostra:</p>	<p>SGS Labmat - Piracicaba-SP.</p>
<p>Data da conclusão do ensaio/análise:</p>	<p>22/07/2014</p>
<p>Observação:</p>	<p>24/07/2014</p>
<p><i>As interpretações descritas neste relatório, não fazem parte do escopo de serviços acreditados pelo INMETRO/ANVISA.</i></p>	
<p align="center">SGS LABMAT ANÁLISES E ENSAIOS DE MATERIAIS LTDA.</p>	
<p align="center">MATRIZ: Rua João Leonardo Pustama, 201 - Distrito Industrial Unimonte - Piracicaba/SP - CEP: 13413-002 Tel./ Fax: (19) 3917-1870/ 3403-1081</p>	
<p align="center">UNIDADE GRANDE SÃO PAULO: Rua Águia, 208 - Itaipua - Guarulhos/SP - CEP: 07043-040 - Tel/Fax: (11) 2089-9090</p>	
<p align="center">www.sgslabmat.com.br sac@sgslabmat.com.br</p>	
<p>LN-034 - Revisado por: Jacqueline Chieragatti - Aprovado por: Margarete Rafanelli - Data: 19/12/13 - Rev. G - Pág. 3 de 3</p>	

Figura 4. Laudos técnicos quanto à matéria prima utilizada. Relatório de análise metalográfica.

SGS Labmat		RELATÓRIO DE ENSAIO/ANÁLISE Nº 3230-15314-14M-A VIA ORIGINAL		
Empresa Solicitante: DABI ATLANTE INDÚSTRIAS MÉDICO ODONTOLÓGICAS LTDA. AVENIDA PRESIDENTE CASTELO BRANCO 2525, LAGOSINHA - CEP: 14095-903 - RIBEIRÃO PRETO/SP Informações fornecidas pelo solicitante:				
Materiais:	ASTM F67 Gr. 4			
Amostra:	Vergalhão Ø 4,75 mm / Lote: 813540/1 / Corrida: H01271.			
Documento:	S001005.3012.14 - Origem: 001791/14/A			
Fornecedor Declarado:	---			
Natureza do ensaio/análise:	Químico			
RESULTADOS OBTIDOS				
1. Análise de Carbono (% massa/massa):				
Elementos		C		
Especificado F67 Grav. 4		0,08 máx.		
Obtido		0,046		
Nota: NA = Não Analisado ND = Não Detectado				
Equipamentos Utilizados:	L204-012 – Analisador de C e S Via Combustão: Calibração Interna conforme PD-12 Rev.G. L204-253 – Balança Analítica – Certificado de Calibração nº 00042801/14A – Top Lab – Validade: 25/2015. PT-346 – Rev. G – Análise Química de Carbono e Enxofre via combustão.			
Procedimentos Utilizados:	ASTM E 1019:2011.			
Normas de Referência:	ASTM E 1019:2011.			
Condições Ambientais:	Temperatura: 23°C – Umidade: 41%.			
Local de Análise / Ensaios:	SGS Labmat – Piracicaba-SP.			
Data do recebimento da amostra:	22/07/2014	Data da conclusão do ensaio/análise:	24/07/2014	
2. Análise de Gases – ONH (% massa/massa):				
Elementos		H	N	O
Especificado F67 Grav. 4		3,015 máx.	0,05 máx.	0,40 máx.
Obtido		0,0034	0,011	0,333
Nota: NA = Não Analisado ND = Não Detectado				
Equipamentos Utilizados:	L204-036 – Analisador de Gases (ONH) – Calibração Interna Conforme – PD-10 Rev.E. L204-037 – Balança Analítica – Certificado de Calibração nº 000638-02/13A – Top Lab – Validade: 01/2015. PT-15 – Rev. K – Análise Química de Carbono, Nitrogênio e Hidrogênio Via Combustão.			
Procedimentos Utilizados:	ASTM E 1019:2011 / ASTM E 1409-2008 / ASTM E 1447-2009.			
Normas de Referência:	ASTM E 1019:2011 / ASTM E 1409-2008 / ASTM E 1447-2009.			
Condições Ambientais:	Temperatura: 23°C – Umidade: 41%.			
Local de Análise / Ensaios:	SGS Labmat – Piracicaba-SP.			
Data do recebimento da amostra:	22/07/2014	Data da conclusão do ensaio/análise:	24/07/2014	
SGS LABMAT ANÁLISES E ENSAIOS DE MATERIAIS LTDA. MATRIZ: Rua João Leonardo Furtado, 201 – Distrito Industrial Lamenha – Piracicaba/SP – CEP: 13413-002 Tel./ Fax: (19) 3917-6670/ 3433-1281 UNIDADE GRANDE SÃO PAULO: Rua Águia, 208 – Itapeira – Guarulhos/SP – CEP: 07043-040 – Tel./Fax: (11) 3389-9090 www.sgsbrasil.com.br				
LM-034 Revisado por: Jacqueline Chieragatti Aprobado por: Margarete Ralente Data: 10/12/13 Rev. G Pág. 3 de 2				

Figura 5. Laudos técnicos quanto à matéria prima utilizada. Relatório de análise gases.

Como dito anteriormente o sistema CM utiliza um formato interno cônico que pode ou não ser associado a um desenho geométrico de posicionamento, vide Fig. 6. Comercialmente, estes dispositivos são encontrados nos formatos externos cilíndricos ou cônicos. Os desenhos técnicos dos implantes usados neste trabalho, cone Morse cilíndrico e cônico da Dabi Atlante são mostrados nas Figs. 7 e 8.

CORTE - A-A

DETALHE - B (50 : 1)

CÓDIGO	A	B	C
Tolerância	±0,05	+0,1/-0	+0,1/0
20330-246/1	10	1,9	1,7
20330-247/9	11,5	1,9	1,7
20330-248/6	13	2,3	2
20330-249/3	15	2,3	2

REVISÃO	LOCAL	DESCRIÇÃO	DES.	DATA	ASSIN.	VER.	DATA	ASSIN.	M.F.P.
A	△	SUBSTITUIU DESENHO DE MESMO CÓDIGO	AAN	27/06/2014	4FE711	DSM	30/08/2014	SESS14	PDP-2326

DABATIATLANTÉ

ACABAMENTO SUPERFICIAL NÃO INDICADO, CONFORME NBR 8436
TOLERÂNCIAS NÃO INDICADAS CONFORME:

MATERIAL: 11330-100B VERGALHO DE TITÂNIO ASTM F67 GRAU 4 - DIAM. 4,76MM

PROJETO	PROJEÇÃO	DEFINIDO	APROVADO	TRAT. TÉRMICO	TRAT. SUPERFICIAL
AAN	DSM	SPC	27/11/2014		
27/11/2014	27/11/2014	27/11/2014			
AS/DFE	76299F	EE188Z	4D/6DC		

NOTAS: 1- INDEFINIÇÕES COTAS ENTRE COLCHETES E TOLERÂNCIAIS DE FORMA E POSIÇÃO.
2- AS DIMENSÕES E TOLERÂNCIAS SÃO PARA A PEÇA PRONTA, DURANTE OS PROCESSOS PREVEJO ACUMULO POR DEFORMAÇÃO PLÁSTICA, ENVELHECIMENTO, CORROSÃO, PINTURA, ETC.

IMPLANTE CILÍNDRICO
CM INDEX, DIÂMETRO 3,5mm

COD. PROJETO: 20330-246/1

Figura 7. Desenho técnico do implante CM cilíndrico indexado (Dabi Atlante, 2013).

Figura 8. Desenho técnico do implante cone Morse - CM cônico e indexado (Dabi Atlante, 2013).

Como componente protético sobre o implante testou-se dois tipos de pilar Flex®, ambos com diâmetro de 4,8 mm e altura 4 mm, os quais se adaptam a interface do implante através de atrito friccional e por justaposição, vide Fig. 9. No primeiro caso é uma peça única que entra girando causando atrito entre as faces e personalizando o componente através de deformação e o segundo as faces são aproximadas com encaixe através de um indexador com desenho hexagonal próximo as roscas do parafuso passante. É dado um torque especificado aproximando as paredes tentando-se minimizar ao máximo o espaço entre as duas peças. Os desenhos técnicos dos componentes protéticos usados são mostrados nas Figs. 10 e 11. A Fig. 12 mostra o desenho técnico do parafuso passante do pilar indexado.

Figura 9. Componentes protéticos de nome pilar Flex para cone Morse. a) Sólido. b) Indexado. (Dabi Atlante, 2013).

Figura 10. Desenho técnico do pilar Flex PU (Dabi Atlante, 2013).

Foi solicitado à empresa Dabi Atlante o seguinte material para a presente pesquisa, cujo fluxograma de ensaios e instituições é mostrado na Fig. 13.

1) 20 implantes CM cilíndricos, não esterilizados, com referência de fábrica 20330-246/1, classificados como amostras C e numeração de 01 a 20.

2) 20 implantes CM cônicos, não esterilizados, com referência de fábrica 20330-268/9, classificados como amostras X e numeração de 01 a 20.

3) 20 implantes CM cilíndricos, esterilizados, com referência de fábrica 12041-310/7, classificados como amostras C e numeração de 21 a 40.

4) 20 implantes CM cônicos, esterilizados, com referência de fábrica 12043-310/6, classificados como amostras X e numeração de 21 a 40.

5) 18 componentes protéticos do tipo pilar Flex PU de 4,8 x 4mm, não esterilizados, com referência de fábrica 21330-355/5, classificados como amostras S e numeração de 01 a 18.

6) 20 componentes protéticos do tipo pilar Flex index de 4,8 x 4mm, não esterilizados, com referência de fábrica 21330-421/7, classificados como amostras I e numeração de 01 a 20.

7) 20 parafusos passante do pilar Flex index, não esterilizados, com referência de fábrica 21330-412/6.

8) 38 parafusos oclusais do pilar Flex, não esterilizados, com referência de fábrica 21330-181.

9) 20 componentes protéticos do tipo pilar Flex PU de 4,8 x 4mm, esterilizados, com referência de fábrica 12103-403/5, classificados como amostras S e numeração de 21 a 40.

10) 20 componentes protéticos do tipo pilar Flex index de 4,8 x 4mm, esterilizados, com referência de fábrica 12103-503/0, classificados como amostras I e numeração de 21 a 40.

Figura 13. Fluxograma de ensaios realizados e em qual instituição eles foram realizados.

