

Implantes com conexão cônica interna

Recebido em: 11/02/08 Aprovado em: 14/07/09

Michel Aislán Dantas Soares (Uninove, SP, Brasil) – michelaislan@uol.com.br
• R. Arroio Arapongas, 45, apto. 12-B, Guaianazes, CEP: 08485-440, São Paulo-SP
Ricardo Luiz Ciuccio (UNG, SP, Brasil) – rciuccio@hotmail.com
Athos Jacomini Filho (SIN, SP, Brasil) – athosjf@gmail.com
Ariel Lenharo (INEPO, SP, Brasil) – ariel.lenharo@inepo.com.br
Nelise Evangelista Luiz (SIN, SP, Brasil) – nelisevangelista@hotmail.com

Resumo

Este trabalho apresenta características e resultados de ensaios realizados em implantes e componentes, com conexão cônica interna. Nele, estão descritas as características principais do sistema: suas diferenças com relação ao sistema convencional e informações relativas ao conceito do produto. Foi usado o método de elementos finitos, como ferramenta de validação de projeto, juntamente com ensaios experimentais. A superfície dos implantes foi caracterizada através de microscopia eletrônica.

Palavras-chave: *Implantes Dentários; Cone Morse; Superfície Tratada; Resistência de Implantes.*

Abstract

This paper presents features and results of tests on implants and components with internal conical connections. It describes the main features of the system: its differences in relation to the conventional system and information regarding the product concept. The finite elements method was used as a design validation tool, together with experimental testing. The surface of the implants was characterized by electron microscopy.

Keywords: *Dental implants; Morse taper, Treated surfaces; Resistor implants.*

1. INTRODUÇÃO

O sistema de fixação cone morse é um dos mais utilizados nos setores de engenharia industrial, devido ao alto nível de precisão quanto ao posicionamento e travamento entre peças e, principalmente, por sua ótima resposta, quando submetido a cargas transversais e axiais. Baseado nesses conceitos, o sistema cone morse foi expandido a diversas áreas, dentre elas a odontológica (ARITA, 2006). Esse sistema foi adaptado e introduzido à linha de implantes dentários, que anteriormente disponibilizavam apenas dois modelos de adaptação protética: a padrão Branemark de hexágono externo e a conexão de hexágono Interno.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Desenvolvido por Branemark, a mais de 40 anos, o sistema de implantes, com conexão hexágono externo (Figura 1), é o mais utilizado até hoje. É constituído por um parafuso de titânio, com conexão hexagonal externa, que tem a função de transmitir o torque durante a inserção, através do montador e, também, tem a função de posicionar a prótese durante a reabilitação protética, evitando desvios rotacionais da prótese. Esse modelo de implante tem como grande diferencial, sua simplicidade e previsibilidade, adquirida durante anos de casuísticas favoráveis (LENHARO et al. 2007). Também, apresenta vasta gama de componentes protéticos, facilitando para o profissional na hora da escolha.

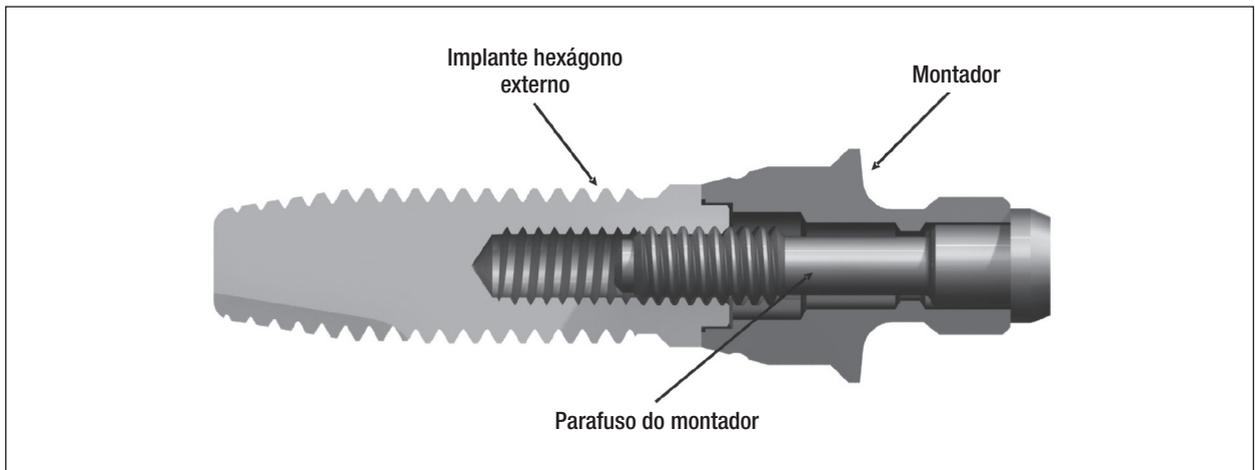


Figura 1 – Implante com conexão hexágono externo.

