

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

MACSON BERGAMIM

**ANÁLISE COMPARATIVA DO GRAU DE LIBERDADE ROTACIONAL
E DA INTEGRIDADE FÍSICA DAS CONEXÕES PROTÉTICAS DE
DIFERENTES IMPLANTES COM HEXÁGONO INTERNO**

SÃO PAULO
2005

MACSON BERGAMIM

**ANÁLISE COMPARATIVA DO GRAU DE LIBERDADE ROTACIONAL
NA INTERFACE IMPLANTE/COMPONENTE PROTÉTICO EM CINCO
MARCAS DIFERENTES DE IMPLANTES DE HEXÁGONO INTERNO**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro, para obtenção do título de Mestre, pelo curso de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

SÃO PAULO
2005

**Ficha Catalográfica elaborada pela
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I**

B493a Bergamim, Macson
Análise comparativa do grau de liberdade rotacional na interface implante/componente protético em cinco marcas diferentes de implantes de hexágono interno/Macson Bergamim. Orientação do Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk. – São Paulo, 2005.

104f.

Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em Implantodontia. Faculdade de Odontologia Universidade de Santo Amaro.

1. Implantes dentários. 2. Materiais. 3. Rotação. 3. Prótese dentária. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Análise comparativa do grau de liberdade rotacional na interface implante/componente protético em cinco marcas diferentes de implantes de hexágono interno

MACSON BERGAMIM

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-graduação em nível Mestrado da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Implantodontia.

Aprovado em: ____/____/____

Banca examinadora



Dr. Atlas Edson Moleras Nakama
Doutor em Prótese Dentária pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo



Dr. Cláudio Sendik
Doutor em Prótese Dentária pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo



Dra. Márcia André
Doutora em Cirurgia pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Agradeço,

A DEUS, a quem tanto confiei e tantas graças recebi no decorrer desta jornada e vida.

A meus pais ERNESTO BRAZ e LOURDES, pelo amor e dedicação, pela força nos momentos difíceis, pelas preces, por todos os momentos que souberam dizer palavras de conforto para acalmar meu coração.

A minha esposa TERESA, por toda sua dedicação e interesse na minha realização e futuro profissional, pelo seu carinho e amor em todos os momentos. Por tudo que estamos vivendo e por tudo que viveremos juntos pelo resto de nossas vidas.

A minha filha ANA LUIZA , hoje, razão do meu viver, que mesmo tão pequena, soube entender minha ausência, contagiando-me sempre com sua alegria e seu sorriso.

Ao meu orientador, Prof. Dr. CLÁUDIO LUIZ SENDYK, pela sua confiança e incentivo necessários para que pudesse sair em busca de novos conhecimentos.

Aos colegas de mestrado, em especial FABIANO e JORGE, pelo companheirismo e amizade.

A YUKIO NISHIDA e SUELI BAZONI DOS SANTOS, que mesmo sem me conhecer e sem qualquer obrigação, dedicaram seu tempo na realização de meus experimentos no Laboratório de Metalurgia Física na Companhia Siderúrgica Tubarão (CST).

A MORGANA,CHRISTIAN e CLÉO, pela presteza, eficiência e pela amizade.

As Empresas que participaram da pesquisa; FRIADENT, 3I, CONEXÃO, SIN e NEODENT .

A todos os amigos e conhecidos, que contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	Marcas comerciais: A - Frialit, B - 3i, C - Conexão, D - Sin, E - Neodent	46
Figura 2:	Implante e pilar com conexão de tipo hexágono interno – (Frialit)	48
Figura 3:	Implante e pilar com conexão de tipo hexágono interno – (3i)	49
Figura 4:	Implante e pilar com conexão de tipo hexágono interno – (Conexão)	49
Figura 5:	Implante e pilar com conexão de tipo hexágono interno – (Sin).....	50
Figura 6:	Implante e pilar com conexão de tipo hexágono interno – (Neodent)	50
Figura 7:	Pilares usinados: A- Frialit, B- 3i, C- Conexão, D- Sin, E- Neodent ..	51
Figura 8:	Dispositivo desenvolvido para análise do desajuste rotacional.....	53
Figura 9:	Representação esquemática do desajuste rotacional (A) em relação à diferença dimensional entre os hexágonos do implante e do pilar.....	53
Figura 10:	Implante e Pilar Frialit.....	54
Figura 11:	Implante e Pilar 3i.....	55
Figura 12:	Implante e Pilar Conexão	55
Figura 13:	Implante e Pilar Sin	56
Figura 14:	Implante e Pilar Neodent.....	56
Figura 15:	Análises no microscópio eletrônico de varredura	57

Figura 16: Dispositivo adequado para avaliação de todas as amostras no MEV	58
Figura 17: Dispositivo adequado para avaliação de todas as amostras no MEV	58
Figura 18: Visualização das paredes da amostra	60
Figura 19: Visualização das paredes da amostra com inclinação de 30° graus ..	60
Figura 20: Dispositivo adequado colocado sobre a plataforma do MEV com inclinação de 30° graus	61
Figura 21: Implante Frialit em inclinação de 30°	61
Figura 22: Implante 3i em inclinação de 30°	62
Figura 23: Implante Conexão em inclinação de 30°	62
Figura 24: Implante Sin em inclinação de 30°	63
Figura 25: Implante Neodent em inclinação de 30°	63
Figura 26: Pilares 3i no dispositivo do MEV	64
Figura 27: Pilar Frialit em inclinação de 30°	64
Figura 28: Pilar 3i em inclinação de 30°	65
Figura 29: Pilar Conexão em inclinação de 30°	65
Figura 30: Pilar Sin em inclinação de 30°	66
Figura 31: Sistema de fixação das amostras	67
Figura 32: Chanfro existente em todas as amostras	67

Figura 33: Suporte para fixação dos pilares, observar o parafuso de travamento horizontal.....	68
Figura 34: Pilar usinado adaptado à agulha de medição angular com parafuso horizontal.....	68
Figura 35: Chave calibrada em 5 N.cm	69
Figura 36: Movimentação da agulha no sentido anti-horário.....	70
Figura 37: Dispositivo zerado em graus	70
Figura 38: Movimentação no sentido horário e registrando em graus o movimento.	71
Figura 39: Torquimêtro digital.....	71
Figura 40: Torquimêtro posicionado, indicando o valor adequado para cada amostra	72
Figura 41: Em aumento 300x, deformação da parede do hexágono (Frialit).....	73
Figura 42: Em aumento 300 x deformação da parede do hexágono (3i).....	73
Figura 43: Em aumento 300x deformação da parede do hexágono (Conexão) ..	74
Figura 44: Em aumento 300x deformação da parede do hexágono (Sin)	74
Figura 45: Em aumento 300x deformação da parede do hexágono (Neodent)...	74
Figura 46: Deformação do ângulo do hexágono externo dos pilares usinado....	75
Figura 47: Deformação do ângulo do hexágono externo dos pilares usinados ..	75

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1: Representação gráfica do grau de liberdade rotacional antes do torque entre as marcas.....76
- Gráfico 2: Representação gráfica do grau de liberdade rotacional durante torque entre as marcas.....79
- Gráfico 3: Representação gráfica dos valores em graus da liberdade rotacional antes e durante aplicação do torque.....81

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Dimensões dos diferentes implantes e pilares dos sistemas examinados	32
Tabela 2: Ângulo em graus de liberdade rotacional antes do torque	76
Tabela 3: Média e desvio-padrão para o desajuste rotacional antes do torque	77
Tabela 4: Resumo das comparações entre os grupos analisados antes do torque	77
Tabela 5: Teste de Tukey para comparação entre as marcas comerciais antes da aplicação e torque	78
Tabela 6: Ângulo em graus de liberdade rotacional durante torque	79
Tabela 7: Média e desvio-padrão para o desajuste rotacional durante o torque	80
Tabela 8: Resumo das comparações entre os grupos analisados durante o torque	80
Tabela 9: Teste de Tukey para comparação entre as marcas comerciais durante aplicação e torque	80
Tabela 10: Resumo dos resultados dos valores médios do grau de liberdade rotacional antes de qualquer solicitação mecânica (torque).....	81
Tabela 11: Resumo dos resultados dos valores médios do grau de liberdade rotacional durante solicitação mecânica (torque)	81

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Relação dos materiais e equipamentos utilizados.....	47
Quadro 2: Relação dos materiais com número de lote, data de fabricação e validade.....	48
Quadro 3: Descrição dos grupos.....	51
Quadro 4: Indicação de torque conforme fabricante	72

RESUMO

A adaptação passiva entre prótese e intermediário é considerada um requisito básico para o sucesso do tratamento protético em implantes odontológicos. Este trabalho teve a finalidade de avaliar e quantificar o grau de liberdade rotacional na interface implantes/componentes protéticos usinados, em implantes com hexágono interno de diferentes sistemas, com aplicação de torque controlado. Foram utilizados 75 conjuntos de amostras (Implantes de hexágono interno, pilares protéticos preparáveis com altura gengival de 2mm, com seu respectivo parafuso de retenção) de cinco marcas comerciais: a) Frialit, b) 3i, c) Conexão, d) Sin e e) Neodent. As dimensões das amostras de implantes variaram entre 4,0 a 4,5mm de diâmetro externo por 13mm de comprimento. Utilizando-se um dispositivo para avaliação da liberdade rotacional e um microscópio eletrônico de varredura (MEV) para verificação da integridade física das paredes internas dos hexágonos envolvidos, antes e durante aplicação de torque controlado, obtivemos os valores médios necessários. Com as médias obtidas aplicamos os testes estatísticos com ANOVA e Tukey ($p < 0,05$). Na análise ao MEV obteve-se registro de deformações tanto na parede interna do hexágono (deformações tipo arranhões) como também nos ângulos externos dos pilares protéticos (deformações tipo amassamento dos ângulos). Todos os grupos apresentaram média de desajuste rotacional inferior a 5° , indicando adequada estabilidade das conexões estudadas. Os valores médios individuais antes do torque foram: 1º 3i ($1,45^\circ$), 2º Frialit ($1,77^\circ$), 3º Neodent ($3,88^\circ$), 4º Sin ($3,95^\circ$), 5º Conexão ($4,23^\circ$), e durante o torque obtivemos os seguintes valores: 1º 3i ($1,70^\circ$), 2º Frialit ($1,98^\circ$), 3º Sin ($4,20^\circ$), 4º Neodent ($4,28^\circ$), 5º Conexão ($4,52^\circ$). Não houve diferença estatisticamente significativa na média de desajuste entre as marcas comerciais Frialit e 3i, tampouco entre as marcas comerciais Conexão, Sin e Neodent. Houve diferença na média, estatisticamente significativa ($p < 0,05$), na liberdade rotacional dos componentes Frialit e 3i quando comparada aos componentes Conexão, Sin e Neodent.