4.1 Ensaios de rugosidade

Utilizou-se um perfilômetro 3D modelo Talysurf CLI 1000 da empresa Taylor Hobson. O sistema 3D de medição de perfis de superfície é eficaz para a realização de uma avaliação da superfície espacial, i.e., analisando a superfície ao longo de três eixos, incluindo análises que avaliam a textura superfície tanto do perfil da seção (2D) e da superfície (3D). Os parâmetros técnicos de base usam um medidor indutivo cuja medição de contato varia de 0,1 mm a 2,5 mm com excelente resolução - a partir de 2 nm a 40 nm. Foi utilizado o software Talymap para adquirir os dados e montar os gráficos. Esse experimento foi realizado na Universidade Federal do Espírito Santo, Departamento de Engenharia Mecânica, Laboratório de Caracterização de Superfície dos Materiais, vide Fig. 14.

Foi mensurada a rugosidade superficial na conexão cônica dentro do implante, como no componente protético. O experimento seguiu os seguintes métodos:

- 1) Analisado as amostras de componentes protéticos S1, S2, I1 e I2.
- 2) Analisado as amostras de implantes C19 e C20 cortados no sentido vertical para expor a conexão cônica interna, conforme Fig. 15.

3) Analisado as amostras de implantes e componentes protéticos X9 e X10 e componentes protéticos S10 e I15, que foram previamente montados e desmontados, uma única vez, seguindo o protocolo recomendado pelo fabricante com torque em torquímetro manual, disponível no kit protético do fabricante, para análise de possíveis alterações quanto ao acabamento superficial.

Figura 14. Imagens: a) Rugosímetro Talysurf CLI 1000; b) software utilizado TalyMap pertencentes à Universidade Federal do Espírito Santo - UFES.

Figura 15. Implante CM cortado ao centro para análise de rugosidade do cone interno, a) vista frontal e b) vista lateral.

4.2 Ensaios de torque

Na implantodontia existem padrões de torque para as diferentes fases da reabilitação, esses torques se superiores aos limites determinados trazem resultados desfavoráveis quanto ao material bem como ao estado biológico. Os esforços (carga ou força) aplicados aos materiais provocam a deformação do

material. Estas deformações podem ser temporárias (elásticas) ou permanentes (plásticas). A deformação elástica cessa quando a força aplicada é removida. Quando o limite de escoamento do material é ultrapassado as deformações adquirem caráter permanente, alterando as propriedades físicas e dimensionais do material.

Na intenção de se conseguir um número expressivo de dados relacionado ao torque de inserção e de remoção do componente protético e com isso, protocolar resultados favoráveis, montou-se uma haste que funciona como torquímetro instrumentado com *strain gage*. Este torquímetro construído utiliza dos mesmos princípios de deformação elástica, porém a deformação medida é dita de cisalhamento e ocorre a 45° em relação ao eixo da haste, quando nela é aplicado um torque.

Para utilizar-se esse método foi necessária a determinação da rigidez da barra de torque. Para a determinação da rigidez da barra de torque, foi utilizado o esquema experimental mostrado na Fig. 16. O comprimento da haste de aplicação de torque foi de $0,499 \pm 0,02$ m. As massas utilizadas foram escolhidas, para que a barra de torque fosse calibrada dentro dos valores experimentais de inserção dos implantes e dos pilares, e foram medidas com incertezas de $\pm 5 \times 10^{-6}$ kgf. O ângulo de deformação da haste foi medido com incerteza de $\pm 0,5^\circ$.

Figura 16. Arranjo experimental, para a determinação da rigidez da barra de torque.

O valor calculado do torque, para cada uma das massas aplicadas está representado na curva: torque x massa mostrada na Fig. 17.

Figura 17. Curva experimental torque versus massa aplicada na extremidade da haste, conforme descrito; as incertezas nos valores não são discrimináveis visualmente.

A curva de torque Ncm x μ deformação, para a barra de torque, foi determinada experimentalmente e o resultado é apresentado na Fig. 18. As incertezas nos valores calculados do torque são bastante pequenas e não são discrimináveis visualmente. Na Tab. 2, são apresentados os valores calculados, para o momento torsor e suas incertezas, em função das massas aplicadas.

Figura 18. Curva de rigidez da barra de torque, determinada experimentalmente. As incertezas no momento torsor não são discrimináveis.

Tabela 2. Medidas obtidas em ensaio experimental de momento torsor e incertezas.

Massa medida [g]	Massa corrigida [g]	Incerteza na massa [g]	Momento torsor [Ncm]	Incerteza no momento torsor [Ncm]
13,97	26,985	5×10^{-3}	13,19	0,20
15,27	32,265	5×10^{-3}	15,77	0,08
21,74	48,735	5×10^{-3}	23,82	0,12
38,21	65,205	5×10^{-3}	31,87	0,16
54,78	81,775	5×10^{-3}	39,95	0,20
71,08	98,075	5×10^{-3}	47,90	0,24
87,78	114,775	5×10^{-3}	56,04	0,28
104,36	131,355	5×10^{-3}	64,10	0,32
120,90	147,895	5×10^{-3}	72,15	0,36
136,79	163,785	5×10^{-3}	80,68	0,41

Quando uma força é aplicada a um implante (aparafusando-o ou desaparafusando-o), está-se na verdade, aplicando-se um torque. Na haste do presente torquímetro esse torque gera uma tensão de cisalhamento resultando em uma deformação superficial. Essa deformação é transferida ao *strain gage* que causa uma redução ou expansão no diâmetro dos filamentos resistivos do

mesmo. Como propriedade de resistência elétrica nos condutores a alteração no diâmetro dos filamentos, resultante do encurtamento ou alongamento provocado pela deformação na haste, tem relação linear com a variação resistiva no condutor no *strain gage*; $d\Omega \equiv d\Phi$ onde, $d\Omega$ é a variação da resistência e $d\Phi$ é variação do diâmetro do filamento. Esta deformação da haste provoca uma pequena variação de resistividade no *strain gage* $R \pm r$. Esta pequena variação de resistência pode ser sentida com o uso de uma ponte de Wheatstone, onde qualquer desequilíbrio entre os componentes resistivos da ponte ($\pm r$) em um dos resistores é medido em termos de $K \equiv \mu V/V$ proporcional a deformação (ϵ). A Fig. 19 mostra o diagrama elétrico para a ponte de Wheatstone.

Figura 19. Diagrama elétrico para a ponte de Wheatstone e amplificador.

Como deformação e variação em uma resistência da ponte são uma relação de funções lineares dadas pela fórmula coeficiente de Young e lei de Ohm, por meio da relação $\sigma = \epsilon E$, onde σ é a tensão aplicada, ϵ é a deformação e E é o módulo de Young, obtém-se a tensão mecânica aplicada. O torquímetro construído utilizou uma haste de alumínio, terminado em um mandril 1/4". Como dispositivo de medição da deformação foi utilizado um *strain gage* duplo 45°, conforme mostra a Fig. 20. A Fig. 21 mostra o arranjo experimental do torquímetro. Ao ser aplicado uma carga (torque) na haste o material sofre uma tensão de cisalhamento e correspondente deformação na superfície onde é colado o *strain gage*. Essa deformação provoca uma alteração na resistência total do *strain gage* que é linearmente proporcional a deformação da haste.

Figura 20. Imagem mostrando a haste de torque e o *strain gage* do torquímetro construído para uso no presente trabalho.

Figura 21. Imagem mostrando o torquímetro construído, a haste de torque, o *strain gage*, o mandril e a eletrônica de medição utilizada.

Utilizando o hardware apropriado em conjunto com o software LabView 2013 (utilizado para gerar o aplicativo Strain.vi) foi possível quantificar a alteração de resistência do *strain gage* em termos de razão entre tensões elétrica ($K = \text{mV/V}$), vide Fig. 22.

Figura 22. Dispositivo eletrônico usado na aquisição de dados para a medição da razão entre tensões elétrica em mV/V por tempo decorrido.

Foi ainda adicionado ao sistema um amplificador de sinal para entregar um nível de sinal de uma ordem de grandeza maior (10X) ao conversor analógico digital do instrumental usado.

No mandril fixo da haste com *strain gauge* colocou-se a chave de inserção do componente protético pilar Flex e o pilar encaixado nela, no lado oposto colocou-se um motor para o movimento do implante, instalando uma peça sobre a outra com torques controlados, para análise do comportamento do material.

O implante foi inicialmente fixado em um cilindro ou bucha de 25 mm de comprimento por 25 mm de diâmetro de um plástico poliacetal para mantê-lo imóvel. O poliacetal (POM), também conhecido como acetal, é um polímero proveniente do formaldeído e é um plástico de alta resistência usado em componentes estruturais. Este cilindro foi adaptado em uma peça usinada a qual é encaixada a um motor de passo a 30 rpm. A inserção do implante na bucha foi definida da seguinte maneira: o furo na bucha foi feito utilizando-se inicialmente uma fresa cilíndrica de 2,0 mm para ambos os desenhos externos dos implantes e depois uma fresa cônica 3,5 para os implantes cônicos, com nomenclatura de amostra X e uma fresa 2,8 para implantes cilíndricos, fresas essas que fazem parte do kit cirúrgico de inserção de implantes.

Inicialmente, foram torqueados os pilares com torques padrões de 20

Ncm $\pm$ 5 Ncm, em implantes. Estes torques foram executados por meio do torquímetro padrão de haste fornecido em kit cirúrgico. Estes conjuntos foram então submetidos a esforços cíclicos de simulação de esforço mastigatório, seguindo a norma ISO 14801 (ISO, 2007). Em seguida estes conjuntos foram destorquoados no dispositivo protótipo.

Foi realizado o teste de destorque das amostras que foram torquoadas na medida indicada, 20 Ncm ou em valores de microdeformação = 0,000652500 ϵ . Essa análise foi realizada torquímetro eletrônico instrumentado por *strain gages* projetado e construído.

4.3 Ensaios de tensão residual

Dentre as diversas formas de medir tensão residual utilizou-se no presente trabalho a técnica não-destrutiva de difração de raios X, essa técnica tem como objetivo avaliar o espaçamento entre os planos da rede cristalina dos materiais, usando para isso feixes raios X. Esta grandeza é medida através da posição angular da linha de difração. Em um material policristalino, com granulometria fina e isento de tensão o espaço não variar com a orientação destes planos. Portanto, fazendo a comparação com o ângulo de difração de um material livre de tensão pode-se calcular a deformação da rede no material analisado.