O implante de hexágono interno (Figura 2), apresenta como grande vantagem, sua alta resistência mecânica, pois possui maior área de contato entre o implante e o componente protético, quando comparado com os implantes de hexágono externo. Possui grande variedade de componentes protéticos e não possui montador para inserção do implante (ARVIDSON et al. 1998). Sua instalação é realizada por meio de uma chave de torque, que tem a função de transportar o implante do leito cirúrgico até o alvéolo, diminuindo o tempo cirúrgico e minimizando o risco de contaminação durante a cirurgia.

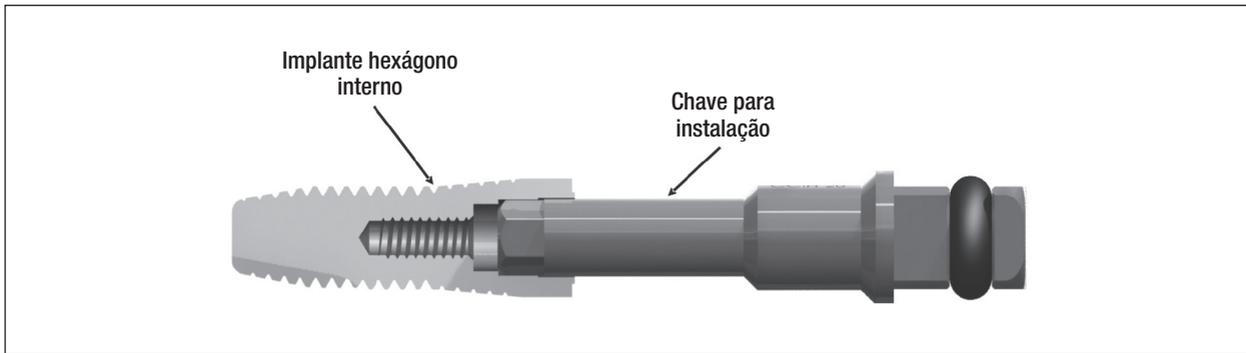


Figura 2 – Implante com conexão hexágono interno.

O sistema de implante com conexão cônica interna (Figura 3), também conhecida como cone Morse, foi adaptado do conceito “morse taper”, desenvolvido por Sthepen A. Morse, em 1864. Este sistema é muito utilizado na área mecânica, devido ao seu alto grau de resistência e precisão. A conexão cônica interna tem como grande vantagem a capacidade superior para suportar cargas transversais, pois possui uma maior área de contato entre o implante e o abutment, superior aos demais. O desenho da conexão cônica interna promove uma íntima adaptação entre as peças, adquirindo uma resistência mecânica semelhante a uma peça de corpo único (MOLLERSTEN, 1997). Segundo Arita (2006), nenhum microgap (folga entre o abutment e o implante) existe entre os dois componentes e isto confere ao abutment uma maior resistência aos movimentos rotacionais. Porém, resultados recém- publicados apontam que existe folga entre os componentes desse tipo de conexão, ocasionando também, infiltração bacteriana no conjunto abutment/implante (MELLO DIAS, 2007), assim como nas conexões de hexágono externo e interno. A conexão cônica interna também, apresenta outras características, como a diminuição de pontos de concentração de tensão, especialmente sobre o parafuso de retenção, cuja função fica restrita a produzir um aperto final adequado entre o implante e o abutment. Os resultados de estudos sobre afrouxamentos de componentes, com diversas conexões, realizados por Oliveira (2007), mostraram que o afrouxamento nos conjuntos com conexões cônicas internas são menores que nos conjuntos com outras conexões.