ABSTRACT

Passive adaptation between prosthesis and abutment is considered a basic requisite for the success of prosthetic treatment in dental implants. This study has been aim to evaluate and quantify the grade of rotational liberty at interface implants/components shaped prosthetics in implants with inner hexagon of different systems with application of controlled torque. Seventy five set of samples (inner hexagon implants, preparedness prosthetics abutments with gingival height of 2 mm with their respective retention screw) of five trademarks were used: a) Frialit; (b) 3i; (c) Conexão; (d) Sin; and (e) Neodent. The dimensions of implants samples varied between 4.0 mm to 4.5 mm in outer diameter for 13 mm length. By use a device for assessment of rotational liberty and a Scanning Eletronic Microscope (SEM) for verification of physical integrity of inner walls of hexagons involved, before and after the application of controlled torque, we obtained the necessary average values. We applied this values to statiscal tests ANOVA and Turkey ($p < 0.05$). In analysis at the SEM, it was obtained records of deformation as inner wall of hexagon (deformation type a scratch) as also at outer angles of prosthetics abutments (deformation type dough angles). All groups showed average of rotational disadjustment lower than 5° , indicating proper stability of connections estudied. The average values individuals before torque were: 3i ($1,45^\circ$); Frialit ($1,77^\circ$); Neodent ($3,88^\circ$), Sin ($3,95^\circ$); Conexão ($4,23^\circ$). During torque we obtained the following values: 3i ($1,70^\circ$); Frialit ($1,98^\circ$); Sin ($4,20^\circ$); Neodent ($4,28^\circ$); Connection ($4,52^\circ$). There was no diference statistically significant in average of disadjust between trademarks Frialit and 3i, neither between trademarks Conexion, Sin and Neodent. There was diference in average, statistically significant ($P < 0,05$), in rotational liberty of components Frialit and 3i when compared to components of Conexão, Sin and Neodent.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISTA DA LITERATURA.....	16
3 PROPOSIÇÃO.....	45
4 MATERIAIS E MÉTODOS	46
4.1 SELEÇÃO E COMPOSIÇÃO DOS GRUPOS.....	46
4.1.1 Tipo de conexão protética.....	48
4.1.2 Tipo de pilar protético.....	50
4.1.3 Justificativa para a escolha das dimensões das amostras.....	52
4.2 AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE ROTACIONAL NA INTERFACE IMPLANTE/ PILAR.....	52
5 RESULTADOS	73
5.1 ALTERAÇÕES FÍSICAS DAS PAREDES DO HEXÁGONO INTERNO DO IMPLANTE E HEXÁGONO EXTERNO DOS PILARES USINADOS	73
5.2 DESAJUSTE ROTACIONAL.....	77
6 DISCUSSÃO	83
7 CONCLUSÃO	90
8 REFERÊNCIAS	91
ANEXO	97

1 INTRODUÇÃO

O tratamento do paciente parcial ou totalmente edêntulo tem sido um grande desafio na Odontologia. Várias técnicas foram preconizadas e aplicadas, porém, poucas atingiram todas as expectativas dos pacientes, ou seja, a reposição de um ou mais elementos dentários, exigindo dos profissionais da área de Odontologia uma busca por métodos que pudessem fixar elementos protéticos em parte, ou em uma arcada inteira, através de dispositivos denominados de implantes.

Nos últimos anos, a reabilitação protética utilizando implantes osseointegrados tem oferecido ao paciente uma nova e previsível alternativa ao tratamento clássico. Este fato provocou profunda mudança na indicação dos tratamentos reabilitadores.

A utilização de implantes osseointegrados, na reposição das perdas dentárias, tem-se mostrado um procedimento altamente previsível (BRANEMARK et al., 1977).

O sucesso da osseointegração não depende somente da fase cirúrgica, mas principalmente do planejamento e da biomecânica das próteses.

A adaptação passiva entre prótese e intermediário é considerada um requisito básico para o sucesso do tratamento protético em implantes osseointegrados, embora nenhuma definição ou parâmetro tenha sido estabelecido para descrever o que constitui uma adaptação passiva. A passividade, segundo Carlsson (1994), ocorre quando a prótese é conectada sem que tensões sejam geradas no sistema. White (1993) relata que a prótese deve estar livre de báscula ou interfaces verticais e horizontais; e Gyllenram (1994) conclui que a passividade deve ser avaliada em

três eixos: vertical, horizontal e angular. É de fundamental importância, do ponto de vista mecânico, a estabilidade dos componentes, pois evidências demonstram que falta de passividade pode ocasionar índices elevados de complicações mecânicas (GUYLLENRAM, 1994; BINON, 1995; 2000a, b; KANO, 1998; KEITH et al., 1999; CONSTANTINO, 2001). Carlsson (1994), em seus estudos, relatou que os componentes do sistema Branemark apresentavam um desajuste horizontal proposital de 50 μ m. Esse desajuste horizontal existe para compensar as alterações que podem ocorrer nos procedimentos laboratoriais, caso contrário, pode ocorrer uma distorção angular na peça o que prejudicaria a distribuição das tensões passivas entre os componentes (GUYLLENRAM, 1994). A mensuração da qualidade de adaptação das peças, depende de vários fatores, como o método de avaliação, das variáveis laboratoriais e, principalmente, de variáveis dependentes do operador como o aperto dos parafusos de fixação, avaliação clínica e a adaptação propriamente dita dos componentes.

Um dos obstáculos, para obtenção de uma adaptação passiva, são as variáveis clínicas e laboratoriais inerentes ao próprio tratamento protético. Por outro lado, a adaptação passiva à prótese também é dependente do grau de adaptação que os componentes apresentam, antes mesmo de serem utilizados, ou seja, dependente da precisão e qualidade de usinagem dos componentes durante a sua fabricação (ISA; HOBKIRK, 1995).

A estabilidade protética está diretamente relacionada ao desajuste rotacional dos componentes (BINON, 1996a). Quanto menor o desajuste rotacional, maior é a área de contato entre os hexágonos e, conseqüentemente, maior é a resistência do parafuso ao afrouxamento. Conexões com desajuste rotacional inferior a 2° são mais

estáveis ao serem submetidas a cargas cíclicas e, para evitar a falha precoce dos parafusos, o desajuste rotacional entre implante e intermediário não deve exceder a 5° (BINON, 1996b; DIAS, 2001).

Estudos demonstram que conexões protéticas de hexágono interno são superiores as de hexágono externo, pois podemos criar uma conexão mais profunda e com maior contato do pilar com as paredes internas do implante, diminuindo a possibilidade de micromovimentos durante as cargas, o que possibilita um menor estresse ao parafuso de retenção.

Considerando-se a crescente utilização dos implantes de hexágono interno, este trabalho teve por principal objetivo avaliar e quantificar a liberdade rotacional na interface implantes/componentes protéticos usinados, em implantes de hexágono interno de diferentes sistemas, medindo-a antes e durante aplicação de torque controlado e as possíveis alterações físicas que esta possa vir a causar.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Lazarra (1991) publicou um trabalho enumerando as vantagens de implantes com hexágono externo, que segundo ele, inicialmente, esse hexágono foi desenhado para levar o implante ao leito cirúrgico. As principais vantagens desse tipo de conexão são obtidas na fase protética, em que uma conexão mais estável entre o implante e a restauração é necessária. O mecanismo anti-rotacional desta conexão é importante para estabilizar a correta angulação dos pilares, isto é fundamental em restaurações unitárias. Uma das vantagens do hexágono coronal é que sua posição pode ser transferida para o modelo de trabalho através de componentes de moldagens, que transferem a localização do implante, permitindo ao técnico reproduzir a correta posição deste. Isso permite selecionar componentes para próteses unitárias, idealizando a angulação do implante e dos componentes, assim como o perfil de emergência, o que permite a construção de uma restauração estética e funcional. O pilar tipo UCLA, também comentado pelo autor nesse trabalho, adapta-se à conexão hexagonal do implante, permitindo a construção de restaurações unitárias onde existam 4mm ou menos de altura do dente antagonista à parte superior do implante, podendo ser encontrado em plástico ou pré-fabricado em ouro. Esse último é recomendado por ser mais exato e preciso, diminuindo os erros laboratoriais no encaixe ao implante. Esse tipo de pilar também permite a construção de restaurações em que é eliminada a possibilidade de emergência do parafuso de retenção, através da face vestibular. Segundo o autor, assentamentos positivos do parafuso de retenção e um encaixe preciso dos hexágonos são críticos para a estabilidade ao longo do tempo da restauração, já que a restauração unitária é estabilizada através do hexágono coronal do implante.

Niznich (1991) denominou a conexão implante/pilar como a *chave do sucesso* protético. De acordo com o autor, o sistema Screw Vent, introduzido desde 1986, possui um desenho de hexágono interno que combina com um bisel interno de 1,7mm de profundidade, com roscas internas abaixo deste bisel, e que aceita pilares do tipo cimentados e rosqueados. Em sistemas com esse tipo de conexão, a interdigitação dos hexágonos é um fator para obter uma conexão estável e precisão na transferência, porém, variações na fabricação podem resultar em 0,1mm de espaço entre as partes. Esse problema foi resolvido nos sistemas Spectra e o Swede-Vent pela conformação de uma conexão cônica dos hexágonos, o que permite uma interdigitação, com rotação zero, e uma adaptação friccional que aumenta a estabilidade durante a função. Para o autor, a vantagem de utilizar uma conexão de hexágono interno é o aumento da resistência, a qual reduz a possibilidade de complicações como afrouxamento ou fraturas dos parafusos. Nesse desenho, o centro de fixação do parafuso, que é unido às paredes do implante, é protegido pelo 1,7mm de hexágono do pilar. Dessa forma, forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, devido ao comprimento e ao íntimo contato dos hexágonos. A diferença dos pilares segmentados unidos à conexão de hexágono externo, onde as forças laterais são transmitidas ao parafuso de retenção, no ponto onde este entra no implante, pode provocar afrouxamento ou fratura deste parafuso.