Na Fig. 23 é representado esquematicamente um feixe de raios X monocromático sendo difratado no ângulo de Bragg 2θ em relação à superfície de uma amostra que apresenta tensões residuais, para duas orientações da amostra em relação ao feixe de raios X. O ângulo ψ , que define a orientação da superfície da amostra é o ângulo entre a direção normal à superfície e a bissetriz das direções dos feixes incidente e difratado, ou seja, o ângulo entre as normais dos planos cristalinos que estão difratando e a normal da superfície da amostra.

Figura 23. Representação esquemática do método de medida de tensões residuais por difração de raios X. A mostra na condição normal de difração. (a) foi girada do ângulo ψ (b). **D** e **S** são o detector e a fonte de raios X, respectivamente e **N** é a normal à superfície (SAE HS-784, 2003)

A Eq. 2 descreve a relação entre o espaçamento interplanar e as tensões na superfície da amostra.

$$d_{\phi\psi} = \left[\left(\frac{1 + \nu}{E} \right)_{(hkl)} \sigma_{\phi} d_0 \sin^2 \psi \right] - \left[\left(\frac{\nu}{E} \right)_{(hkl)} d_0 (\sigma_1 + \sigma_2) + d_0 \right]$$

Eq.2

Onde: $d_{\phi\psi}$ é o espaçamento interplanar na direção dada pelos ângulos ϕ e ψ , ν é a razão de Poisson, E é a constante elástica na direção cristalográfica dada pelos índices de Miller (**hkl**) e σ é a tensão. O espaçamento $d_{\phi\psi}$ é uma função linear de $\sin^2 \psi$.

As medidas de tensões residuais foram realizadas num difratômetro de raios X marca Rigaku, modelo Ultima IV, utilizando radiação de $\text{Cu}_{K\alpha}$, com comprimento de onda $\lambda = 0,1542 \text{ nm}$. Foi utilizada a geometria de feixe paralelo, produzida através de um espelho parabólico no feixe primário (dispositivo original do equipamento denominado *Cross Beam Optics* e detector de cintilação. Para delimitar a área da amostra medida foi confeccionada uma máscara de chumbo, de modo a expor apenas a superfície de interesse, conforme é mostrado na Fig. 24.

Figura 24. Portas-amostra e amostra preparada para a medida de difração de raios X com a máscara de chumbo.

As medidas de tensão residual por difração de raios X foram feitas para a reflexão dos planos cristalinos (103), que tem distância interplanar de 0,13320 nm, intensidade relativa de 11% e ângulo de Bragg próximo a $70,5^\circ$ para medidas feitas com radiação $\text{Cu}_{K-\alpha}$. Os valores do ângulo ψ utilizados nas medidas foram: $-30,00^\circ$, $-26,57^\circ$, $-22,79^\circ$, $-18,43^\circ$, $-12,92^\circ$, $0,00^\circ$, $12,92^\circ$, $18,43^\circ$, $22,79^\circ$, $26,57^\circ$ e $30,00^\circ$.

Foram medidas as amostras S18, S20 e S21 nas direções tangencial e longitudinal. Os cálculos foram realizados pelo programa comercial da Rigaku instalado no difratômetro e foram utilizados os seguintes valores para as propriedades elásticas do material (Ti): módulo de Young = 113400,00 MPa e razão de Poisson = 0,321.

4.4 Ensaios de fadiga

O implante dentário, por tratar-se de um material que interage com a função do corpo humano, necessita de uma série complexa de testes para avaliar o seu comportamento e se esse será seguro para fazer parte do corpo humano. Vários testes são necessários na liberação por órgãos competentes para inserção comercial no mercado nacional, o teste de fadiga é um deles.

No presente trabalho, simulou-se o evento de 1 ano, 6 meses e 3 meses de mastigação, sendo que o ser humano adulto mastiga por volta de 1600

vezes/dia em um ano serão 584.000 ciclos, 6 meses serão 292.000 ciclos e 03 meses serão 146.000 ciclos carga simulando com mastigação habitual em pacientes sem disfunção de ordem articular (Kagawa, 2005). Foi utilizado o protocolo descrito na ISO 14801 (ISO, 2007). Para isso, foi confeccionado um disposto padronizado para a fixação mantendo o ângulo de 30° de compressão bem como a frequência do teste em 15 Hz, vide Fig. 25.

No método seguindo ISO 14801, utilizou-se ângulo de 30° para o eixo de compressão, com isso para cálculo da carga a ser utilizada utilizou-se da equação de momento fletor, Eq. 3, então se determinou a carga em 20 kgf.

$$M = y \times F$$

Eq. 3

Onde:

M é o momento fletor aplicado ao pilar na interface com o implante.

y x F é um produto vetorial.

M = seno ângulo x distância do braço **y** x força **F**.

Após da simulação de esforço máximo, foram avaliadas: a) valor de destorque e b) espaço entre o componente protético.

Figura 25. Desenho do protocolo de teste de fadiga seguindo ISO 14801.

A Fig. 26 mostra o arranjo do dispositivo projetado e construído para permitir a execução dos ensaios de fadiga. O conjunto do dispositivo foi composto de atuador, acoplamento para garra inferior, blocos de alinhamento com encaixes tipo rabo de andorinha com encaixe a 30° para receber o suporte plástico.

Figura 26. Imagens dos suportes utilizados no teste de fadiga. a) Vista superior do suporte com perfuração central em angulo de 30°. b) Vista lateral do suporte mostrando a cauda de andorinha para flexibilizar movimentos de alinhamento. c) Implante instalado no suporte plástico com pilar torquado e fixado a peça (*cap*), formando o conjunto que foi ensaiado em fadiga.

Para os ensaios de fadiga simulando a mastigação, foi utilizada a infraestrutura de ensaios mecânicos do Centro Universitário da FEI em São Bernardo do Campo.

4.5 Microscopia eletrônica de varredura

Utilizou-se o microscópio eletrônico de varredura Philips XL 30 para avaliação da topologia dos implantes e micro análises *in situ*, vide Fig. 27. Analisaram-se após o destorque, as possíveis mudanças e danos na estrutura do implante, avaliou-se ainda o estado da interface implante / componente protético após teste de fadiga. Foram utilizadas imagens por elétrons retroespalhados por apresentar melhor definição em análise topográfica com contraste por numero atômico.

Figura 27. Microscópio eletrônico de varredura, usado na avaliação topográfica dos implantes - CCTM / IPEN.

O procedimento para a observação dos implantes seguiu os seguintes passos. As amostras de implantes não estéreis foram submetidas à limpeza em ultrassom, vide Fig. 28, primeiro com solução com detergente, depois em água deionizada e finalmente em acetona.

Figura 28. Ultrassom de laboratório usado na limpeza dos implantes não estéreis - LabCorts, CCTM / IPEN.

Amostras pós-teste de fadiga foram selecionadas e preparadas para caracterização microestrutural. As amostras foram cortadas com serra diamantada, na altura da plataforma do implante. Após esse corte, iniciou-se

processo de metalografia, onde foram utilizadas lixas grana 220 a 1200. O polimento final foi realizado com feltros e pastas de diamante de 6 μm e 1 μm dissolvidas em uma solução de álcool e glicerina, vide Fig. 29.

Figura 29. Processo de preparo das amostras. a) e b) Corte por serra de diamantada. c) Politrizes para lixas e para panos de polimento.

4.6 Ensaios de fluxo de bactérias

Para a avaliação do trânsito de bactérias entre implante e componente protético, prepararam-se as amostras seguindo o seguinte critério. As amostras foram esterilizadas segundo procedimento comercial, como será mais bem descrito adiante. As amostras foram montadas com torque recomendado de 20 Ncm com torquímetro manual e os conjuntos ensaiados em fadiga ou não e submetidos à contaminação. Num total de 22 conjuntos foram montados, sendo pilares Flex PU e com pilares Flex index. Estes conjuntos foram submetidos à fadiga simulando 3 meses, 6 meses e 1 ano de mastigação com

carga conforme mostra a relação de conjuntos nas Tab. 3 e 4.

Tabela 3. Descrição dos conjuntos somente montados e sem ensaio de fadiga.

Amostra montada	Peças integrantes	Ciclos
LC1	C39 / S40 estéril	Nenhum
LC2	C40 / I40 estéril	Nenhum
LC3	X39 / S39 estéril	Nenhum
LC4	X40 / I39 estéril	Nenhum

Tabela 4. Descrição dos conjuntos montados com submissão a fadiga simulando 3, 6 e 12 meses de esforço mastigatório.

Amostra montada	Peças integrantes	Ciclos (mil)
D1	C26 / I29	162
E1	C32 / I37	162
F1	C15 / I38	162
M	X18 / I6	297
N	X19 / I7	297
O	X20 / I8	297
A1	C31 / I25	594
B1	C12 / I27	594
C1	C17 / I29	594
M1	C16 / S36	162
N1	C28 / S37	162
O1	C13 / S38	162
G1	C11 / S28	297
H1	C29 / S29	297
I1	C10 / S30	297
J1	C27 / S31	594
K1	C14 / S35	594
L1	C30 / S34	594

A cepa padrão de *E. coli* (ATCC 25922) (Fig. 30), frequentemente empregada em testes de avaliação de infiltração na interface pilar/implante, foi selecionada para o estudo. Dessa forma, a comparação dos dados obtidos com os disponíveis na literatura foi facilitada.

Figura 30. Cepa de *Escherichia coli*, utilizada em ensaio de fluxo de bactérias.

Trava-Airoldi et al. (2007) e Brandle et al. (2008) relataram que a preferência por essa cepa decorre de sua baixa susceptibilidade aos agentes antimicrobianos, que é inferior ainda à apresentada pelos anaeróbios. Além disso, uma espécie única de bactérias entéricas pode ser tão resistente quanto àquelas organizadas em modo biofilme. Ainda, microrganismos entéricos não diretamente associados à periodontite, como a *E. coli* foram isolados em 55% de lesões peri-implantares por Leonhardt et al. (2003), o que justifica plenamente sua utilização nesse estudo.

O inóculo, com densidade óptica de 1×10^8 Unidades Formadoras de Colônia por mililitro, UFC/mL (escala 0,5 de McFarland, vide Fig. 31), foi preparado por meio de repique da cepa padrão *E. coli* ATCC 25922 em meio de cultura líquido *Brain Heart Infusion* (Difco Laboratories, Detroit, MI, EUA) (vide Figs. 32, 33 e 34), e checado quanto à concentração celular com auxílio de espectrofotômetro (Femto, São Paulo, SP, Brasil).