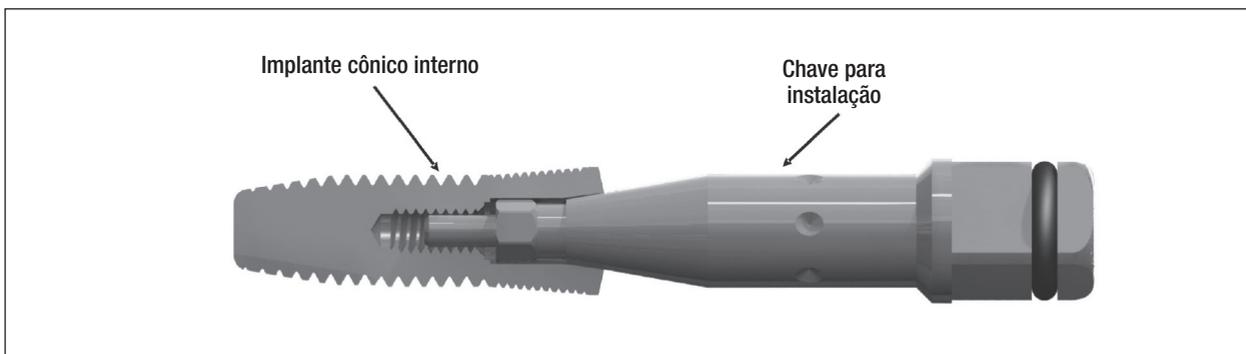


Figura 3 – Implante com conexão cônica interna.

3. DESENVOLVIMENTO

3.1. Características do produto

Os implantes com conexão cônica interna desenvolvidos são produzidos em titânio comercialmente puro (TiCp), de acordo com todas as normas e regulamentações nacionais e internacionais (ABNT, 2001; ASTM, 2006). O titânio é utilizado em implantes, em função de ser um metal que possibilita reação tecidual favorável, estabilidade química dos componentes, estimula a atividade celular na formação da matriz óssea, tem elevada resistência à corrosão e não provoca reações de hipersensibilidade ou imunológicas (SCHENK e BUSER, 2000).

Os implantes com conexão cônica interna desenvolvidos, também possuem novas características com relação ao perfil externo, quando comparado com os sistemas atuais de hexágono externo e interno. Dentre elas, podemos destacar as micro-espiras (Figura 4), que proporcionam ao implante uma maior resistência mecânica, pelo fato de aumentar a espessura de material entre o perfil interno e externo do implante, evitando o pescoço cervical, responsável por pontos de concentração de tensão e tornando o implante mais resistente a cargas exercidas pela prótese. As micro-espiras também têm a função de compactar o osso no ato de inserção do implante no alvéolo cirúrgico, gerando assim, um torque mais elevado e aumentando a estabilidade primária e, em certos casos, proporcionando ao profissional a possibilidade de trabalhar com protocolo de carga imediata.

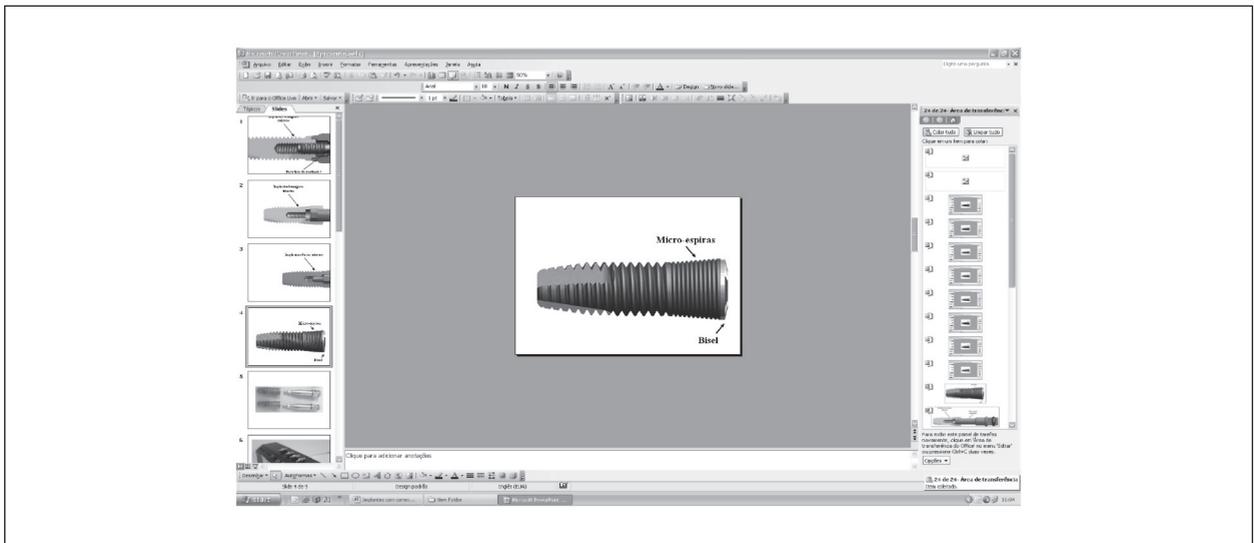


Figura 4 – Detalhe das micro-espiras próximas à plataforma.