Sorensen, Avera e Tomas (1991), com o objetivo de avaliar a fidelidade nas interfaces de diferentes sistemas, compararam a interface implante/pilar (I/P) e pilar/prótese (PP) de sistemas de implantes: 3I (grupo 1); Collagen-Osseodent (grupo 2); Collagen-Osseotite (grupo3) e Nobelpharma (grupo 4). A avaliação na interface I/P foi realizada após a fundição e após a aplicação da porcelana. As

avaliações na interface foram realizadas com microscopia óptica em aumento de 200x e os resultados obtidos para as interfaces I/P e P/P foram respectivamente: grupo 1, 34 μ m e 48 μ m; grupo 2, 68 μ m e 96 μ m; grupo 3, 65 μ m e 119 μ m; grupo 4, 98 μ m e 78 μ m. Sendo que o grupo 1 apresentou uma fidelidade de interface significativamente melhor que os demais. Os autores concluíram que deve haver diferentes níveis de tolerância na confecção dos vários componentes de implantes.

Procurando determinar o torque necessário para afrouxamento do parafuso do pilar, em restaurações sobre implantes unitários, após função simulada, Breeding et al. (1993) compararam três diferentes combinações pilar/implante em dois diferentes períodos de tempo. Um selante adesivo, também, foi testado para determinar seu efeito no torque necessário para afrouxar os parafusos sob as mesmas condições experimentais. As combinações testadas foram:

- a) Implante Calciteck Integral Omnilock com desenho de octógono interno e um pilar anti-rotacional Integral Omnilock (Calcitek);
- b) Implante Bio-Vent com hexágono interno e pilar anti-rotacional Hex-lock (Dentispaly/Core-Vent); e
- c) Implante Minimatic com hexágono externo e pilares anti-rotacionais unitários do mesmo sistema.

Sobre cada pilar, foi encerado em dente com forma de pré-molar, reproduzindo-se dez réplicas para cada sistema; as quais foram fundidas em liga metálica. Os implantes foram fixados em blocos de resina acrílica, autopolimerizável, com o auxílio de um delineador e com um mínimo de 24 horas, os parafusos dos pilares de

um pré-teste, constituídos de quatro combinações pilar/implante, de cada sistema, foram apertados com um torque de 22,6N.cm utilizando um torquimêtro (Tohnichi). Essa medida foi realizada novamente após dez minutos, e o torque necessário para afrouxar os parafusos foi registrado dois minutos após o aperto, sendo que essa medida foi utilizada como grupo controle. Três grupos testes foram analisados, observando-se a diferença entre os valores de torque de afrouxamento do grupo pré-teste e os valores de torque de afrouxamento de cada grupo. O grupo 1 foi constituído de cinco combinações de cada sistema. Os parafusos foram apertados como no grupo pré-teste, e em cada pilar uma coroa foi cimentada com um cimento resinoso. Uma hora após a cimentação, uma força de 6kg foi aplicada para cada coroa e foram geradas forças laterais e verticais simulando as forças intra-orais. Cada amostra recebeu 16.667 ciclos em 3,25 horas; após aplicação destas forças, foi registrado o torque necessário para afrouxar o parafuso, sendo as medidas comparadas com as do grupo pré-teste. O grupo 2, também, foi constituído de cinco amostras de cada sistema. A diferença com o grupo anterior foi que um selante adesivo (Ceka Bond) foi aplicado antes do aperto do parafuso do pilar, após isto os mesmos procedimentos do grupo anterior foram realizados. O grupo 3 era constituído de cinco amostras de cada sistema, nas quais o adesivo tinha sido aplicado. Nesse grupo, as amostras foram submetidas a 100.002 ciclos ou 19,5 horas, e como nos grupos anteriores, foi registrado o torque necessário para afrouxamento dos parafusos. Os resultados encontrados mostram que:

- a) o sistema Calcitek Omnilock, com octágono interno, e o sistema Minimac, com hexágono externo, não exibiram diminuição significativa no torque necessário para afrouxar os parafusos após os testes de carga cíclica de 16.667 ciclos e 100.002 ciclos;

- b) o sistema Core-Vent, com hexágono interno, exibiu uma diminuição significativa no torque necessário para o afrouxamento dos parafusos após os testes de carga cíclica;
- c) o adesivo não aumentou significativamente o torque necessário para o afrouxamento dos parafusos nos sistemas Calcitek e Minimac;
- d) quando o adesivo foi utilizado no sistema Core-Vent foi requerido um torque significativamente maior para afrouxar os parafusos.

Com o objetivo de avaliar a precisão e a consistência da usinagem, Binon (1995) avaliou 13 implantes de diferentes marcas comerciais com extensão hexagonal externa, e determinou a liberdade rotacional entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar. As medidas foram realizadas no diâmetro da base do implante, roscas, altura e largura da extensão hexagonal, com a utilização de um micrômetro digital e um micrômetro microscópico. A liberdade rotacional foi medida em graus, utilizando um dispositivo desenvolvido com esse objetivo. Foram utilizados Implantes Nobelpharma, Stryker, Sterioss, 3i, Osseodent, Implant Support Systems, IMTEC, Dentsply Core-Vent, Implamed, Bud Ind. Crossmark e Interpore Int.

Baseado no índice de composição, a menor tolerância foi observada para os implantes do sistema 3i (14 μ m e 15 μ m) e Crossmarck (27 μ m). A menor variação de largura hexagonal foi observada nos implantes 3i (1 μ m), Nobelpharma (4 μ m), e Implamed (5 μ m); e a maior variação, no sistema Swede Vent (27 μ m). A menor variação, na altura do hexágono, foi observada no sistema IMTEC (18 μ m) e Stryker (28 μ m) e a maior, no sistema Sterioss (147 μ m). A menor liberdade rotacional entre o implante e o pilar foi observado no sistema Crossmarck (4,0°), 3i (4,6°) e Implamed

(5,0°). A menor liberdade rotacional entre componentes de diferentes sistemas foi observada para Nobelpharma/Implamed (3,5°), Implant Support Systems/Implamed (4,3°), e Nobelpharma/3i (4,9°). Os resultados obtidos mostraram que as especificações dos fabricantes variam, consideravelmente, embora alguns sistemas disponíveis apresentem excelente precisão e reprodutibilidade, assim como alta precisão na usinagem de seus componentes.

Avaliando diferentes conexões protéticas Balfour e O'Brien (1995) compararam três sistemas de implantes com desenhos diferentes para restaurações de elementos isolados. Conexões de hexágono externo, octógonos internos e hexágonos internos, com seus respectivos pilares protéticos, foram submetidos a testes de torque, cargas compressivas e testes de fadiga através de cargas cíclicas. Para os testes de torque, amostras de cada grupo foram fixadas, rigidamente, e com um dispositivo de aplicação de torque unido ao pilar, foi aplicada uma força lateral de torque até que houvesse a falha de um dos componentes, registrando-se o máximo de torque e o modo de falha. Para os testes de carga compressiva, as amostras foram fixadas a uma máquina de ensaios com uma angulação de 30°, para produzir uma força sobre uma condição clínica de um elemento isolado ou uma carga sobre um *cantilever*, aplicando-se uma carga até a falha de um dos componentes, sendo registrado o máximo de carga e o modo de falha destes. Nos ensaios de fadiga, as amostras foram submetidas a cargas cíclicas de 14 Hz, registrando os números de ciclos e quando a falha foi evidente. Os resultados do estudo mostraram que no teste de resistência ao torque os implantes com desenho de octógono interno tiveram um comportamento inferior aos outros desenhos, encontrando valores médios de 98,3N.cm para o hexágono externo; 37,3N.cm para o octógono interno e 192,1N.cm para o hexágono interno. O modo de falha para os implantes com hexágono interno

foi limitado à conexão do pilar, enquanto que nos implantes de hexágono externo e octógono interno o modo de falha danificou tanto os pilares quanto a conexão do implante, dando como resultado uma maior estabilidade para os implantes de hexágono interno. Nos testes de cargas compressivas, os resultados mostraram uma maior resistência no desenho de hexágono interno, sendo necessário uma força de 814N para provocar a falha; os desenhos de hexágono externo e octógono interno forças de 756N e 587N, respectivamente, foram necessárias para provocar falhas nos componentes. Nos testes de fadiga, limites de resistência para os desenhos de hexágono e octógono interno de 367N e 400N, respectivamente foram encontrados, enquanto que no desenho de hexágono externo o limite foi de 242N; porém três amostras de hexágono externo se mantiveram estáveis após cinco milhões de ciclos, enquanto que dos desenhos de octógono e hexágono interno 1 e 2 amostras respectivamente foram estáveis.

Segundo Wicks, Derijk e Windeler (1994), a um torque constante e com certas variáveis controladas, um parafuso deve voltar à mesma posição rotacional final toda vez que for apertado. Esse trabalho avaliou, numa primeira etapa, a capacidade de reproduzir a posição final do parafuso apertado com três diferentes tipos de torquimêtro. O melhor aparelho foi o torquimêtro eletrônico e este foi utilizado para as outras fases do trabalho. Na fase 2, observou-se que o limite rotacional do parafuso de titânio é significativamente previsível ao nível implante/pilar, mas para os parafusos de ouro (nível pilar/cilindro protético) o mesmo nível de previsibilidade só é obtido após vários ciclos de aperto e desaperto do parafuso. Na fase 3, observou-se que a presença de pequenos desajustes na interface implante/pilar pode ser detectada, através do limite rotacional do parafuso, ou seja, não é possível apertar ou rotacionar o parafuso até o seu final se houver desajuste. Dessa forma, os

autores sugeriram que a posição final do parafuso (limite rotacional do parafuso) seja anotada e conferida no momento de se avaliar a passividade das próteses.