Figura 31. Inóculo com densidade óptica de 1×10^8 Unidades Formadoras de Colônia por mililitro, UFC/mL.

Figura 32. Preparo do inóculo de *E. coli* ATCC 25922 em meio de cultura líquido *Brain Heart Infusion* (Difco Laboratories, Detroit, MI, EUA).

Figura 33. Preparo do inóculo de *E. coli* ATCC 25922 em meio de cultura líquido *Brain Heart Infusion* (Difco Laboratories, Detroit, MI, EUA).

Figura 34. Preparo do inóculo de *E. coli* ATCC 25922 em meio de cultura líquido *Brain Heart Infusion* (Difco Laboratories, Detroit, MI, EUA).

Em câmara de fluxo laminar, os implantes foram removidos assepticamente de suas embalagens e mantidos em posição vertical por uma morsa esterilizada (vide Fig. 35). Os pilares foram conectados aos respectivos implantes (vide Fig. 36) e aplicados, a cada um dos quatro conjuntos (C39/S40 e C40/I40, vide Fig. 37, X39/S39 e X40/I3, vide Fig. 38), o torque recomendado (Figs 39 e 40). Os conjuntos implante/pilar (Fig. 41) já ciclados mecanicamente e esterilizados através de radiação gama na empresa Embrarad a 25 kGy, nenhum procedimento adicional foi realizado.

Figura 35. Morsa devidamente esterilizada em ambiente com fluxo laminar.

Figura 36. Adaptação dos pilares sobre os implantes, conjunto esterilizado.

Figura 37. Amostras C39/S40 e C40/I40 em suas embalagens originais para montagem.

Figura 38. Amostras X39/S39 e X40/I39 em suas embalagens originais para montagem.

Figura 39. Montagem dos conjuntos seguindo protocolo asséptico.

Figura 40. Montagem dos conjuntos seguindo protocolo asséptico.

Figura 41. Implantes submetidos à fadiga e esterilizados em radiação gama.

Em câmara de fluxo laminar, os conjuntos implante/pilar foram posicionados individualmente em tubos de ensaio contendo 4,0 mL de inóculo de *E. coli* ATCC 25922, volume suficiente para o completo recobrimento das amostras (vide Figs 42 e 43). Os tubos foram incubados a 37 °C por 14 dias, permitindo o crescimento bacteriano (vide Fig. 44). Decorrido o tempo de incubação, os conjuntos foram removidos do meio de cultura inoculado (vide Fig. 45), imersos em solução de digluconato de clorexidina a 2,0% por 15 minutos e em banho de ultrassom (vide Figs 46 e 47), para eliminar a contaminação externa sem afetar a viabilidade celular no interior do implante (Guindy et al., 1998). Após a realização da sonicação, os conjuntos foram removidos da clorexidina e recobertos com solução de Tween 80 a 0,5% mais lecitina de soja a 0,07% (vide Fig. 48), para neutralização do agente antimicrobiano como preconizado por Gomes et al (2001).

Figura 42. Tubos de ensaio com inóculo de *E. coli* ATCC 25922, vista de frente.

Figura 43. Tubos de ensaio com inóculo de *E. coli* ATCC 25922, vista de trás.

Figura 44. Amostras após 14 dias de incubação.

Figura 45. Amostras removidas em ambiente controlado do inóculo.

Figura 46. Amostra passando por protocolo de descontaminação externa em solução de digluconato de clorexidina a 2,0% em banho de ultrassom.

Figura 47. Vista aproximada de amostra passando por protocolo de descontaminação externa.

Figura 48. Amostras passando por processo de neutralização em solução de Tween 80 a 0,5% mais lecitina de soja a 0,07%.

Na sequência, os pilares foram cuidadosamente separados dos implantes (Fig. 49), sendo ambos imersos em 4,0 mL de caldo BHI (Difco Laboratories) (vide Fig. 50), com posterior incubação por 48 horas a 37 °C (vide Fig. 51). Após incubação, a turvação do meio de cultura foi analisada e, quando presente, determinou a realização da semeadura de alíquotas do caldo BHI na superfície do ágar BHI, pela técnica da diluição seriada. As placas de Petri foram incubadas nas mesmas condições e, finalmente, as Unidades Formadoras de Colônia foram contadas (UFC/mL).

Figura 49. Amostras sendo separadas implante / pilar.

Figura 50. Amostras submersas em 4,0 mL de caldo BHI.

Figura 51. Amostras mantidas a 37 °C por 48 horas para incubação.

5 RESULTADOS

Nos itens seguintes faz-se uma descrição dos resultados por método empregado. Para melhor clareza essa seção foi dividida em duas partes: resultados e discussão. A apresentação dos resultados começa com os dados de rugosidade, resultados dos ensaios de torque, tensão residual, ensaios de fadiga, microanálises e trânsito de bactérias.

5.1 Rugosidade

Nas amostras testadas obtiveram-se os seguintes resultados. No primeiro grupo amostras de implantes e pilares Flex (sólido e indexado), não submetidos a torque, os resultados estão mostrados Tab. 5. No segundo grupo amostras de implantes e pilares Flex, submetidos a torque de 20 Ncm e desmontados para avaliação de rugosidade, são mostrados na Tab. 6.

Tabela 5. Medidas de rugosidade superficial método 2D e 3D em amostras sem serem submetidas a torque de estabilidade.

Amostras grupo 1	Ra [μm]	Rmáx [μm]	Sa [μm]	St [μm]
S1	0,122538	4,151020	0,349914	6,54314
S2	0,057205	1,501430	0,470705	6,07456
I1	0,082611	0,927356	1,308890	8,73100
I2	0,082789	1,236470	1,156010	9,50539
C19	0,080833	0,662397	1,547940	21,0408
C20	0,093579	1,192310	1,194443	18,6203

S pilar sólido / I pilar indexado / C implante cilíndrico.

Tabela 6. Medidas de rugosidade superficial método 2D e 3D em amostras submetida a torque de 20 Ncm de estabilidade e depois desmontadas para análise.

Amostra grupo 2	Ra [μm]	Rmáx [μm]	Sa [μm]	St [μm]
S10	0,129704	1,28063	0,365661	...
I15	0,105594	1,14815	1,00575	...
X9	0,039322	0,662397	0,178739	...
X10	0,061648	0,971515	3,03979	29,9044

S pilar sólido / I pilar indexado / X implante cônico / ... Não medido.

5.2 Torque

Atendendo ao planejamento de experimentos, resumido no fluxograma da Fig. 13 foram realizadas medidas de torque tanto em pilares do sistema sólido, como em pilares do sistema indexado, utilizando-se o dispositivo protótipo desenvolvido para a realização deste trabalho.

Os resultados de destorque são apresentados nos gráficos que se seguem, nas Figs. 52 e 53. Na Fig. 52 pode ser observado o comportamento do destorque para três diferentes períodos de aplicação de cargas cíclicas, simulando 3 meses, 6 meses e 12 meses de esforço mastigatório, em pilares do sistema sólido. Observa-se que a microdeformação é apresentada em unidades adimensionais e o torque é apresentado em Ncm; a conversão entre as unidades foi realizada utilizando-se a curva de calibração mostrada na Fig. 18 apresentada anteriormente.

Figura 52. Sobreposição das curvas geradas na medição dos destorques de pilares sólidos submetidos às cargas cíclicas.

Na Fig. 53, são apresentadas duas curvas de comportamento do destorque para dois diferentes períodos de aplicação de cargas cíclicas, simulando 3 e 12 meses de esforço mastigatório, nos pilares do sistema indexado. A amostra referente ao carregamento de 6 meses foi excluída, pois não apresentou resistência ao destorque, somente o sinal de zero, indicando que o parafuso de fixação soltou-se durante o ensaio de fadiga.

Figura 53. Sobreposição das curvas geradas na medição dos destorques de pilares indexados submetidos às cargas cíclicas.

Os pilares, em estados de novos, dos dois sistemas foram, também, ensaiados quanto ao torqueamento e destorqueamento, com a aplicação de altos torques, em torno dos 70 Ncm, próximo ao limite estabelecido pela prática cirúrgica. Os resultados dos ensaios de torqueamento e destorqueamento são mostrados nas Figs. 55 e 56. Nestas figuras são apresentadas as evoluções das curvas de torque e destorque, para ambos os sistemas de fixação. São, também, apresentados os valores médios e seus respectivos desvios padrão, para o torque e o destorque em forma de tabelas, as quais fazem parte da figura não sendo numeradas para maior clareza da apresentação dos resultados. Observa-se que a microdeformação é apresentada em unidades adimensionais e o torque é apresentado em Ncm; a conversão entre as unidades foi realizada utilizando-se a curva de calibração mostrada na Fig. 18, apresentada anteriormente. Deve ser ressaltado que parte das curvas de resultados foi suprimida, para manter a clareza dos gráficos.

Grandeza	Valor	Grandeza	Valor
Média do torque [$\mu\text{v/v}$]	-4,33634e-05	Média do destorque [$\mu\text{v/v}$]	3,77092e-05
Desvio padrão [$\mu\text{v/v}$]	4,9834e-06	Desvio padrão [$\mu\text{v/v}$]	2,93986e-06
Média do torque [Ncm]	-65,48	Média do destorque [Ncm]	56,94
Desvio padrão [Ncm]	7,52	Desvio padrão [Ncm]	4,44

Figura 54. Evoluções das curvas de torque e destorque, para o sistema sólido de fixação. São, também, apresentados os valores médios e seus respectivos desvios padrão, para o torque e o destorque em forma de tabelas.

Grandeza	Valor	Grandeza	Valor
Média do torque [$\mu\text{V/V}$]	-4,60225E-05	Média do destorque [$\mu\text{V/V}$]	2,71244E-05
Desvio padrão [$\mu\text{V/V}$]	5,54089E-06	Desvio padrão [$\mu\text{V/V}$]	4,27281E-06
Média do torque [Ncm]	-69,49	Média do destorque [Ncm]	40,96
Desvio padrão [Ncm]	8,37	Desvio padrão [Ncm]	6,45

Figura 55. Evoluções das curvas de torque e destorque, para o sistema indexado de fixação. São, também, apresentados os valores médios e seus respectivos desvios padrão, para o torque e o destorque em forma de tabelas.