Outra característica desses implantes é a cinta lisa reduzida de 0,5mm, que nos implantes convencionais variam de 1,8 a 2,8mm (Figura 5). Essa redução tem como finalidade, aumentar a área de superfície tratada no implante, aumentando, assim, a área de contato com o osso, ajudando na osseointegração e reduzindo o nível de reabsorção óssea. A geometria da plataforma de assentamento protético foi desenvolvido em formato de bisel, com a finalidade de proporcionar ao tecido mole uma base de assentamento e permitir ao profissional, trabalhar com esses tecidos na busca de um melhor condicionamento gengival.



Figura 5 – Comparativo de geometria externa entre implantes com conexão hexágono externo, hexágono interno e conexão cônica interna respectivamente.

3.2. Tratamento superficial

A topografia superficial (rugosidade e textura) pode ser considerada como a mais importante das propriedades superficiais que influem na resposta do organismo, quando da presença do implante (LENHARO et al., 2007). Superfícies rugosas resultam em um aumento da resistência de osseointegração na interface implante-osso, devido ao aumento da área da superfície do implante. O aumento do percentual de contato ósseo, ao redor dos implantes, atua diminuindo a tensão transmitida ao tecido ósseo na interface com o implante.

Assim, superfícies com bom desempenho são rugosas e, quando tratadas por métodos subtrativos, tais como condicionamento ácido, apresentam uma microestrutura complexa de cavidades de aproximadamente de 20 a 40 μm de largura, superpostos por micro poros, produzidos pelo ataque ácido, ao redor de 0,5 a 3 μm de diâmetro [WIELAND et al., 2000]

Dentro dessa filosofia, os implantes desenvolvidos recebem um tratamento de superfície por duplo ataque ácido. O primeiro ataque tem a função de alterar a micro- morfologia (topografia e rugosidade); já o segundo ataque tem a função de permitir a obtenção de uma superfície mais estável e uniforme. Objetiva-se com todos estes processos, a obtenção de uma superfície livre de impurezas (Figura 6) e com alto poder de osseointegração, proporcionado por uma rugosidade adequada (Figura 7).

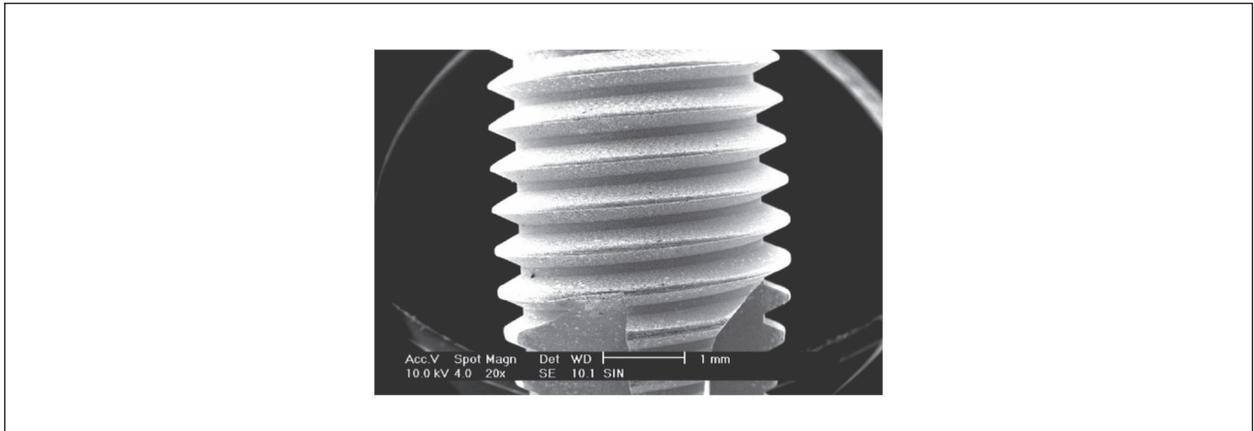


Figura 6 – Aspecto macro-geométrico dos implantes livres de impurezas.