Dixon et al. (1995) conduziram um trabalho comparativo com três sistemas de implantes. O objetivo deste estudo foi: a) desenvolver um sistema de testes que permitisse um melhor controle dos níveis de força gerada no complexo implante/pilar/coroa; b) medir e registrar os movimentos entre pilar/coroa durante a aplicação da força; c) simular o tecido ósseo ao redor dos implantes durante os testes de uma forma mais precisa, e d) usar estas condições para comparar três sistemas de implantes previamente investigados, com um novo sistema de intermediários angulados, disponível no mercado. Foram utilizados dez implantes de hexágono externo (Mnimatic); 10 implantes de hexágono interno (Spectra-System) e dez implantes de octógono interno (Calciteck Omniloc). Para cada sistema foram utilizados cinco pilares retos e cinco pilares angulados, sendo 25° a angulação para os sistemas Minimatic e Omniloc e 30° para o sistema Spectra. Os implantes foram incluídos em uma resina fotopolimerizável com módulo de elasticidade de 10,5 Gpa (Tru Tray, Dentsply) para simular as condições orais. Foram confeccionadas coroas, em metal básico (Rexillium III), na forma de um pré-molar com uma inclinação de 25° na porção disto-vestibular do dente. Os parafusos foram apertados com um de dois dispositivos de torque disponíveis, Tohnichi 6BTGA e Torque dyne com um torque de 29N.cm, e as coroas foram cimentadas. A ponta ativa da máquina de carga cíclica aplicava uma carga constante de 2,73kg (6lb ou 26,69N) através de um sistema pneumático a uma distância de 2,5mm do centro do implante. A máquina foi regulada para desenvolver cargas cíclicas por 4.63 horas (16.667 ciclos a 60rpm) e 4mm do centro do implante utilizando-se uma máquina de ensaio de fadiga, desenvolvida para o experimento. Após a aplicação de carga, o torque necessário

para afrouxar os parafusos foi registrado. Os resultados não foram diferentes para os intermediários retos e angulados em relação à rotação, deflexão e destorque. Na quantidade de torque necessária para afrouxar os parafusos depois da carga, obteve-se uma perda média de 2,97N.cm no sistema de hexágono externo, de 1,62N.cm no sistema de octógono interno e 5,58N.cm no sistema de hexágono interno.

Com o objetivo de avaliar características de três sistemas de implantes de hexágono externo, Binon (1996b) analisou a tolerância de adaptação dos sistemas Sterioss, Lifecore, e Calciteck. O autor realizou medidas nos implantes e seus respectivos análogos de laboratório; em dois diferentes tipos de pilares dos sistemas Sterioss e Calciteck e três do sistema Lifecore. Utilizou um micrômetro digital e um micrômetro microscópico, para as medidas do diâmetro coronal e a largura da extensão hexagonal. Foram medidos um mínimo de dez implantes e análogos. Também foi registrada a liberdade rotacional e a resistência à torsão da conexão pilar/implante dos sistemas testados. Concluiu-se que: a média da largura da extensão hexagonal dos implantes variou de 2,685 a 2,700mm, encontrando uma correlação com as dimensões dos análogos correspondentes. Uma reduzida liberdade rotacional foi encontrada nos três sistemas avaliados, sendo de 1,6 a 2,2 graus no sistema Lifecore, 2,4 a 2,6 graus no sistema Sterioss, e 3,5 a 5,2 no sistema Calciteck. A resistência à torsão no sistema Lifecore foi de 154,5N.cm e 175,8N.cm, Sterioss de 124,3N.cm, e Calcitek 122,7N.cm. Esses resultados, segundo o autor, sugerem uma tendência de alguns fabricantes em melhorar a tolerância, precisão e consistência dos componentes de implantes.

Continuando essa mesma linha de pesquisa, no mesmo ano Binon (1996a) avaliou o efeito da desadaptação entre a extensão do hexágono do implante e o hexágono interno do pilar, na estabilidade do parafuso, durante cargas cíclicas simuladas. Uma máquina que permitisse a aplicação de cargas cíclicas foi desenhada e construída, de forma a ciclar dez amostras simultaneamente. Cinqüenta implantes 3,75 x 10mm de hexágono externo (Lifecore), com uma média hexagonal de 2,684mm, foram fixados em uma resina que simulou a resiliência e elasticidade do osso. Pilares cônicos especiais tipo UCLA foram construídos de titânio, com 8mm de altura e um diâmetro na parte superior de 8mm; o hexágono interno dos pilares variou de 0,1065 a 0,1110 polegadas. Antes da aplicação da carga, foram medidas as liberdades rotacionais entre os hexágonos externos dos implantes e interno dos pilares, de cada uma das amostras. Média de liberdade rotacional de 1,94° nas conexões com menores desadaptações e de 14,87° nas conexões com maiores desadaptações rotacionais. Os pilares foram conectados aos implantes, utilizando um parafuso de titânio, sendo aplicado um torque de 30N.cm com dispositivo de torque mecânico (Implant Suppot Systems). As amostras foram fixadas na máquina de ensaios e foi aplicada uma carga vertical de 1,150 ciclos por minuto, e uma força de 133,3N, sendo que, quando existiu uma abertura da interface pilar/implante, a máquina parou e o número de ciclos foi registrado. Os resultados mostraram: a) existiu uma correlação direta entre a liberdade rotacional e a estabilidade do parafuso, identificando que, a maior liberdade rotacional determina uma possibilidade de afrouxamento do parafuso; b) falhas foram encontradas entre 134,00 e 9,3 milhões de ciclos. Uma liberdade rotacional menor que dois graus, resulta em uma união mais estável e uma maior resistência ao afrouxamento do parafuso, com média de 6,7 milhões de ciclos e um aumento de 26% da resistência, quando comparado com

amostras que tinham uma liberdade maior (3,06 graus); c) uniões com mais de 5° de liberdade rotacional, comportaram-se de forma similares, com afrouxamento do parafuso entre 2,1 e 1,1 milhões de ciclos, com 63% de redução quando comparado com as amostras melhores adaptadas.

Binon e MacHugh (1996) avaliaram a influência da liberdade rotacional em implantes de hexágono externo de dimensões diferentes, na estabilidade da união parafusada. Nesse experimento, os autores utilizaram dois grupos diferentes de pilares UCLA não segmentados, sendo um grupo com pilar hexagonal pré-fabricado em ouro, com seu parafuso de fixação de titânio; e outro grupo com pilar hexagonal fundível em plástico, e seu correspondente parafuso de fixação. Com esses, pilares cônicos total metálicos foram obtidos com 8mm de altura por 8mm de largura. Como grupo controle, utilizou-se pilares pré-fabricados em ouro. Nas amostras, foram aplicados 20N.cm de torque inicialmente e depois do primeiro milhão de ciclos, foram reapertados a 30N.cm. Em todas as amostras foram aplicadas cargas cíclicas, utilizando a metodologia desenvolvida por Binon (1996a), previamente, com 133,3N de carga, uma rotação anti-horária de 28 ciclos por minuto, 1,150 ciclos por minuto de carga vertical até ocorrer a falha do parafuso. Seus resultados mostraram uma média de liberdade rotacional de 5° em ambos os grupos testes, sendo que todas as amostras do grupo pré-fabricado afrouxaram entre 384.215 e 409.170 ciclos, na primeira parte do experimento. No segundo grupo teste, só um implante falhou em 597.366 ciclos, as outras amostras permaneceram estáveis no primeiro milhão de ciclos, sendo que o segundo grupo teste teve uma maior resistência ao afrouxamento, na primeira e segunda parte do experimento. Encontrou-se, também, uma correlação direta entre a liberdade rotacional entre o pilar/implante e o

afrouxamento do parafuso; sendo que esta união é mais resistente ao afrouxamento, quanto menor é a liberdade rotacional.

Através da metodologia desenvolvida para análise da estabilidade das conexões, Binon (1996c) avaliou um sistema de implantes distribuídos no mercado norte-americano, que apresentava uma conexão única, conhecida como Spline; com encaixes intercalados do tipo canaletas e que pode ser caracterizado como uma conexão com ajuste localizado. Ela é utilizada quando se deseja o fácil encaixe entre as peças e, também, quando há a necessidade de utilizar um torque muito alto, além de permitir que a indexação seja facilmente realizada, permitindo mudanças nas posições angulares. As propriedades físicas, mecânicas e as características clínicas deste sistema foram avaliadas através dos testes de torção, compressão e rotação. O teste de torção permitiu verificar a resistência do tipo de conexão, e o valor médio obtido foi de 219,3N.cm, com falha ocorrendo nos pilares e nos parafusos, enquanto os implantes permaneceram intactos. Esse valor excedeu os valores obtidos para conexões tipo hexágono externo em 17,1% a 82,9%. As amostras foram submetidas à carga cíclica de 200N, com frequência de 1.150ciclos/minuto. A força de tensão a que o parafuso do intermediário estava sendo submetido foi calculada como sendo 82,5N. Dos 10 corpos de prova, oito atingiram 10 milhões de ciclos. Um corpo de prova apresentou falha na montagem do corpo de prova, aos 6,1 milhões de ciclos, não apresentando portanto mobilidade do intermediário. Uma amostra falhou aos 9,4 milhões de ciclos por afrouxamento do parafuso, o torque residual foi registrado como 4,2N.cm. Após a aplicação de carga dinâmica, nove amostras estavam intactas, com uma leve evidência de desgaste nos pilares, mas sem distorção dos implantes. O torque residual das amostras foi de 15,1N.cm. Para o teste de compressão estática, os parafusos de retenção foram apertados a 30N.cm, e as

amostras receberam carga com inclinação de 30°, por meio de uma máquina de ensaios universal tipo Instron. A força média máxima que resultou em falha compressiva do componente foi de 3,467N. O modo de falha foi consistente para todas as amostras, havendo uma distorção progressiva da conexão implante/intermediário até a fratura de uma das conexões tipo spline. Os valores obtidos foram muito superiores às forças observadas clinicamente e três a cinco vezes maiores que os valores obtidos para conexões tipo hexágono interno e externo, assim, como octógono interno. Todos os parafusos estavam intactos. Para o teste rotacional, o mesmo dispositivo de medidas para o desajuste rotacional foi de 0,12°. Um desajuste médio de 0,267° foi obtido quando o microscópio óptico foi utilizado para medir o desajuste rotacional. O maior desajuste rotacional foi de 0,267°. O valor médio para o desajuste marginal vertical, avaliado através de eletromicrografias foi de 10 a 15µm. Frente aos resultados obtidos, o autor concluiu que a conexão tipo Spline é forte e estável, resistindo ao afrouxamento dos parafusos.