As curvas de torque-destorque, para o sistema sólido foi analisada, gerando os resultados mostrados na Fig. 54. O gráfico mostrado na Fig. 56 representa uma assinatura típica para este tipo de pilar. Há três zonas típicas, para cada ensaio: zona de torque; inversão e mudança de rotação e; zona de destorque. A zona de torque não é linear. Como o torque aumenta, então o sistema de fixação ainda deve ser elástico. A zona intermediária (idêntica ao sistema indexado como será visto mais adiante - portanto este é um comportamento da curva devido ao dispositivo.). Esta se inicia com o desligamento do movimento, evidenciada por uma diminuição do torque, relaxamento, provavelmente devido ao rápido retorno do motor após o seu desligamento. Há um patamar, em que a curva evolui no tempo, mas o torque é constante, provavelmente devida ao *backlash* do conjunto de engrenagens. A zona intermediária tem duas etapas, ambas lineares, mas referem-se ao movimento de rotação da mola: afrouxamento do aperto da mola acopladora; transiente; reaperto da mola acopladora. A zona de destorque tem duas etapas: relaxamento do aperto do cone; destorque da rosca.

Figura 56. Observações sobre as curvas típicas de torque-destorque de pilares sólidos submetidos a esforços.

As curvas de torque-destorque, para o sistema indexado, também foram

analisadas, gerando os seguintes resultados, vide Fig. 55. O gráfico mostrado na Fig. 57 representa uma assinatura típica para este tipo de pilar. Há três zonas típicas, para cada ensaio: zona de torque; inversão e mudança de rotação e; zona de destorque. As zonas de torque e destorque são lineares, evidenciando um comportamento elástico da fixação. A zona intermediária: inicia-se com o desligamento do movimento, evidenciada por uma diminuição do torque, relaxamento, provavelmente devido ao rápido retorno do motor após o seu desligamento. Há um patamar, em que a curva evolui no tempo, mas o torque é constante, provavelmente devida ao *backlash* do conjunto de engrenagens. A zona intermediária tem duas etapas, ambas lineares, mas referem-se ao movimento de rotação da mola: afrouxamento do aperto da mola acopladora; transiente; reaperto da mola acopladora.

Figura 57. Observações sobre a curva típica de torque-destorque de pilares indexados submetidos a esforços.

5.3 Tensão residual

Na avaliação da tensão residual por difração de raios X, apesar da dificuldade na medição devido à área a ser estudada ser pequena e com vários obstáculos para ângulos de incidência dos raios X, ainda assim conseguiu-se

obter medidas no componente protético. Na região interna do implante, na região de interesse que é o cone interno é impossível essa medição. Esta região é muito pequena para ser iluminada pelos raios X e um corte arruinaria todo o perfil de tensão residual existente. Os valores de tensões residuais medidos na região cônica dos pilares são apresentados na Tab. 7.

Tabela 7. Valores medidos de tensões residuais para as amostras S18 (nas direções longitudinal e tangencial), I20 (nas direções longitudinal e tangencial) por meio de difração de raios X. Os valores negativos indicam tensões compressivas.

Amostra	Direção	Tensão residual [MPa]
S18	longitudinal	-194.12 ($\pm 20\%$)
S18	tangencial	-40.91 ($\pm 20\%$)
I20	tangencial	-41.50 ($\pm 20\%$)
I20	longitudinal	-153.89 ($\pm 20\%$)

S pilar sólido. I pilar indexado.

Os valores dos erros percentuais foram estimados em 20%, por comparação com a reprodutibilidade de resultados obtidos em diversas medidas de outras amostras e materiais no mesmo equipamento e com os mesmos procedimentos. Este valor estimado para o erro é compatível com os valores geralmente reportados na literatura. Os valores das tensões residuais na direção longitudinal nas duas amostras, apresentados na Tab. 6, mostram que a tensão residual na direção longitudinal é compressiva e, dentro do erro estimado, equivalente nas amostras e direções medidas. Os valores das tensões residuais na direção tangencial nas duas amostras indicam, também, tensões compressivas e equivalentes nas amostras medidas.

5.4 Fadiga

Nos ensaios de fadiga, buscou-se simular, em situação extrema, o comportamento do conjunto, implante CM e pilar Flex sólido e indexado, na análise de possíveis deformidades na estrutura do material na interface implante/componente protético o que pode vir a comprometer o uso do sistema. Nesse ensaio foram simulado 15 amostras (conjunto), dentro das normas da ISO 14801.

5.4.1 Avaliação das tensões mecânicas máximas nos pilares do sistema indexado, submetidos a esforços cíclicos

Mostra-se na Fig. 58, um desenho técnico dos pilares do sistema indexado, com sobreposição do perfil de uma peça, denominada *cap* de adaptação, utilizada como ponto de aplicação de carga cíclica senoidal de simulação de mastigação no pilar do sistema indexado.

Figura 58. Desenho técnico com sobreposição do perfil de peça, denominada *cap*. A força de 200 N, representada por um vetor em vermelho é a carga cíclica aplicada, com ângulo de 30°; os outros dois vetores de 100 N e 174 N são as componentes da decomposição horizontal e vertical da força aplicada.

A análise do problema mecânico baseia-se no seguinte desenvolvimento. A força aplicada sobre o *cap* foi uma carga senoidal com máximo de 200 N, e frequência de 15 Hz; a equação para o carregamento é mostrada na Eq. 4,

$$F = 100.\text{sen}(2.\pi.15.t)+100 \quad \text{Eq. 4}$$

Onde o tempo t é em segundos; o raio da cabeça do *cap* é de 7 mm; a altura do *cap*, conforme desenho; o ângulo de aplicação da força foi de 30°; os braços de alavanca observados foram 12 mm, em relação à face do substrato, gerando um momento fletor horário na Fig. 36; 1,7 mm, em relação à linha de simetria axial, gerando um momento fletor anti-horário na Fig. 36; a carga

máxima de compressão axial na seção transversal do pilar de 200 N; a área da seção transversal, $A = 2,23 \text{ mm}^2$; o momento de inércia na seção transversal, $W = 1,105 \text{ mm}^3$. O momento fletor na seção transversal do pilar foi calculado: $M_f = 904,2 \text{ Nmm}$. A tensão axial, na seção transversal, gerada pelo momento fletor foi calculada pela Eq. 5,

$$\sigma_f = \frac{M_f}{W} \quad \text{Eq. 5}$$

onde $\sigma_f = 818,28 \text{ N/mm}^2$.

A compressão máxima da seção transversal, devida à componente vertical da força cíclica de 200 N, foi calculada pela Eq.6,

$$\sigma_c = \frac{F_v}{A} \quad \text{Eq. 6}$$

onde $\sigma_c = 78,02 \text{ N/mm}^2$.

A compressão da seção transversal, devida ao aperto do parafuso de fixação, foi calculada, em função do torque de aplicação $T = 20 \text{ Ncm}$, do passo da rosca $P = 0,35 \text{ mm}$ e do diâmetro médio da rosca $\bar{D}_{rosca} = 1,5 \text{ mm}$ conforme Eq. 7,

$$F_{aperto} = \frac{2TP}{\pi (\bar{D})_{rosca}^2} \quad \text{Eq. 7}$$

onde $F_{aperto} = 19,80 \text{ N}$.

A tensão de compressão da seção transversal é dada pela Eq. 8,

$$\sigma_{aperto} = \frac{F_{aperto}}{A} \quad \text{Eq. 8}$$

onde $\sigma_{aperto} = 8,88 \text{ N/mm}^2$

O balanço das tensões aplicadas à seção transversal do pilar na interface do substrato é dado pela Eq. 9,

$$\sigma = \sigma_f - \sigma_c - \sigma_{aperto} \quad \text{Eq. 9}$$

onde $\sigma = 731,38 \text{ N/mm}^2$ ou $\sigma = 731,38 \text{ MPa}$.

Esta tensão coloca os esforços, aplicados na seção transversal do pilar

do sistema indexado, na faixa do limite elástico medido, para o material de construção do implante, 738 ± 13 MPa, conforme Fig. 3. Esta informação indica que o sistema do pilar pode ter sofrido deformações plásticas durante o carregamento cíclico ao qual foi submetido.

Realizou-se em 30 amostras ensaios de fadiga, perfazendo um total de 10.530.000 ciclos, conforme mostrado na Tab. 8.

Tabela 8. Classificação dos conjuntos de amostras montados e suas respectivas peças e quantidade de ciclos realizados (15 Hz) em cada conjunto.

Amostra	Peças integrantes	Ciclos (x mil)	Tempo decorrido
A	X12 / S3	594	11 h
B	X1 / S6	594	11 h
C	X13 / I3	594	11 h
D	X2 / I11	594	11 h
E	X14 / S4	297	5 h 30 m
F	X3 / S7	297	5 h 30 m
G	X15 / I14	297	5 h 30 m
H	X4 / I12	297	5 h 30 m
M	X18 / I6	297	5 h 30 m
N	X19 / I7	297	5 h 30 m
O	X20 / I8	297	5 h 30 m
I	X16 / S5	162	3 h
J	X5 / S8	162	3 h
K	X17 / I5	162	3 h
L	X6 / I13	162	3 h
A1	C31 / I25	594	11 h
B1	C12 / I27	594	11 h
C1	C17 / I29	594	11 h
D1	C26 / I29	162	3 h
E1	C32 / I37	162	3 h
F1	C15 / I38	162	3 h
G1	C11 / S28	297	5 h 30 m
H1	C29 / S29	297	5 h 30 m
I1	C10 / S30	297	5 h 30 m
J1	C27 / S31	594	11 h
K1	C14 / S35	594	11 h
L1	C30 / S34	594	11 h
M1	C16 / S36	162	3 h
N1	C28 / S37	162	3 h
O1	C13 / S38	162	3 h
TOTAL		10.530	200 h

Essas amostras foram divididas para ensaios de torque, microanálise e trânsito de bactérias.

5.5 Microanálise

Na microanálise, utilizou-se de técnicas metalográficas no preparo das amostras. Realizou-se também análise de dimensão do *gap*, espaço na interface implante/componente protético. As amostras utilizadas foram cortadas na plataforma do implante, local esse o mais próximo do leito ósseo na inserção dos implantes. Esse local é o mais estudado no sentido de que o osso não tolera biofilme bacteriano, sendo um dos principais motivos de falhas no sistema. As amostras utilizadas na microanálise segue o critério descrito na Tab. 9.

Tabela 9. Classificação dos jogos de amostras montados e suas respectivas peças e quantidade de ciclos realizados em cada jogo, que foram utilizados para microanálise.