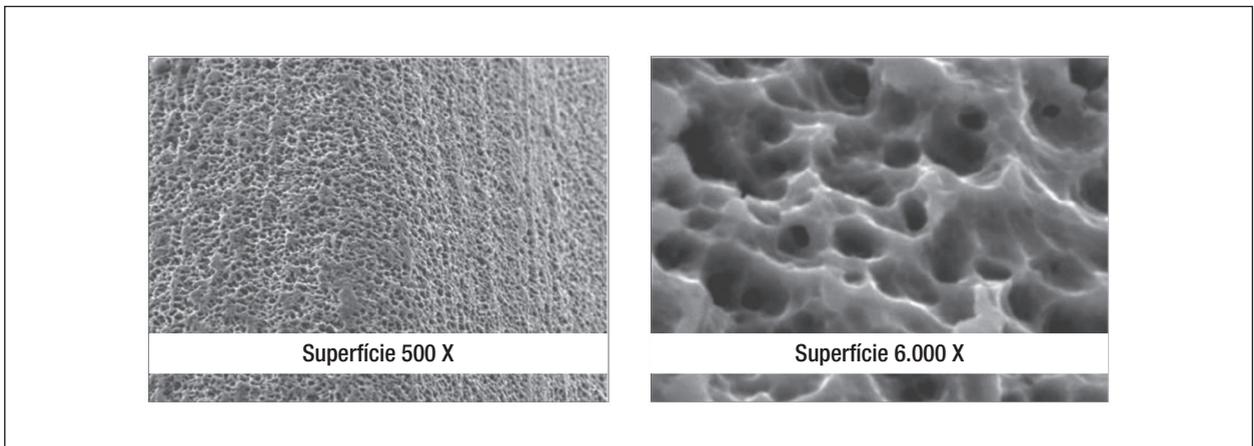


Figura 7 – Superfície dos implantes desenvolvidos. Aumentos de 500 e 6000 vezes, apresentando uma rugosidade uniforme e adequada.

3.3. Ensaios Preliminares, utilizando o método de elementos finitos (MEF)

O sistema de implante cônico interno foi totalmente desenvolvido com o uso das mais modernas ferramentas de projeto. O método de elementos finitos permite uma análise prévia do comportamento mecânico do sistema de implante, durante a fase de projeto. Através dele, é possível detectar regiões com concentração elevada de tensões e fazer modificações no projeto, de forma a aperfeiçoá-las. A vantagem deste método consiste na redução do custo experimental e na flexibilidade de testar e/ou analisar diversas configurações de geometrias e carregamentos. Isto aliado ao reduzido tempo de análise, faz do método de elementos finitos uma ferramenta poderosa no desenvolvimento de produtos e processos.

A análise por MEF, utilizou o software de desenho 3D SolidWorks, através do aplicativo CosmosWorks, simulando o implante e a chave de transporte e instalação. Os pontos de maior tensão em cada peça puderam ser localizados e seus valores determinados. Posteriormente, esses valores poderão ser confrontados com dados experimentais. A verificação dos resultados permite apresentá-los em forma de gráficos ou tabelas (Figura 8). Os resultados das análises de ensaios de torção, realizadas pelo software MEF, apresentaram que o sistema de implantes com conexão cônica interna resiste, sem problemas, a torques da ordem de 80 N.cm.