Considerando-se que o tipo de conexão protética, mais precisamente a profundidade da conexão, pode influenciar a resistência à flexão de um sistema de implante, Mollersten, Lockowandt e Linden (1997) avaliaram sete sistemas de implantes, com diferentes profundidades de conexão: Astra Tech – 2,2mm (Astra); ITI Bonafit – 2,3mm (ITI); Frialit – 2-5,5mm (Friatec); Implamed – 0,8mm (Implamed); Nobelpharma Estheticone – 0,6mm (Nobelpharma); IMZ titanium *abutment* – 6,0mm (Friedrichsfeld) e IMZ connector – 1,0mm (Friedrichsfeld). Dez implantes e dez pilares foram utilizados para cada sistema, e coroas metálicas foram confeccionadas em ouro tipo III e parafusadas, exceto para os sistemas IMZ titanium *abutment* e Frialit-2, cujas coroas foram cimentadas com

resina acrílica. Cada corpo de prova recebeu carga compressiva (frequência de 0,1mm/s), perpendicular ao longo eixo e uma distância de 6mm da margem da coroa. Todos os parafusos foram apertados manualmente a um torque calculado de 8,8N.cm (DP =1,3N.cm) para os parafusos de 1,4mm de diâmetro e 13,1N.cm (DP= 1,6 N.cm) para os parafusos de 3,0mm de diâmetro. Os resultados mostraram uma correlação entre a profundidade da conexão e a força necessária para causar falha da conexão, de forma que conexões mais profundas são mais resistentes. A maioria das falhas ocorreu na interface pilar/prótese, exceto para o sistema Nobelpharma (Estheticone) e três corpos de provas do sistema ITI Bonelit. A maior resistência ao dobramento foi registrada para o sistema IMZ titanium *abutment* (693N) com a maior profundidade de conexão (6,0mm). A menor resistência foi registrada pelo sistema Nobelpharma (138N) com a menor profundidade de conexão (0,6mm)

Os inúmeros trabalhos, na literatura, avaliando a adaptação das próteses sobre implantes e o conhecimento de que as diferentes etapas do tratamento protético podem influenciar negativamente a passividade da prótese, motivaram a avaliação da adaptação dos componentes protéticos antes de submetidos a qualquer tipo de procedimento laboratorial. Kano (1998), também, avaliou a adaptação protética do ponto de vista de compatibilidade, visto que é crescente o número de sistemas de implantes disponíveis no mercado que se dizem compatíveis. A interface intermediário/cilindro de ouro foi avaliada utilizando-se componentes de diferentes sistemas: 3i, Lifecore, Implamed, Conexão, Nobel Biocare e Napio em uma análise intra e entre-sistemas. Os componentes foram avaliados após o torque de 10N.cm, utilizando parafusos de ouro do próprio sistema. Não houve diferença na avaliação intra-sistemas, com desajuste médio de 7,85 μ m. Entretanto, a análise entre-

sistemas revelou que o mesmo nível de adaptação não é obtido quando componentes de diferentes sistemas são combinados entre si, sugerindo que a possibilidade de combinar componentes, conhecidos como compatíveis, seja vista com cautela.

Considerando-se que os procedimentos laboratoriais podem alterar negativamente a superfície de contato do pilar UCLA com o implante e, portanto, a adaptação passiva, Vigolo, Majzoub e Cordioli (2000) avaliaram as mudanças nessa região em componentes com cinta metálica em ouro (3i) antes e após fundição e aplicação de porcelana. Avaliaram a profundidade e largura do hexágono interno do componente, o diâmetro apical e o desajuste rotacional entre os hexágonos do pilar e do implante. Foram utilizados 30 pilares avaliados antes e depois da fundição com liga nobre e após a aplicação de porcelana. Os resultados não foram diferentes entre as diferentes etapas, indicando que é possível manter as características originais do componente se os procedimentos laboratoriais forem cuidadosamente realizados.

Em um trabalho sobre implante e componentes, Binon (2000b) realizou uma classificação clara da extensa variedade de implantes disponíveis, baseada na forma de conexão da interface pilar/implante, na forma e na superfície do implante. Em relação à forma de união pilar/implante, afirmou que existem mais de 20 tipos diferentes de configurações dessa interface. Dessa forma, dois grandes tipos de conexões são conhecidos, externo e interno, que são caracterizados pela presença ou ausência de uma configuração geométrica que se estende acima da superfície coronal do implante. A conexão coronal também pode ser caracterizada como uma união que permite movimento de deslize, onde existe um pequeno espaço entre as partes, e a conexão é passiva; ou como uma união por fricção, onde não existe

espaço entre os componentes, e as partes são forçadas para adaptar. Outro tipo de interface encontrado é a união de topo, que consiste em duas superfícies de ângulos retos; e a união angulada, em que as superfícies são anguladas externa ou internamente. A superfície de união também pode incorporar uma geometria que inclua configuração de resistência rotacional ou estabilização lateral. Dessa forma, a geometria pode ser octagonal, hexagonal, cone parafuso, cone hexagonal, cilíndrica hexagonal, Spline, entre outros. Segundo o autor, conexões internas, na qual o parafuso recebe pouca carga e as superfícies do pilar estão em íntimo contato com as paredes do implante, para resistir a micromovimentos, resultando em uma interface mais estável. Em relação aos componentes, uma ótima tolerância de adaptação, liberdade rotacional mínima, propriedades físicas melhoradas, e uma aplicação de torque adequado são determinantes na estabilidade da interface. Assim mesmo na parte clínica, uma adequada distribuição, cargas dirigidas no longo eixo do implante, número, diâmetro e comprimento dos implantes, adaptação passiva da prótese, controle das cargas oclusais são igualmente importantes.

Meyer (2000) avaliou a precisão de adaptação e a compatibilidade entre os componentes implante e pilar, dentro de um sistema nacional, ou estrangeiro e no intercâmbio entre marcas comerciais, utilizando como padrão de comparação os componentes do sistema Nobelpharma. As marcas comerciais Neodent (ND), Conexão (CX), Nobelpharma (NB), e 3i (3i) foram avaliadas na interface implante/pilar através de microscopia eletrônica de varredura. As dimensões das bases dos implantes, e dos pilares foram avaliadas utilizando um paquímetro digital; e a liberdade rotacional existente entre sextavado externo do implante e o interno do pilar foi examinada com a utilização de um dispositivo desenvolvido para esse fim. Seus resultados mostraram as menores medidas de adaptação vertical entre o

implante e o pilar nas combinações dos sistemas da marca Conexão com 3i ($0,67 \pm 0,92 \mu\text{m}$); enquanto que as maiores desadaptações foram encontradas nas combinações do sistema Nobelpharma ($7,62 \pm 2,43 \mu\text{m}$). Em relação à adaptação horizontal, as melhores adaptações foram observadas nos sistemas 3i e Conexão ($3,56 \pm 6,64 \mu\text{m}$). Houve diferenças estatisticamente significantes nas dimensões dos diferentes implantes e pilares dos sistemas examinados, assim como dentro dos sistemas (Tabela 1).

Tabela 1: Dimensões dos diferentes implantes e pilares dos sistemas examinados

	NEODENT	CONEXÃO	NOBELPHARMA	3i
Larg_base_implante	4,118	4,058	4,077	4,13
Altura_hex_implante	0,685	0,694	0,690	0,630
Largura_hex_implante	2,693	2,691	2,699	2,702
Largura_base_pilar	4,051	4,063	3,972	4,038
Largura_hex_pilar	2,715	2,706	2,707	2,708
Diam_rosca_parafuso	1,964	1,965	1,930	1,938
Comp_rosc_parafuso	2,961	2,758	3,695	4,163

As menores medidas de liberdade rotacional foram observadas nos componentes do sistema Conexão ($1,32^\circ$), enquanto que as maiores medidas foram encontradas utilizando-se combinações com o sistema Nobelpharma ($4,62^\circ$).

Na sua dissertação de mestrado Dias (2001) avaliou o grau de liberdade rotacional entre os hexágonos e o ajuste horizontal dos pilares das empresas 3i, Implamed e Nobelbiocare. Utilizaram pilares para reconstrução de próteses unitárias todos com a presença de hexágono interno; ceraone (Nobelbiocare), UCLA, usinado em ouro (3i), e UCLA usinado em titânio (Implamed). Imagens, obtidas através da microscopia

eletrônica de varredura, foram utilizadas para a realização das medidas dos hexágonos dos implantes e pilares, essas imagens foram processadas, através de um programa de computador. Seus resultados mostraram a existência de diferença estatisticamente significantes entre as áreas dos hexágonos dos implantes e dos pilares, nos três grupos avaliados, encontrando-se o menor grau de liberdade rotacional no grupo de implantes/pilares Nobelbiocare com 0,296mm. A diferença de diâmetro dos hexágonos dos implantes e pilares, também, mostrou diferenças menores no grupo Nobelbiocare. As medidas lineares das faces opostas dos hexágonos dos implantes e dos pilares mostraram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos da Nobelbiocare e Implamed. Entre o grupo Nobel e 3i não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes. A menor média de desajuste horizontal do pilar conectado ao implante foi encontrada entre os grupos de implantes Implamed e pilares 3i (3,506 μ m); entretanto no grupo de implantes Implamed e pilares Nobelbiocare foi encontrada a maior média (35,464 μ m). Concluiu que a diferença encontrada, quanto ao grau de liberdade dos hexágonos, pode não ter efeito clínico em nenhum dos sistemas de implantes e pilares estudados, considerando-os com precisão aceitável pelo nível de ajuste entre estes componentes. Quanto à liberdade hexagonal e ao desajuste horizontal, afirmou que os três sistemas de implantes e pilares estudados podem ser intercambiados entre si.