Amostra	Peças integrantes	Ciclos (x mil)	tempo decorrido
B	X1 / S6	594	11 h
D	X2 / I11	594	11 h
E	X14 / S4	297	5 h 30 m
G	X15 / I4	297	5 h 30 m
I	X16 / S5	162	3 h
K	X17 / I5	162	3 h

Seguem imagens eletrônicas de varredura, com elétrons retroespalhados mostrando detalhes da usinagem e acabamento do implante e componente protético, conforme Fig. 59.

Figura 59. Micrografia eletrônica de varredura com elétrons retroespalhados mostrando detalhes da usinagem e acabamento do implante e componente protético. a) Detalhe do cone interno e indexador hexagonal vista lateral. b) Detalhe do cone interno e indexador hexagonal vista superior. c) Detalhe do componente protético pilar Flex indexado, imagem com elétrons secundários. d) detalhe do componente protético pilar Flex sólido, imagem com elétrons secundários.

Após os ensaios de fadiga, simulando os esforços mastigatórios, observou-se nas imagens que com o aumento da quantidade de ciclos aumentou o espaçamento entre as peças implante/componente protético, *gap*, possibilitando acúmulo e trânsito de bactérias, conforme mostrado na Fig. 60.

Figura 60. Imagem de elétrons secundários seguindo a análise do espaço entre as peças, implante/componente após ensaio de fadiga.

5.6 Fluxo de bactérias

Um acúmulo de bactéria por si só pode trazer uma série de problemas de ordem funcional ao corpo, próximo de tecido ósseo promove inflamação e infecção sendo muito prejudicial ao resultado funcional e estético do implante. Identificaram-se colônias de bactérias em todas as amostras ensaiadas, sendo que quanto mais se simula mastigação mais aumenta esse acúmulo. Segue

descrita a quantidade identificada de bactérias nas amostras, vide Tab. 10.

Tabela 10. Amostras montadas com ou sem ensaios de fadiga simulando a mastigação e sua correspondente contaminação bacteriana.

Conjunto (mil ciclos)	Partes integrantes	UFC/mL
LC1	C39 / S40 estéril	$2,6 \times 10^4$
LC2	C40 / I40 estéril	$2,1 \times 10^4$
LC3	X39 / S39 estéril	$2,3 \times 10^4$
LC4	X40 / I39 estéril	$2,0 \times 10^4$
D1 (162)	C26 / I29	$3,4 \times 10^4$
E1 (162)	C32 / I37	$9,7 \times 10^3$
F1 (162)	C15 / I38	$4,0 \times 10^4$
M (292)	X18 / I6	$7,7 \times 10^4$
N (292)	X19 / I7	$7,9 \times 10^4$
O (292)	X20 / I8	$8,5 \times 10^4$
A1 (594)	C31 / I25	$6,8 \times 10^4$
B1 (594)	C12 / I27	$6,7 \times 10^4$
C1 (594)	C17 / I29	$7,0 \times 10^4$
M1 (162)	C16 / S36	$4,2 \times 10^3$
N1 (162)	C28 / S37	$4,0 \times 10^3$
O1 (162)	C13 / S38	$2,9 \times 10^3$
G1 (292)	C11 / S28	$8,5 \times 10^3$
H1 (292)	C29 / S29	$9,8 \times 10^3$
I1 (292)	C10 / S30	$8,3 \times 10^3$
J1 (594)	C27 / S31	$7,6 \times 10^4$
K1 (594)	C14 / S35	$7,2 \times 10^4$
L1 (594)	C30 / S34	$6,8 \times 10^4$

Para uma melhor visualização dos resultados da contaminação, montou-se um gráfico mostrado na Fig. 62 onde se indica as amostras montadas com ou sem ensaios de fadiga, simulando a mastigação e sua correspondente contaminação bacteriana. Na Fig. 63 demonstrou-se a média de cada tipo de pilar com ou sem fadiga e sua correspondente média de contaminação.

Figura 61. Gráfico mostrando as amostras montadas com ou sem ensaios de fadiga simulando a mastigação e sua correspondente contaminação bacteriana.

Figura 62. Gráfico mostrando a média dos resultados de contaminação das amostras montadas com ou sem ensaios de fadiga simulando a mastigação.

6 DISCUSSÃO

Nesse trabalho, foi desenvolvida uma tecnologia para teste, aferição e aquisição de dados quanto à microtorque, trazendo embasamento adequado para melhorias e ou evolução dos biomateriais. Utilizou-se ainda métodos consagrados de análise rugosidade no acabamento, análise de tensão residual, fadiga, microscopia e contaminação, criando, portanto uma sequencia de testes para avaliar o sistema cone Morse - CM.

O CM é uma conexão mecânica e tem como princípio de estabilidade a correta adaptação entre o cone macho presente no componente protético e o cone fêmea presente na face interna do implante. Essa correta adaptação diz respeito ao acabamento das peças (Agostinho et al., 1997; Collins, 1993); esse acabamento é importante para ajuste e vedação da conexão mecânica.

Para a avaliação da qualidade de acabamento das interfaces do CM utilizo-se o ensaio de rugosidade, sendo que a medida mais usada é Ra, média aritmética de rugosidade. Contudo o Ra é uma medida linear e, portanto pode perder informações, pois não garante uma avaliação em todos os sentidos da superfície submetida ao processo de usinagem; nesse sentido optou-se em fazer uma aferição por área, ensaios em 3D, como se pode observar na imagem da Fig. 63. Na imagem da Fig. 64, observa-se um defeito superficial, em comparação às marcações do corte da ferramenta de usinagem na superfície do cone interno de um implante, evidenciando a importância da medição pelo método 3D (Limaverde Filho, 2006).

Figura 63. Imagem resultando do ensaio de rugosidade superficial mostrando os vales característicos da passagem da ferramenta de usinagem.

Figura 64. Imagem micrográfica de MEV mostrando defeitos na região do indexador, ao lado marca de usinagem, na superfície do cone interno do implante com rugosidade 1 μm .

Observou-se que a medida em 2D é bem diferente da 3D; pois essa permite uma melhor certificação quanto à qualidade de acabamento da superfície do biomaterial. Esta medida é extremamente importante para garantir a perfeita adaptação entre as peças (implante/componente protético) e com isso minimizar a entrada de bactérias. Nos resultados obtidos para as rugosidades superficiais, medidas em 3D, S_a , observou-se que os pilares sólidos apresentam rugosidade menor ou igual a 0,5 μm ; em contrapartida os

pilares indexados apresentaram rugosidades, S_a , maiores ou iguais a $1\text{ }\mu\text{m}$. Os defeitos de superfície, devidos à usinagem, podem ser observados na Fig. 65, que tem rugosidade aproximada de $1\text{ }\mu\text{m}$, mas com defeitos de $10\text{ }\mu\text{m}$

Figura 65. Imagem micrográfica de MEV mostrando defeitos de usinagem na superfície do cone interno do implante com rugosidade $1\text{ }\mu\text{m}$.

Sabe-se que no corpo humano qualquer fator de irritação dos tecidos gera processo inflamatório e/ou infeccioso, esses processos são extremamente danosos em qualquer sistema fisiológico. Precisam-se minimizar esses fatores de agressão principalmente quando em áreas estratégicas para o funcionamento correto do organismo. Sabe-se que o tamanho médio de uma bactéria é de aproximadamente $0,50\text{ }\mu\text{m}$. Portanto, analisando um cenário pessimista, em ambas as interfaces, elas deveriam somar um valor menor que esse, inibindo com isso mecanicamente o trânsito de bactérias nessa interface implante/componente protético. Esperava-se com isso que, devido ao relevo mais acentuado dos pilares indexados esses apresentassem maiores contaminações de bactérias, tal fato não ocorreu e será demonstrado e justificado adiante.

Com as inovações tecnológicas, tem-se buscado melhoras nos biomateriais para mimetizar o funcionamento biológico saudável do corpo humano. Nesse sentido a avaliação de possíveis melhorias mecânicas, além da otimização de resultados, pelo correto uso do material se torna crucial

nessa busca. Observou-se, também, que outro fator importante são os ensaios dinâmicos, de nada importa resultados de biomateriais que não foram submetidos a esforços simulando seu uso no corpo humano, para isso as simulações de fadiga e ensaios de torque são cruciais.

A utilização do dispositivo protótipo, construído para esse trabalho, para a medição do torque e/ou destorque, de pilares em implantes dentários permitiu que fossem observadas características próprias de cada sistema.

A observação dos comportamentos de torque-destorque os dois sistemas são particulares a cada um deles.

Durante o torqueamento, no sistema indexado, a evolução do torque é linear, conforme Fig. 57; isto se deve ao fato de que a fixação do cone Morse é realizada por um parafuso que aplica uma força axial ao cone;

Durante o torqueamento, no sistema sólido, uma componente importante de atrito, entre as duas superfícies do cone Morse, diminui o torque efetivamente aplicado à rosca na extremidade inferior do sistema sólido; Esta peculiaridade mecânica provoca a evolução não linear crescente do torqueamento do pilar sólido, conforme Fig. 56;

Também, pode-se inferir, do item anterior, que a força axial de embricamento é menor no sistema sólido daquela observada no sistema indexado.

O comportamento de destorque do sistema indexado é, também, diferente daquele do sistema sólido, tendo uma inclinação menor; Isto se deve ao fato de que no destorque do sistema indexado, somente o parafuso é retirado, não havendo nenhum esforço para a extração do cone Morse.

Para o sistema sólido, o comportamento é bastante diferente daquele do sistema indexado, pois além do alívio do embricamento, ocorre uma componente de contratorque devido ao atrito entre as duas superfícies do cone.

No sistema sólido, a evolução do destorque pode ser dividida em duas fases: a primeira, com uma queda abrupta do torque, referente ao desembricamento e; a segunda que se refere ao destorqueamento puro do parafuso.

A análise das séries de medidas de destorque de pilares, após a aplicação de cargas cíclicas permitiu, também, avaliar comportamentos próprios para cada sistema:

Os valores dos destorques no sistema indexado apresentam uma diminuição importante, cerca de 80% do torque aplicado na fixação. Isto é justificado pelo fato de que o cone continua embricado; o cone não evita o afrouxamento do parafuso. As observações clínicas indicam que próteses fixadas com parafusos às cabeças destes parafusos, de fixação do cone indexado, podem apresentar afrouxamentos.

Os pilares sólidos apresentam valores de destorque mais alto do que os observados no destorqueamento dos pilares indexados. Novamente, isto se deve ao fato do cone Morse evitar o afrouxamento do parafuso solidário à extremidade inferior do pilar.