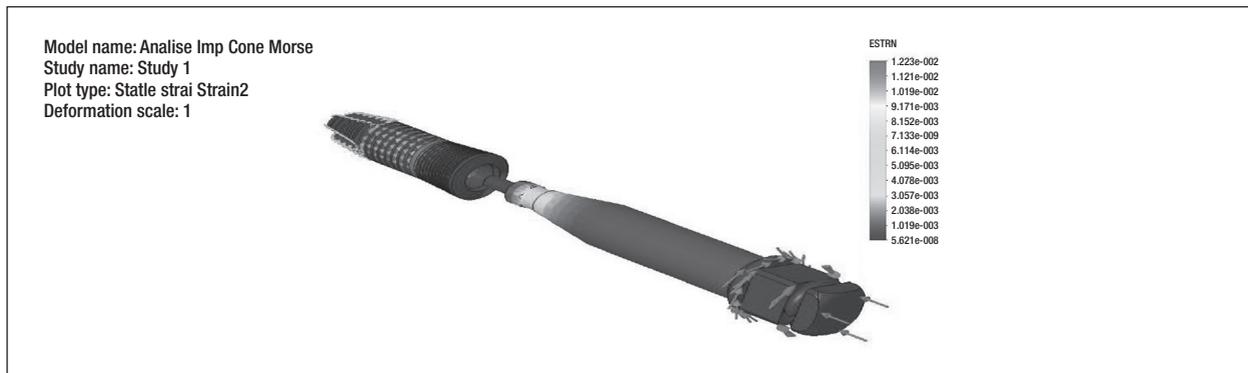


Figura 8 – Análise de elementos finitos realizada no modelo durante a fase de projeto.

3.4. Ensaaios Mecânicos

Após a confecção dos primeiros protótipos, os mesmos foram enviados para ensaios mecânicos de torção e compressão, em laboratórios credenciados, a fim de verificar a eficácia do produto e compará-los com os resultados encontrados na fase de projeto, garantindo, assim, maior confiabilidade ao produto e ao processo de desenvolvimento.

3.4.1. Ensaios de compressão

Os ensaios mecânicos de carregamento oblíquo foram executados na máquina de ensaio universal EMIC DL 10000 (EMIC – Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., Paraná, Brasil) – com capacidade de 10000N nas dependências do CCDM (Centro de Caracterizações e Desenvolvimento de Materiais). Os implantes foram fixados, seguindo a esquemática (Figura 9) apresentada na norma ISO 1480119.

Os parâmetros importantes usados nos ensaios de compressão estão apresentados na tabela 1.

Tabela 1 – Parâmetros utilizados nos ensaios.

Número de amostras	5 peças
Temperatura	Ambiente
Velocidade do Ensaio	5 mm/min
Distância – “L”	9,0mm
Célula de carga	5000N
Equipamento de Ensaio	EMIC DL 10000

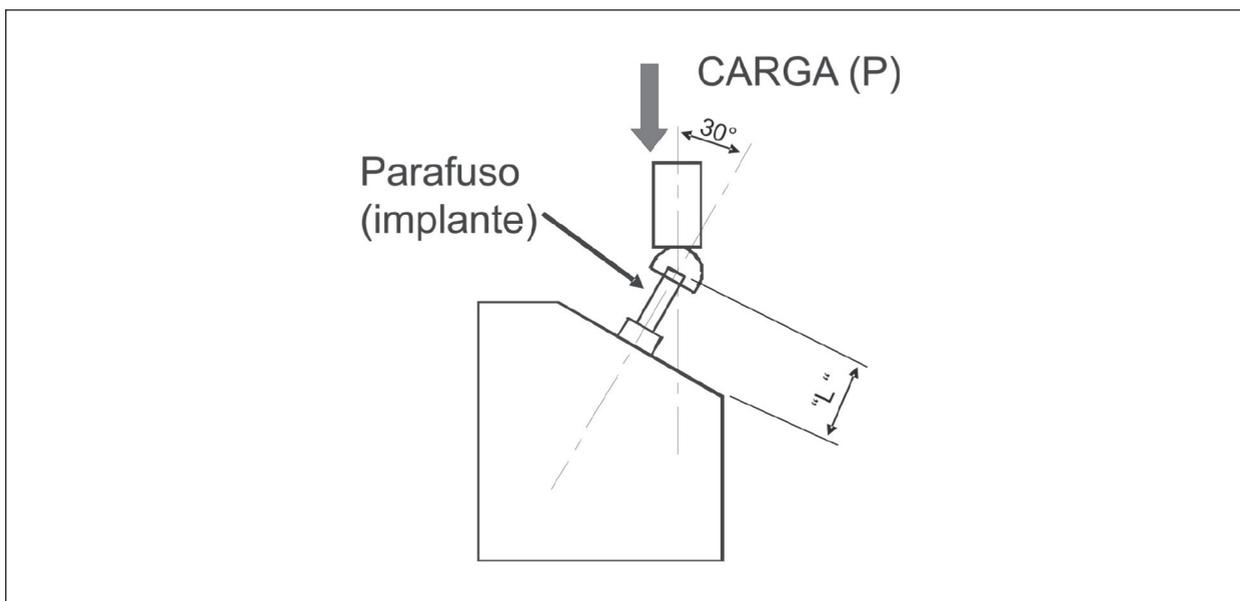


Figura 9 – Esquemática de montagem para ensaio de compressão.