Estudando próteses fixas cimentadas suportadas por implantes osseointegrados, Singer e Serfaty (1996) realizaram um estudo de avaliação clínica com 70 pacientes (41 mulheres e 29 homens), nos quais foram instaladas 92 próteses parciais fixas, incluindo próteses unitárias. Foram colocados 225 implantes (86 na maxila e 139 na mandíbula) dos sistemas Spectra (Core Vent), Screw-Vent, Bio-Vent, Micro-Vent; e do sistema Integral e Integral-Omnilock (Calciteck). A maioria dos implantes foi de

hexágono interno, nos quais pilares com sistema hexagonal foram adaptados aos implantes por um parafuso central, outros pilares foram tipo parafuso sem sistema hexagonal. Os pilares foram preparados da seguinte forma: a) moldagem e obtenção de modelo de trabalho com os análogos; b) preparo dos pilares com um adequado espaço interoclusal e conexão de 6° a 8°; c) prova do pilar intra-oral e refinamento do preparo, se necessário; d) moldagens convencionais para fabricação da restauração como se os pilares preparados fossem dentes naturais; e finalização da restauração; e) cimentação que foi realizada com Temp Bond (Kerr) e IRM (Caulk/Densply). O cimento utilizado comumente foi o Temp Bond, sendo que o IRM foi utilizado nos casos de dissolução do cimento. As próteses foram avaliadas por um período de seis meses a três anos, com média de 16 meses. A complicação, mais comum observada, foi dissolução do cimento, a qual ocorreu em 9,8% das próteses parciais fixas, destas 6,7% ocorreram em próteses parciais fixas de três elementos, e 2,2% em próteses unitárias. Essas complicações ocorreram no primeiro ano de instalação das próteses. Outras complicações foram: fratura de cerâmica (2,2%) e mobilidade da restauração (2,2%) causadas por afrouxamento do parafuso central. Devido aos resultados obtidos, os autores acreditam que pela baixa percentagem de falha desse sistema, a reutilização da prótese, quando ocorre dissolução do cimento, o custo é baixo. Esse sistema é uma alternativa às próteses parafusadas.

Norton (1997) também realizou uma avaliação do sistema de implantes Astra Tech para restaurações de próteses unitárias, e apresentou componentes e um protocolo de tratamento que utiliza um desenho específico em restaurações unitárias. O conceito fundamental desse sistema é baseado na utilização de uma interface implante/pilar, com desenho cônico interno, e no caso de elementos unitários a esta

característica é adicionada uma configuração de duplo hexágono interno que assegura anti-rotação. Trinta e nove desses implantes foram colocados em 37 pacientes, sendo 18 homens e 19 mulheres. A maioria destes colocados no setor anterior até o segundo pré-molar; 27 foram restaurados e acompanhados por um período de quatro anos. Vinte e seis restaurações utilizaram o sistema cimentado. Inicialmente um cimento fosfato de zinco foi utilizado, mas devido à falha do parafuso de duas coroas e dificuldade de reutilização das coroas, um cimento provisório foi utilizado. Cem por cento dos implantes se mantiveram estáveis no tempo de acompanhamento; as complicações protéticas incluíram falhas do cimento de duas restaurações, e afrouxamento do parafuso do pilar em três situações; Devido a isso, duas coroas tiveram que ser seccionadas e refeitas, já que o cimento definitivo não permitiu a reutilização das coroas. Devido a poucas complicações durante o acompanhamento, o autor acredita que esse sistema de implante pode ser recomendado com eficácia para restauração de elementos unitários.

Krennmair, Schmidinger e Waldenberger (2002) realizaram análises clínicas de 146 implantes Frialit-2 para substituição de elementos unitários. Cento e doze pacientes (67 mulheres e 45 homens) receberam um total de 84 implantes na maxila e 62 na mandíbula, localizados em todas as áreas da cavidade bucal, sendo os sítios mais freqüentes nos dentes anteriores maxilares (38), assim como pré-molares e molares mandibulares (57). Noventa e três restaurações foram cimentadas, utilizando-se um cimento provisório (Temp Bond/Kerr) e 53 parafusadas a pilares convencionais. Avaliação foi realizada por um período de 3 a 84 meses, com média de seguimento de 35,8 meses. Todos os pacientes incluídos no estudo foram avaliados a cada três meses no primeiro ano, e com intervalo de seis meses após o primeiro ano. Sobrevivência dos implantes, assim como incidência e complicação protéticas foram

registradas. Dois implantes (1,4%) foram perdidos: um durante os primeiro três meses de aplicação da carga, e outro após seis anos; uma sobrevivência de 97,3%. A complicação protética mais freqüente foi necessidade de recimentação de nove coroas (9,9%), e a substituição de quatro coroas (2,8) devido à fratura da cerâmica. Em nenhum caso foi encontrado afrouxamento do parafuso de fixação do pilar, porém, em quatro casos (3,5%) de parafusos horizontais foi encontrado afrouxamento do pilar. Com os resultados obtidos nesse estudo, os autores acreditam que a baixa percentagem de afrouxamento dos parafusos é devido à conexão hexagonal interna desse sistema que se estende 5,5mm dentro do implante o que aumenta a resistência da conexão quando comparada com outros sistemas.

Considerando-se que o desajuste rotacional inferior a 5° resulta em uma conexão mais estável, Lang, Wang e May (2002) avaliaram a orientação do hexágono do implante e do intermediário, após a aplicação do torque, utilizando-se ou não do contra-torque e a sua relação com a estabilidade da conexão. Foram utilizados 30 implantes de diâmetro padrão (3,75mm de diâmetro) e 10 implantes de plataforma larga (5,0mm de diâmetro) e 10 intermediários tipo CeraOne Estheticone, Procera e AurAdapt. Os implantes foram colocados em uma base previamente à conexão do intermediário. Após a aplicação do torque, os espécimes foram embebidos em resina e cortados horizontalmente na altura do hexágono, permitindo avaliar a orientação dos mesmos. Os resultados demonstraram que sempre ocorre uma certa rotação na orientação dos hexágonos, independentes do uso do contra-torque. A orientação é produto da posição inicial do intermediário definida pelo operador no momento da instalação, já que a mesma não ocorreu sempre no sentido do aperto do parafuso, o que indicaria uma rotação dos componentes até o estabelecimento do contato dos hexágonos. Independente do grupo, uma rotação menor que 1,5° foi observada após

o aperto dos parafusos. E o valor máximo de rotação determinado para os grupos foi de menos de $3,53^\circ$ estando, portanto, dentro dos padrões de desajuste rotacional determinados para uma conexão estável.

Com o objetivo de avaliar o grau de afrouxamento dos parafusos protéticos, Hanses, Smedberg e Nilner (2002) desenvolveram um instrumento capaz de medir o grau de rotação dos mesmos. O aparelho consiste de três partes que são conectadas ao contra-ângulo usado com o torquímêtro eletrônico da empresa Nobel Biocare. Uma das partes é graduada de 0° a 360° e permite determinar o grau de rotação do parafuso durante o momento do seu aperto. O experimento realizado permitiu verificar uma correlação entre o afrouxamento do parafuso e a rotação necessária para reapertá-lo com uma precisão de $1,7^\circ$ para os parafusos de intermediários e de $1,3^\circ$ para os parafusos protéticos. Segundo os autores, o aparelho desenvolvido pode ser utilizado para avaliar vários parâmetros que determinam a estabilidade da conexão, como o tipo de implante, número de implantes, tipo de intermediário e tipo de material usado na confecção das próteses, em relação à necessidade de se reapertar os parafusos.

Tavarez (2003) avaliou as alterações da interface implante/intermediário em sistema de conexão externa e interna, através das medidas de desadaptação e condições de torque dos parafusos de fixação, antes e após a aplicação de carga cíclica. Foram avaliados 50 corpos de prova, divididos em cinco grupos: grupo 1 - Implante de HE e pilar UCLA com coroa cimentada; grupo 2 - implante de HI e pilar pré-fabricado com coroa cimentada; grupo 3 - implante com conexão tipo octógono interno e pilar UCLA parafusado; e grupo 4 - implante de HE e pilar ceraone com coroa cimentada. Os resultados mostraram diferença estatística no desajuste, após a aplicação de carga

nos grupos HE com pilares UCLA e no grupo 3. A menor desadaptação foi observada no grupo 4 com 3,81 μ m para desajuste vertical. Os resultados para o destorque, após a aplicação de carga mostraram uma maior redução no grupo de HE com pilares parafusados tipo UCLA com redução de 61,20% e a menor redução foi observada para o grupo 2 com 13,3%.