As observações das razões torque/destorque desse trabalho estão de acordo com aquelas publicadas por: Norton, 1999; Standlee *et al.* e Tan & Nicholls, 2002.

O desempenho do dispositivo protótipo é próprio e característico, para cada montagem. Assim, pequenas modificações, ou reposicionamento de partes mecânicas, alteram a rigidez mecânica, alterando a resposta no sinal eletrônico obtido, exigindo a execução do procedimento de calibração após quaisquer modificações ou ajustes mecânicos. O comportamento do sinal do dispositivo protótipo pode ser observado nas Figs. 57 e 58, nas quais são mostradas as características do sinal, relativas à amostra e relativas ao equipamento.

Após observação de que o destorque diminui após teste de fadiga questiona-se a real estabilidade das partes implante/pilar e, portanto a denominação de sistema asséptico de estabilidade de travamento utilizada nos sistemas do tipo cone Morse porque em nenhuma das amostras ensaiadas dentro da norma ISO 14801 e analisadas, dentro das condições experimentais desse trabalho, manteve o torque inicial de instalação, bem como evitou o trânsito de bactérias, resultado inédito desta pesquisa.

A favor do resultado encontrado na análise de contaminação onde os pilares indexados promoveram maior número de bactérias na interface do conjunto implante/pilar quanto submetidos à fadiga, pode-se relacionar a maior

rugosidade encontrada nesse sistema.

Ainda deve-se comentar que o método utilizado no ensaio de contaminação não contemplou o selamento do parafuso passante no pilar indexado pelo motivo da selagem não se tornar mais um variante na análise.

Analizou-se também que o torquímetro eletrônico construído para aferir condições de torque controlado é de grande valia, notou-se que há uma diferença razoável de imprecisão entre o torquímetro manual utilizado pelos cirurgiões dentistas e o eletrônico instrumentado por *strain gages*. Enquanto no manual tem-se uma leitura direta, no eletrônico construído tem-se 1000 pontos de amostragens de torque por segundo, registrados digitalmente, se tornando extremamente preciso em seus dados e podendo aferir com propriedade se os torques estão dentro do almejado, mantendo dados para futuras análises.

Obteve-se então a mesma tendência mostrada em outras pesquisas, onde o valor de destorque cai em relação ao de torque, abaixo de 70 Ncm, onde se procura manter a integridade quanto à deformação dos materiais. Sugerem-se então melhorias quanto à avaliação correta de torques nas peças. Pois é evidente que os torques mais altos utilizados nos componentes protéticos recomendados pelas empresas estrangeiras fazem jus aos resultados já obtidos pelos pesquisadores.

Quanto à fadiga observou-se ser um ensaio, que mesmo sendo demorado, é necessário para trazer a rotina habitual da mastigação dando veracidade aos dados obtidos, como os observado na literatura apresentada nesse trabalho, e nos resultados de destorque e contaminação. Além disso, vale lembrar a dificuldade de se obter dados nesse tipo de ensaio por exigir muito tempo de uso de máquina e também de ter um custo muito elevando, nessa pesquisa foi utilizado mais de dez milhões de ciclos para análise de 15 amostras, gerando mais de 200 horas de ensaio.

Quanto à tensão residual encontrou-se muita dificuldade para análise pelas dimensões físicas e geometria das peças que as amostras possuem, nos cones internos dos implantes foi impossível fazer essa análise. Os resultados demonstram que a tensão residual é compressiva nos pilares tanto na direção tangencial como longitudinal, favorecendo então a integridade das peças para uso após usinagem.

7 CONCLUSÃO

Como conclusões deste trabalho afirma-se o seguinte:

- 1) A rugosidade média Ra demonstrou ser baixa em contrapartida a análise em 3D de rugosidade demonstrou ser superior ao tamanho médio das bactérias, assim como nas imagens de microscopia eletrônica de varredura, nesse sentido se faz necessárias melhorias quanto ao acabamento das peças no sentido de limitar trânsito de bactérias.
- 2) Os valores de tensões residuais mostram que as superfícies das amostras apresentam tensões compressivas, o que é benéfico para suas propriedades de resistência à fadiga. Os valores na direção longitudinal foram aproximadamente 4 vezes maiores que na direção tangencial. Os resultados das medidas nas amostras mostra repetibilidade no processo de usinagem.
- 3) As amostras se comportaram bem quanto a deformações quando exposto a carga de 20 kgf seguindo a norma ISO 14801
- 4) Os gráficos gerados para torque e destorque permitem observar assinaturas dos sinais para sistemas indexados diferentes dos sistemas sólidos.
- 5) O destorque conforme a literatura relata ficou abaixo do torque de travamento.
- 6) O torque efetivo na rosca de fixação do cone, nos dois sistemas, são diferentes e menores no sistema sólido.
- 7) O torque a ser aplicado no sistema sólido deve ser maior, para o mesmo travamento desejando, em comparação com o indexado.
- 8) As amostras com ou sem teste de fadiga apresentaram contaminação a bactérias em sua interface implante/componente protético com aumento expressivo após ensaios de fadiga.
- 9) Seguindo o protocolo utilizado no trabalho de inserção, fadiga e contaminação pode-se depreender que para o pilar indexado a fadiga acelerou a contaminação por bactérias na interface implante/pilar, isto é, 3 meses, 6 meses e 1 ano, para o pilar sólido a contaminação foi mais severa após um 1 ano de simulação de mastigação.
- 10) Os implantes aumentaram proporcionalmente a quantidade de ciclos aplicados, o *gap* na interface implante/componente protético.

11) Sugeriu-se que o indexado não seja exposto a cargas mastigatórias altas, ou seja, pacientes com histórico de bruxismo e/ou dentes posteriores, pois aumenta o risco de afrouxamento do elemento protético, sem ocorrer afrouxamento do cone, pois o parafuso passante não é travado ao cone na fixação.

8 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Estudo aprofundado da vedação dos sistemas de implantes x trânsito de bactérias

Otimização dos equipamentos de medidas de torque e da análise dos seus sinais.

Avaliação da adição de materiais nas interfaces das superfícies cônicas visando menor estabilidade e estanqueidade do sistema cone Morse.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRAHAMSSON I., BERGHLUNDH T., LINDHE J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection: an experimental study in dogs. **J Clin Periodontol.**, v.24, n.8, p. 568-72, 1997.
- ADELL R., ERIKSSON B., LEKHOLM U., BRÅNEMARK P.I., JEMT T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.5, n.4, p. 347-59, 1990.
- AGOSTINHO O.L., RODRIGUES A.C.S., LIRANI J. **Tolerâncias, Ajustes, Desvios e Análises de Dimensões**. Edgard Blücher Ltda., 1977.
- AKÇA K., ÇEHRELI M.C., IPLIKÇIOĞLU H. Evaluation of the mechanical inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. **J Clin Periodontol.**, v.22, n.3, p. 255-61, 1995.
- ALBREKTSSON T., BRÅNEMARK P.I., HANSSON H.A., KASEMO B., LARSSON K., LINDSTRÖM J. The interface zone of inorganic implants in vivo: titanium implants in bone. **Ann Biomed Eng.**, v.11, p.1-27, 1983.
- ALBREKTSSON T., ZARB G.A. Current interpretations of the osseointegration response: clinical significance. **Int J Prosthodont.**, v.6, n.2, p. 95-105, 1993.
- ALVES B.P. **Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a LASER**. 2003. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas.
- ALVES D.C.C. **Análise microbiológica in vitro do selamento bacteriano n interface pilar/implante em dois modelos de implante de encaixe Morse**. 2011. Dissertação (Mestrado) - Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic - Campinas - SP.
- ARITA C.A. Prótese sobre implante no segmento posterior. **ImplantNews**, v.3, n.4, p. 336-343, 2006.
- ARVIDSON K., BYSTEDT H., FRYKHOLM A., VON KONOW L., LOTHIGIUS E. Five-years prospective follow-up report of the Astra Tech dental implant system in the treatment of edentulous mandible. **Clin. Oral Impl. Res.**, v.9, n.4, p.225-234, 1998.
- BASTOS E.G. **Análise química, microestrutural e da interface implante – implante intermediário de quatro sistemas de implantes dentários endo-ósseos**. 2001. Tese (Doutorado). Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- BÓ M.D., GILABERT F.A., SANCHEZ E., BOSCHI A.O., HOTZA D., SOLE V.C. Simulação matemática do processo de têmpera em materiais cerâmicos compostos por uma matriz vítrea e partículas cristalinas de quartzo. Simpósio de Integração Científica e Tecnológica do Sul Catarinense - SICT-SUL ISSN 2175-5302 Rev. Técnico Científica (IFSC), v.3, n.1, 2012.
- BOUZID S.W., BEN SALAH N., LEBRUN J.L. Influence of machining by finishing milling on surface characteristics, **Int J of Mach Tools & Manufac**, v.41, n.3, p. 443-450, 2001.

- BRÅNEMARK P.I., ADELL R. BREINE U., HANSSON B.O., LINDSTRÖM J., OHLSSON A. Intraosseous anchorage of dental prosthesis. I. Experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg.**, p. 3-81, 1969.
- BRÅNEMARK P.I., HANSSON B.O., ADELL R., BREINE U., LINDSTRÖM J., HALLÉN O., OHMAN A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.**, v.16, p.1-132, 1977.
- BRÅNEMARK P.I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent.**, v. 50, n. 3, p. 399-410, 1983.
- BRÅNEMARK P.I., GRÖNDAHL K., BRÅNEMARK B.K. *Why osseointegration would work and how it did in the first patients treated. Basic facts and philosophical thoughts.* In: Brånemark P-I. **The Osseointegration Book.** Berlin: Quintessen Verlags- GmbH; 2005, p. 19-114.
- BRANDLE N., ZEHNDER M., WEIGER R., WALTIMO T. Impact of growth conditions on susceptibility of five microbial species to alkaline stress. **J. Endodontics**, v.34, p. 579-582, 2008.
- BUSER D., WEBER H.P., DONATH K., FIORELLINI J.P., PAQUETTE D.W., WILLIAMS R.C. Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. **J. Periodontol.**, v.63, n.3, p. 225-35, 1992.
- CALLAN D.P., COBB C.M., WILLIAMS K.B. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: a preliminary study. **J Periodontol.**, v.76, n.1, p. 115-20, 2005.
- ÇEHRELI M.C., AKÇA K., TONUĞ E. Accuracy of a manual torque application device for Morse-taper implants: a technical note. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.19, n.5, p. 743-748, 2004.
- COLLINS J. A. **Failure of Materials in Mechanical Design: Analysis, Prediction, Prevention.** John Wiley & Sons, 2nd Ed., 1993.
- CONSTANTINO A. Avaliação da variabilidade na aplicação de torque através de chaves digitais (com os dedos). **Rev. Bras. Implant**, v.7, n.3, p.18-20, 2001.
- DAMACENO R.D. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros.** Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, 2005.
- DIAS E.C.L.C.M. **Análise descritiva do grau de adaptação de pilares protéticos a implantes osseointegráveis e seu efeito na infiltração bacteriana: um estudo in vitro.** Dissertação (Mestrado), Duque de Caxias, RJ, 2006.
- DIBART S., WARBINGTON M., SU M.F., SKOBE Z. In vitro evaluation of the implant abutment bacterial seal: the locking taper system. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.20, n.5, p. 732-7, 2005.
- DINATO, J.C. **Implantes Osseointegrados Cirurgia e Prótese.** Ed. Artes Médicas, 2001.
- DRAGO C.J. A clinical study of the efficacy of Gold-Tite square abutment screws in cemented-retained implant restorations. **Int. J. Oral Maxillofac.**

Implants, v.18, n.2, p. 273-278, 2003.