3.4.2. Ensaio de torção

Os ensaios mecânicos de torção foram executados nas dependências do CCDM (Centro de Caracterizações e Desenvolvimento de Materiais) e visam quantificar o torque escoamento suportado pelo conjunto implante/chave de instalação. Os implantes foram fixados, seguindo a esquemática da figura 10.

Os parâmetros importantes, usados nos ensaios de torção, estão apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Parâmetros utilizados nos ensaios.

Número de amostras	5 peças
Temperatura	26,2°C
Velocidade do ensaio	2 RPM
Comprimento exposto – “L”	2,29mm
Fios de rosca expostos	2 fios
Equipamento de ensaio	Termomec Ortho

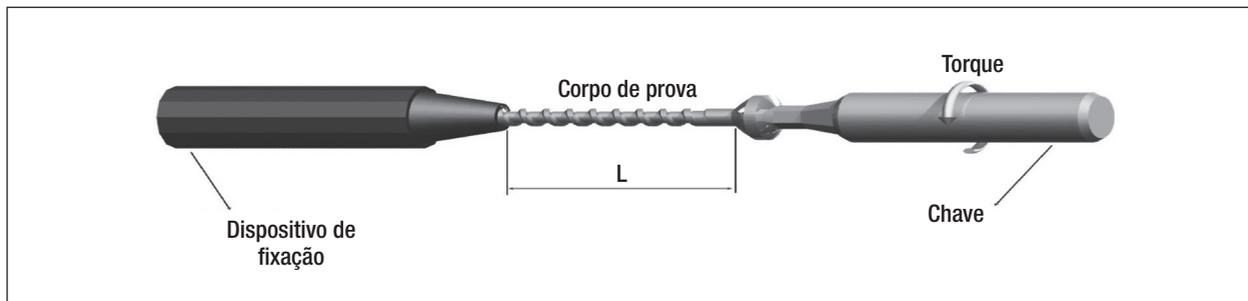


Figura 10 – Esquemática de montagem para ensaio de torque.

4. RESULTADOS

Os resultados dos ensaios de compressão mostram que os implantes Revolution Morse suportam cargas máximas, acima de 890N (Tabela 1 e Figura 11).

Tabela 3 – Resultado dos Ensaio de Compressão.

Amostra	Carga Máxima (N)
1	789,71
2	859,32
3	858,63
4	946,15
5	1001,96
Média	891,154
Desvio Padrão	83,163