A adaptação passiva de diferentes tipos de próteses fixas foi avaliada por meio de sensores utilizando o sistema ITI com intermediários sólidos por Karl et al. (2004). Foram avaliados quatro grupos de prótese fixas de três elementos, com dez amostras cada: grupo 1 - próteses cimentadas obtidas pela técnica de transferência; grupo 2 - próteses parafusadas obtidas a partir de componentes plásticos; grupo 3 - próteses parafusadas obtidas a partir de componentes pré-fabricados em ouro, e grupo 4 - próteses parafusadas cimentadas aos cilindros de ouro. Os sensores foram instalados na mesial e distal de cada um dos três implantes e na superfície oclusal localizada entre os implantes, na área de pântico. Para as próteses cimentadas, foi utilizado cimento temporário, o qual foi aplicado diretamente sobre os intermediários. O registro foi então zerado e a prótese cimentada com uma pressão de 200N aplicada sobre os pânticos. Após 30 segundos, a força foi reduzida para 100N e aplicada por mais 3 minutos. A força foi então removida para uma presa adicional de 2 minutos. O registro final foi realizado após 6 minutos. Para as próteses parafusadas, os parafusos foram apertados com um torquimêtro a 20N.cm na seguinte seqüência: a) parafuso oclusal no implante central ou B; b) parafuso oclusal no último implante ou C; c) parafuso oclusal no primeiro implante ou A. Os registros também foram obtidos após 6 minutos do aperto dos parafusos. A única diferença estatística observada foi entre os registros obtidos no grupo de próteses cimentadas ao cilindro de ouro e o grupo de próteses parafusadas fundida com cilindros pré-

fabricados. Os autores observaram que todas as prótese apresentaram registros de *estresses* apesar de terem sido fabricadas por um técnico especializado e terem sido avaliadas clinicamente como adequadas e passivas, sugerindo que toda prótese apresenta um certo grau de desajuste. Os resultados ainda sugerem que um mesmo padrão de qualidade pode ser obtido com as técnicas de fundição para prótese cimentadas e parafusadas, assim como parece não haver diferença no mecanismo de transição de *estresses* entre as próteses cimentadas e parafusadas. Os autores concluem que a precisão final da peça depende da precisão das técnicas de fabricação empregadas ou seja, transferência, modelos de trabalhos, tolerância dos componentes e fundição e habilidade do técnico. Observaram ainda que, não tendo sido encontrada diferença entre as próteses obtidas a partir de cilindros plásticos e as próteses obtidas a partir de cilindros de ouro, parece não haver diferença na técnica de confecção das próteses utilizando esses dois materiais. Por outro lado, a técnica de cimentação da prótese nos cilindros de ouro trouxe uma redução significativa nos *estresses* registrados, presumindo-se que todas as imperfeições inerentes ao processo de confecção da prótese tenham sido eliminadas com esse procedimento final. Os resultados obtidos nesse trabalho comprovam que os métodos de avaliação clínica não são capazes de determinar a passividade das próteses, e dessas foram a utilização de um método mais preciso como os sensores, pode ser uma maneira de testar objetivamente a precisão da prótese.

O uso de ligas básicas para a confecção de infra-estrutura para prótese sobre implante foi avaliado através da variável desajuste vertical, horizontal e profundidade de fenda por Kano et al. (2004). A avaliação foi realizada na interface intermediário/cilindro de ouro utilizando componentes do sistema Conexão Sistema de Prótese. Foram analisados componentes pré-fabricados em paládio-prata e

componentes plásticos fundidos em NiCr e CoCr. Os resultados observados para o desajuste vertical, horizontal de fenda foram: 4,13 μ m, 14,5 μ m e 6,93 μ m para o cilindro pré-fabricado: 23,18 μ m, 33,2 μ m e 88 μ m para os cilindros em NiCr e 25,6 μ m, 51,8 μ m, 114,54 μ m para os cilindros fundidos em CoCr. Não houve diferença estatística entre os grupos fundidos, mas uma melhor adaptação foi observada para os cilindros pré-fabricados quando comparados aos cilindros fundidos para todas as variáveis estudadas.

Patterson e Johns (1992) desenvolveram um método para calcular a resistência a fadiga dos componentes parafusados em sistemas de próteses fixas sobre implantes. Relataram que a ausência de adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato quando a pré-carga é aplicada, dessa forma o parafuso passa a receber toda carga, tendo seu tempo de fadiga reduzido. Para prever a sobrevivência de um componente à fadiga, a distribuição de tensão naquele componente deve ser determinada, e este depende das cargas que estão sendo aplicadas ao componente. Segundo os autores, quando o parafuso é apertado, uma pré-carga é produzida no parafuso e isto induz a uma tensão compressiva nos componentes e quando cargas externas são aplicadas aos componentes unidos, produzem um relaxamento da tensão compressiva e parte desta aumenta a tensão no parafuso. Observaram que existem duas áreas principais de concentração de tensão nos parafusos, nas quais provavelmente se inicia a fadiga e conseqüentemente a falha; a primeira está entre a haste e a cabeça do parafuso; esta concentração é uma conseqüência do raio e o diâmetro da curvatura. A segunda área onde existe alta concentração de tensão é na primeira rosca do parafuso, em conseqüência da geometria da rosca, que produz uma concentração nesse ponto em todas as roscas, e é particularmente um resultado da concentração

da carga na primeira rosca. Em seu estudo, utilizando os principais de engenharia mecânica sobre um modelo, os autores afirmaram que quando uma prótese total fixa é construída de forma precisa sobre suficientes implantes eqüidistantes, a resistência à fadiga do parafuso do pilar pode chegar até 20 anos, porém, esta pode ser reduzida drasticamente quando as condições de tensão e carga não são satisfeitas. Concluíram que, devido à possibilidade de incorporar pequenos erros nos diferentes procedimentos, é necessário que os parafusos estejam apertados ao máximo, aumentando dessa forma o tempo de vida útil dos mesmos; e para que isso ocorra, recomendam a aplicação de torque apropriado.

A força de distribuição sobre os dentes naturais depende de micromovimentos induzidos pelo ligamento periodontal, na ordem de $500\mu\text{m}$, ao contrário de implantes osseointegrados, que não apresentam esses micromovimentos, permitindo somente uma deformação de $100\mu\text{m}$. Tendo em vista essa observação, Weinberg (1993) comparou a distribuição de força entre dentes naturais e próteses múltiplas, com implantes osseointegrados, estudando o mecanismo de distribuição desta força na interface intermediário/cilindro de ouro e as conseqüências do desajuste entre elas. O grau de distribuição do desajuste entre implantes adjacentes depende do grau de elasticidade do parafuso de ouro e do ajuste de todos os componentes do sistema. O desajuste na interface prótese/intermediário leva a uma alta incidência de fadiga do parafuso de ouro. Para prevenir eventuais falhas quanto à falta de adaptação passiva, o autor fez várias considerações: a) os parafusos são a parte mais flexível do sistema e permitem micromovimentos para distribuir a força para os implantes; b) a fadiga do metal produzirá falha no parafuso de ouro antes do parafuso de titânio do intermediário, por este ser mais rígido; c) para prevenir a fratura do parafuso devido à fadiga do metal com possível sobrecarga sobre os demais implantes, é

recomendável substituir os parafusos durante o tempo de vida da restauração; d) excessivos apertos podem deformar as roscas e, conseqüentemente, o parafuso; e) se o parafuso de ouro não é apertado suficientemente, bom uma carga, essa recairá sobre ele, distorcendo-o ou quebrando-o, devido a uma pré-carga insuficiente ou má adaptação da interface; f) desajustes e falhas no parafuso de ouro alteram a carga oclusal nos locais ajustados e, como resultado, os demais implantes estarão sujeitos à sobrecarga; g) próteses em *cantilever* e intermediário angulados aumentam a tensão no parafuso de ouro e, principalmente, nos parafusos de titânio do intermediário.

Guyllenram (1994) avaliou a adaptação passiva das próteses implanto-suportadas, chamando a atenção sobre a presença de forças estáticas em que atuam em todo o conjunto fixação/prótese, quando esses apresentam níveis de desajuste entre si. Segundo o autor, este desajuste pode ser de três tipos: vertical, horizontal e angular. Quando o erro é vertical, este leva a um desajuste que é proporcional ao erro. O desajuste do tipo horizontal pode levar as situações diferentes, de acordo com o grau de desajuste e do tipo de componentes de implante que estão sendo utilizados. No caso do Sistema Bränemark, que apresenta um grau de liberdade horizontal entre cilindro de ouro e intermediário, os implantes toleram erros horizontais até 50µm sem prejudicar a acomodação, e transformam erros horizontais em erros angulares. O desajuste angular é sério, porque seus efeitos são acentuados à medida que o grau de desajuste aumenta. Sistemas que não possuem a folga interna não toleram erros de nenhuma magnitude, e qualquer alteração interna poderá levar a um desajuste entre componentes. Portanto, esses erros, se não podem ser evitados, devem ser minimizados ao máximo para que se tenha próteses com desajustes clinicamente aceitáveis.

A falta de adaptação passiva entre intermediário e estrutura protética tem sido relatada como responsável pela concentração de tensões no osso adjacente à fixação, como também por complicações oriundas da fratura do parafuso de ouro e do intermediário. Kallus e Bessing (1994) investigaram as condições em que se encontravam os parafusos de ouro, a estabilidade da fixação e da prótese em pacientes que receberam próteses fixas de arco total ancoradas em fixações osseointegradas do tipo Branemark. Foram examinados 50 pacientes que não tinham feito controle de suas próteses nos últimos cinco anos, avaliando parâmetros clínicos com precisão da estrutura protética, condições de aperto em que os parafusos de ouro se encontravam, índice de placa, complicações em tecido mole, estabilidade de cada fixação e condições do nível ósseo através de acompanhamento radiográfico. Dos parâmetros avaliados, o que mostrou maior significância estava relacionado à perda dos parafusos de ouro com o desajuste da prótese ao intermediário e uma correspondente carga estática sobre fixação. É recomendável, pois, que próteses sobre fixações de arco total sejam reapertadas a cada cinco anos.

Jendresen et al. (1995), ao realizarem uma revisão da literatura em relação aos implantes, dividiram os artigos publicados em três categorias: alterações pré-cirúrgicas, estudos clínicos e falhas ou complicações. Dentre as considerações feitas, destacaram como vantagem estética a indicação do intermediário tipo cilindro cônico, ressaltando, no entanto, como desvantagem, a dificuldade de adaptação passiva da peça. Relataram, também, que, devido ao desajuste da prótese, o parafuso de ouro, sendo a parte mais frágil do sistema será o primeiro a fraturar em caso de sobrecarga. Se este for apertado em excesso pode sofrer deformação e, em situação oposta, não desempenhará a função para a qual foi planejado. O afrouxamento do parafuso,

também, foi observado e relatado como decorrente de situações que envolvem falta de adaptação passiva da prótese e excesso de carga oclusal.

Lekholm, Adell e Branemark (1995) observaram que a maioria das falhas nos implantes osseointegrados estava relacionada com a fratura dos parafusos do intermediário e do implante e que isto ocorria pela falta de adaptação da prótese.