ELIAS C.N., FIGUEIRA D.C., RIOS P.R. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. **Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl.**, v.26, n.8, p.1361-1366, 2006.

FARIA R., MAY L.G., PASCHOTTO D.R., OLIVEIRA L.D., JORGE A.O.C., BOTTINO M.A. Estudo comparativo entre duas metodologias para avaliação da infiltração bacteriana na interface implante-abutment. Anais da **2ª Reunião Anual do Grupo Brasileiro de Reciclagem em Prótese e Implante**; 2008. Campos do Jordão.

GROSS M., ABRAMOVICH I., WEISS E.I. Micro leakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.14, n.1, p. 94-100, 1999.

GUINDY J.S., BESIMO C.E., BESIMO R., SCHIEL H., MEYER J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. **J of Oral Rehab**, v.25, n.6, p. 403-408, 1998.

HERMANN J.S., SCHOOLFIELD J.D., SCHENK R.K., BUSER D., COCHRAN D.L. Influence of the size of the microgap on the crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. **J Periodontol.**, v.72, n.10, p. 1372-1383, 2001.

HEYDENRIJK K., RAGHOEBAR G.M., MEIJER H.J., STEGENGA B. Clinical and Radiologic Evaluation of 2-stage IMZ implants in a single-stage procedure: 2-year results of a prospective comparative study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.18, n.3, p. 424-32, 2003.

GORDON W.P., SALAH E.M. **Metals Handbook. VOLUME11: Failure, analysis and prevention**, Eighth edition, p. 95-125, 1975.

GREEFIELD E.J. Implantation of artificial crown and bridge abutments. **Dental Cosmo**, v.55,n.4, p. 364-369, 1913.

GUINDY JS, BESIMO CE, BESIMO R, SCHIEL H, MEYER J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. **J Oral Rehabil.**, v.25, n.6, p. 403-8, 1998.

ISO 14801 - **Dentistry - Implants - Dynamic fatigue tests for endosseous dental implants**. ISO International Standard, 2012.

JANSEN V.K., CONRADS G., RICHTER E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.12, n.4, p. 527-50, 1997.

JOLY J.C., LIMA A.F.M. Características da superfície e da fenda implante intermediário em sistemas de dois e um estágios. **J. Appl. Oral Sci.**, v.11, n.2, p. 107-13, 2003.

KAGAWA E. M. **Avaliação da discriminação interoclusal para microespessuras e da força máxima de mordida em paciente portadores de disfunções temporomandibular**. Monografia (Especialização). Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, 2005.

KING G.N., HERMANN J.S., SCHOOLFIELD J.D., BUSER D., COCHRAN D.L.

Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in canine mandibles. **J. Periodontol.**, v.73, n.10, p. 1111-1117, 2002.

KITAGAWA T., TANIMOTO Y., ODAKI M., NEMOTO K., AIDA M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. **J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.**, v.75,n.2, 457-463, 2005.

LEONHARDT A., DAHLEN G., RENVERT S. Five-Year Clinical, Microbiological and radiological outcome following treatment of peri-implants in man. **Journal of Periodontology**. v.74, n.10, p. 1415-1422, 2003.

LEWIS S., BEUMER III J. HORNBERG, W., MOY P. The "Ucla" abutment. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.3, n.3, p. 183-189, 1988a.

LEWIS S., AVERA S., BEUMER III J., ENGLEMAN M. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 4, n.2, p. 40-49,1989.

LIMAVERDE FILHO A. M. **Influência do tratamento de superfície na resistência mecânica de juntas cisalhamento coladas**. In: 4º Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, Recife/PE, 2006.

LINDGREN M., LEPISTO T. Relation between residual stress and Barkhausen noise in a duplex steel. **NDT&E International**, v.36, n.5, p. 279-88, 2003.

LU J. **Handbook of Measurement of Residual Stresses**. Fairmont Press, 1996.

MATTOS F.R., ELIAS C.N., MOTTA S.H.G., Morfologia, resistência à fadiga e à compressão dos implantes Nobel Biocare de corpo único e dois corpos. **Revista ImplantNews**, v.6, n.5, p. 493-8, 2009.

MOLLERSTEN L., LOCKOWANDT P., LINDEN L.A. Comparison of strength and failure mode of seven implants system: an in vitro test. **J. Prosth. Dent.**, v.78, n.6, p. 582-91, 1997.

MORSE CUTTING TOOLS. **Morse cutting tools history**. Disponível em www.morsecuttingtools.com/cgi/CGP2CSGEN?PAHDID=000000082809937&PARDID=735063433989446&PMSIDE=Y&PMFILE=MS2ABOUT01.html, acessado em 11/09/2009.

MUCSI C.S., NOGUEIRA E.D., ARANHA L.C., FRANCISCO CARLOS CEONI F.C., BARBOSA DE JESUS E.R., ROSSI J.L. **Desenvolvimentos de tecnologia e dispositivo para a medição de torque de fixação de elementos roscados**. V CONCISTEC, Instituto Federal de São Paulo, Bragança Paulista-SP, 2014.

NACONECY M.M., TEIXEIRA E.R., SHINKAI R.S., FRASCA L.C., CERVIERI A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, n.2, p.192-198, Mar./Apr. 2004.

NBR 6405 - **Rugosidade das Superfícies** - ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas, Jan. 1988.

NENTWIG G.H., MOSER W., KNEFEL T., FICKER E. Three-dimensional photoelastic studies of the Ankylos-implant thread shape compared with

conventional implant threads. **Z. Zahnärztl Implantol.**, v.8, n.2, p. 130-135, 1992.

NENTWIG G.H. The Ankylos implant system: concept and clinical application. **J. Oral Implantol.**, v. 30, n. 3, p. 171-177, 2004.

NISSAN J., GROSS M., SHIFMAN A., ASSIF D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. **J. Prosthet Dent.**, v.86, n.1, p. 20-23, 2001.

NORTON M.R. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. **J. Prosthet Dent.**, v. 81, n.2, p. 159-166, 1999.

OMEGA. **Positioning strain gages to monitor bending, axial, shear, and torsional loads.** Disponível em <<http://www.omega.com/faq/pressure/pdf/positioning.pdf>>. Acessado 22/07/2008.

SOUTO, U. B., SILVA R.H.L., REIS A.M., SILVA M.B. **Avaliação do perfil de rugosidade através do sinal de emissão acústica**, In: 14º POSMEC.FEMEC/UFO, Uberlândia-MG, 2004.

TORTAMANO NETO P, **Filosofia e Técnica de Implantes de um Estágio Cirúrgico.** Quintessence - 2007.

PALMER R, **Part 1: Introduction to dental implants.** **British Dental J.** 1999. 187, 127-132.

PUCHADES-ROMAN L., PALMER R.M., PALMER P.J. A clinical, radiographic and microbiologic comparison of Astra Tech and Brånemark single tooth implants. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v.2, n.2, p. 78-84, 2000.

PUSKÁR A, GOLOVIN SA. **Fatigue in Materials: Cumulative Damage Process.** Materials Science Monographs, No 24, Elsevier, 1985. p. 13, 197, 281.

QUEK H.C., TAN K.B., NICHOLLS J.I. Load fatigue performance of four implant- abutment interface designs: effect of torque level and implant system. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v.23, n.2, p. 253-262, 2008.

RING ME, **História Ilustrada da Odontologia.** São Paulo. Editora Manoele. 1998.

RUBO J.H., SOUZA E.A.C. Computational methods applies to bioengineering: solution of load problems in implant prosthesis. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, v.9, n.3/4, p. 97-103, 2001.

SCARANO A., ASSENZA B., PIATTELLI M., LEZZI G., LEGHISSA G.C., QUARANTA A., TORTORA P., PIATTELLI A. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. **J. Oral Implantol.**, v.31, n.6, p. 269-75, 2005.

STANDLEE J.P., CAPUTO A.A., CHWU M.J., SUN T.T. Accuracy of mechanical torque- limiting devices for implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v.17, n.2, p. 220-4, 2002.

STEINEBRUNNER L., WOLFART S., LUDWIG K., KERN M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clin. Oral**

Impl. Res., v.19, n.12, p. 1276-84, 2008.

STRAUMANN. **The "abutment-to-implant" connection by Morse taper.**

Disponível em <http://www.straumann.com/>. Acessado 05/07/2008.

SUTTER F, WEBER HP, SORENSEN J, BELSER U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. **Int. J. Periodontol. Rest. Dent.**, v.13, n.5, p. 409-31, 1993.

TAN K.B., NICHOLLS J.I. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.17, n.2, p. 175-83, 2002.

TRAVA-AIROLDI V.J., BONETTI L.F., CAPOTE G., SANTOS L.V., CORAT E.J. A comparison of DLC film properties obtained by r.f. PACVD, IBAD, and enhanced pulsed-DC PACVD. **Surface and Coatings Technology**. v.202, n.3, p. 549-554, 2007.

VALLEE M.C., CONRAD H.J., BASU S., SEONG W.J. Accuracy of friction-style and spring-style mechanical torque limiting devices for dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, v.100, n.2, p. 86-92, 2008.

WISKOTT H.W.; BELSER U.C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. **Clin. Oral Implants Res.**, v.10, n.6, p. 429-444, 1999.