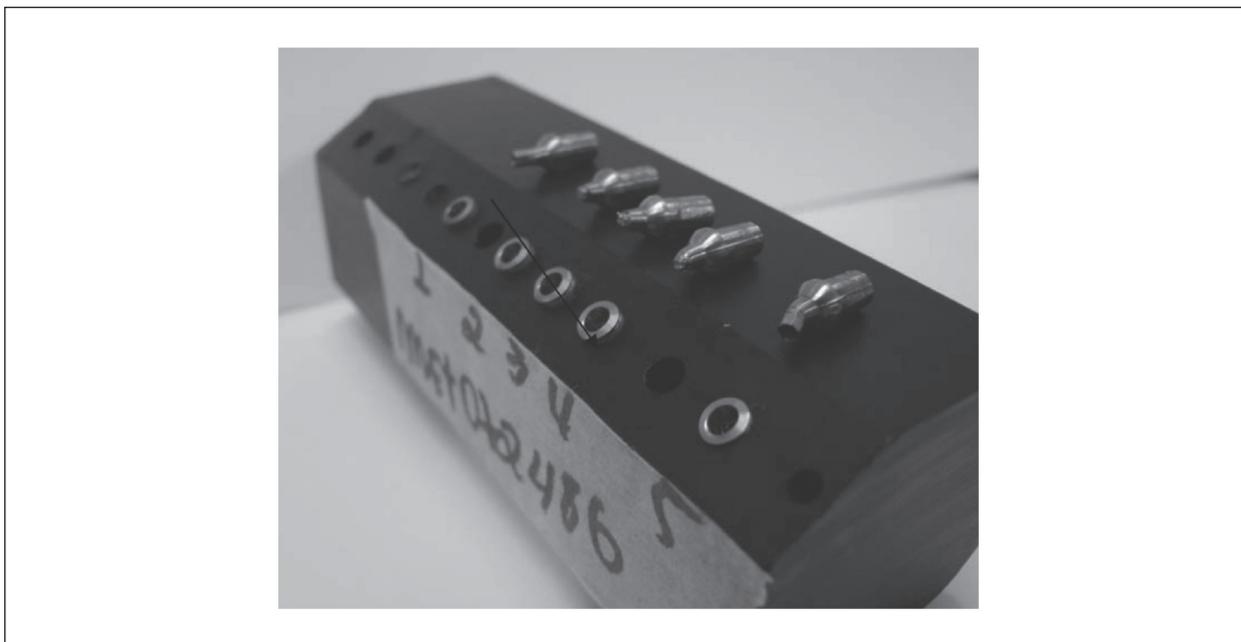


Figura 11 – Imagem das amostras, após ensaio de compressão.

O ensaio de torção apresentou média de torque de escoamento da ordem de 150,7N.cm e de ruptura, da ordem de 219,2N.cm (Tabela 3 e Figura 12).

Tabela 4 – Resultado dos Ensaio de Torção

Amostra	Torque Ruptura (N x cm)	Torque escoamento em 2° (N x cm)
1	212	135
2	246	202
3	205	134
4	218	145
5	215	137
Média	219	150
Desvio Padrão	0,159	0,291



Figura 12 – Imagem das amostras, após ensaio de torção.

5. CONCLUSÃO

- O sistema de implantes cônico interno apresenta precisão de adaptação com os componentes protéticos e resistência a esforços transversais e axiais.
- Os implantes apresentados possuem características externas, que melhoram a resistência do implante, diminuem a reabsorção óssea e permitem ao profissional um melhor condicionamento gengival.
- Os ensaios de torque, realizados nos produtos, atestaram que os implantes analisados suportam, sem problemas, torques da ordem de 80 N.cm, durante a inserção do implante em alvéolos cirúrgicos e apresentam torque de ruptura superiores a 150 N.cm.
- O sistema está de acordo com os padrões normativos, referentes a ensaios mecânicos de carregamento oblíquo.
- A superfície dos implantes apresenta-se livre de impureza e com rugosidade superficial apropriada para garantir a osseointegração.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CCDM – Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais – pelos ensaios mecânicos realizados no INEPO – Instituto Nacional de Experimentos e Pesquisas Odontológicas e a SIN – Sistema de Implante, por terem fornecido as amostras, as instalações e equipamentos necessários à realização deste trabalho.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR ISO 5832-2. Implante para cirurgia – Materiais metálicos – Parte 2: Titânio puro. 2001.
- ARITA, C. A. **Prótese sobre implantes no Segmento Posterior**. *Implant News*, v. 3, n. 4, 2006, pp. 336-343.
- ARVIDSON, et al. Five-years prospective follow-up report of the Astra Tech dental implant system in the treatment of edentulous mandible. **Clin. Oral Impl. Res.**, Berne, v.4, n. 9, 1998, pp. 225-234.
- ASTM. ASTM F67-06. Unalloyed Titanium for Surgical Applications (UNS R50250, UNS r 50400, UNS R 50550, UNS R 50700). 2006.
- ISO – International Organization of Standardization: ISO 14801 – Dentistry Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants; 2007.**
- LENHARO, et al. Implantes de torque interno TRYON®. **Boletim Informativo**. SIN – Sistema de Implante Nacional, 2006.
- LENHARO, et al. Linha de Implantes STYLUS. **Boletim Informativo**. SIN – Sistema de Implante Nacional, 2007.
- MELLO DIAS, E. C. L. C. Análise descritiva do grau de adaptação de pilares protéticos a implantes osseointegráveis e seus efeitos na infiltração bacteriana: um estudo in vitro. [**Dissertação de mestrado**]. Duque de Caxias: Universidade do Grande Rio; 2007.
- MOLLERTEN, et al. **Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test**. *J. Prosth. Dent.* 1997; pp. 78-582
- OLIVEIRA, B. R. G. Biomecânica dos implantes dentários de conexão externa. [**Monografia de especialização**]. Brasília: Escola Brasileira de Odontologia; 2007.
- SCHENK, R. K; BUSER, D. **Osseointegration: a reality**. *Periodontology*. 2000, 17:22-35.
- WIELAND, et al. **Measurement and evaluation of the chemical composition and topography of titanium implant surfaces**. In: Davies JE, ed. *Bone engineering*. Toronto, Canadá, 2000, pp. 163-82.