Isa e Hobkirk (1995) avaliaram *in vitro* os efeitos causados pelo aperto dos parafusos de ouro em uma prótese de cinco elementos, assim, como os efeitos de se parafusar próteses com diferentes graus de desajuste. Os autores observaram que, quando diferentes graus de desajustes eram criados na interface intermediário/cilindro de ouro, forças de tensão eram produzidas até mesmo em desajustes tão pequenos quanto $10\mu\text{m}$.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem por principal objetivo avaliar e quantificar o grau de liberdade rotacional entre a interface implante/componentes protéticos usinados em implantes de hexágono interno de cinco sistemas – Frialit, 3i, Conexão, Sin e Neodent, medindo-a antes e durante aplicação de torque controlado.

Será analisada também a integridade física das paredes internas de implantes de hexágono interno e os ângulos do hexágono externo dos pilares protéticos usinados, por meio de microscopia eletrônica de varredura, antes e durante aplicação de torque controlado.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO E COMPOSIÇÃO DOS GRUPOS

Foram utilizados, neste estudo, 75 conjuntos, distribuídos em quinze amostras de implantes de hexágono interno e quinze amostras pilares protéticos usinados (Tipo munhões preparáveis, de cimentação, personalizados) para implante de hexágono interno, sendo próprios para próteses cimentadas. Para cada conjunto implante/pilar foi utilizado um parafuso de retenção de titânio.

Foram escolhidas cinco marcas comerciais - Frialit, 3i, Conexão, Sin e Neodent (Figura 1).

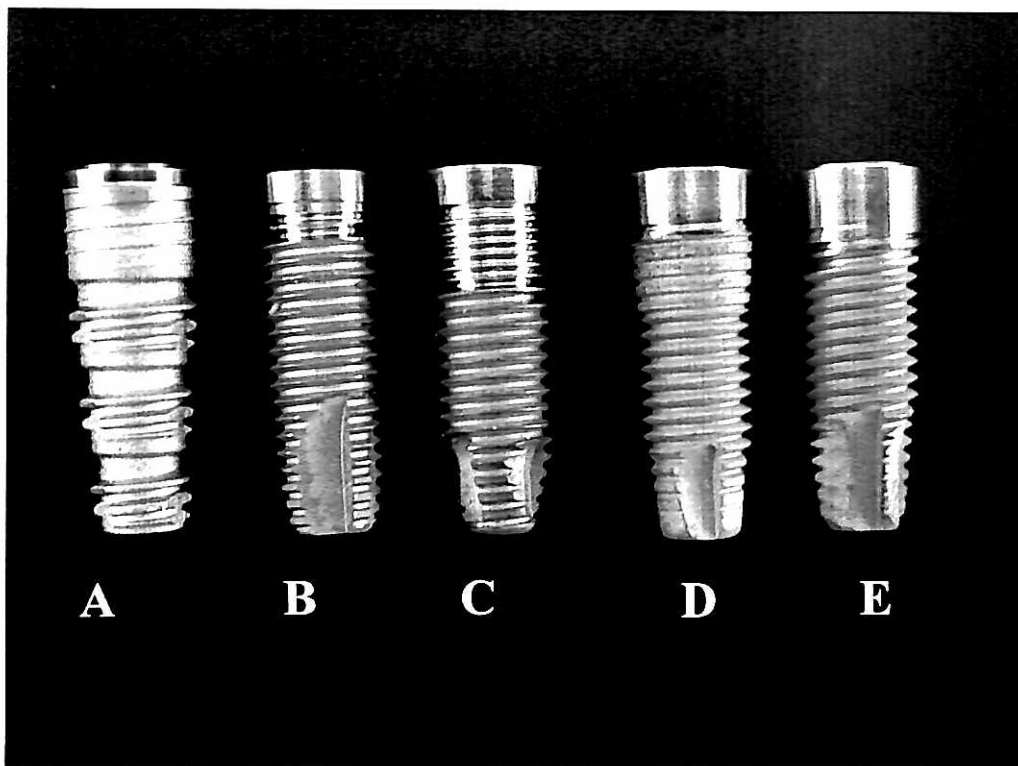


Figura 1: Marcas comerciais: A - Frialit, B - 3i, C - Conexão, D - Sin, E - Neodent

A descrição de todos os materiais e equipamentos utilizados encontra-se no Quadro 1 e 2.

MATERIAL	DESCRIÇÃO	MARCA
Implante FRIALIT 2	Implante de hexágono interno (4,5 x 13mm)	Friadent, GmbH, Mannheim, Alemanha.
Implante osseotite	Implante de hexágono interno (4,0 x 13mm)	3i Implant Innovations Inc. Florida (EUA)
Implante Conect AR	Implante de hexágono interno (4,0 x 13mm)	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
Implante SIHS	Implante Hexágono interno(4,5x 13,0mm)	SIN, Sistemas de Implantes, São Paulo, Brasil
Implante Titamax II	Implante de hexágono interno (4,0 x 13mm)	Neodent Implante osteointegrável, Curitiba, Paraná
Pilar pré-fabricado Estheticbase reto MH6GH2	Pilar preparável reto, altura gengival de 2mm.	Friadent, GmbH, Mannheim, Alemanha.
Pilar GingiHue Post	Pilar preparável reto, altura gengival de 2mm.	3i Implant Innovations Inc. Florida (EUA)
Pilar de preparo reto 12807299	Pilar preparável co altura gengival de 2mm	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
Pilar de cimentação reto AL 4502	Pilar preparável com altura gengival de 2mm.	SIN, Sistemas de Implantes, São Paulo, Brasil
Pilar personalizado reto 14.052	Pilar preparável com altura gengival de 2mm	Neodent Implante osteointegrável, Curitiba, Paraná
Parafuso D4.5	Parafuso de retenção em titânio para implante de hexágono interno de 4,5mm	Friadent, GmbH, Mannheim, Alemanha.)
Parafuso GSH30	Parafuso de retenção em titânio para implante de hexágono interno de 4,0mm	3i Implant Innovations Inc. Florida (EUA)
Parafuso 119094	Parafuso de retenção em titânio para implante de hexágono interno de 4,0mm	Conexão Sistema de Prótese, São Paulo, Brasil
Parafuso PTQH 16	Parafuso de retenção em titânio para implante de hexágono interno de 4,5mm	SIN, Sistemas de Implantes, São Paulo, Brasil
Parafuso 16.108	Parafuso de retenção em titânio para implante de hexágono interno de 4,3mm	Neodent Implante osteointegrável, Curitiba, Paraná
Microscópio eletrônico de varredura (MEV)	Modelo Stereoscan S 440i	Leyka Cambridge LTD, CliftoRoad, Cambridge CB1 3QH, Inglaterra
Dispositivo para avaliação da liberdade rotacional	Mesa com escala em graus, dispositivo para fixar o implante e agulha indicadora.	Desenvolvida especialmente para avaliação, semelhante a desenvolvida por BINON
Torquimêtro digital	Torque Meter TQ-640, W.A 70884	Instrumetherm, Instrumentos de Medições LTDA. São Paulo, Brasil.

Quadro 1: Relação dos materiais e equipamentos utilizados

MATERIAL	MARCA	LOTE	FABRICAÇÃO	VALIDADE
Implante frialit 2	Friadent,	0504000389	04/2005	10/2013
Implante osseotite	3i	214222	09/2003	03/2008
Implante Conect AR	Conexão	5051655075	05/2005	05/2007
Implante SIHS	Sin	D 3173	03/2005	05/2009
Implante Titamax II	Neodent	23066	02/2005	02/2009
Pilar Estheticbase	Friadent,	0504001200	04/2005	06/2014
Pilar GingiHue Post	3i	380037	Não informado	04/2010
Pilar de preparo reto	Conexão	5063163	06/2005	Indeterminado
Pilar de cimentação reto	Sin	B 7091	07/2003	07/2007
Pilar personalizado reto	Neodent	88909	06/2005	06/2007
Parafuso D4.5	Friadent,	0504001200	04/2005	06/2014
Parafuso GSH30	3i	364730	Não informado	03/2010
Parafuso 11909499	Conexão	5043239	04/2005	Indeterminado
Parafuso PTQH 16	Sin	D 5163	05/2005	Não informado
Parafuso 16.108	Neodent	98961	06/2005	06/2007

Quadro 2: Relação dos materiais com número de lote, data de fabricação e validade

4.1.1 Tipo de conexão protética

Foram considerados como conexão de hexágono interno, todos os implantes com hexágono interno e pilares protéticos usinados com hexágono externo (Figuras 2, 3, 4, 5 e 6).

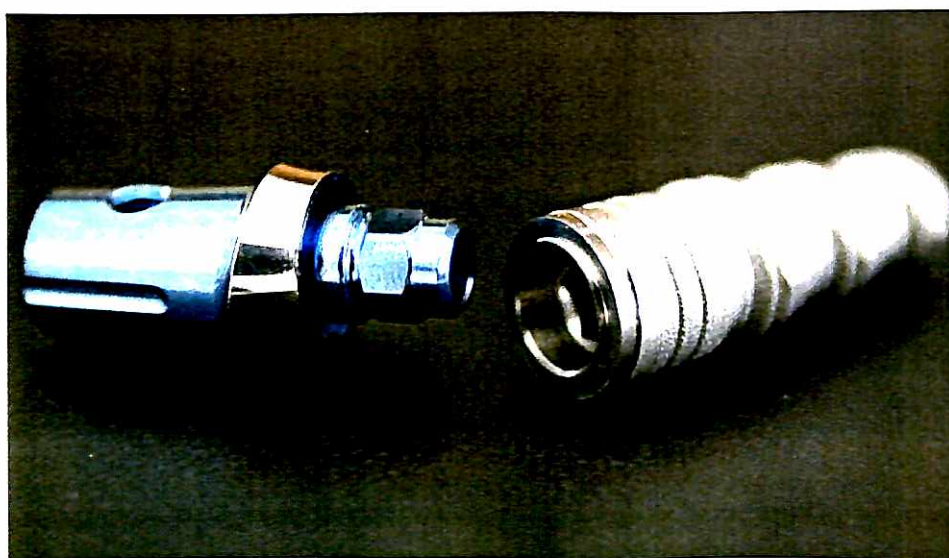


Figura 2: Implante e pilar com conexão de tipo hexágono interno – (Frialit)

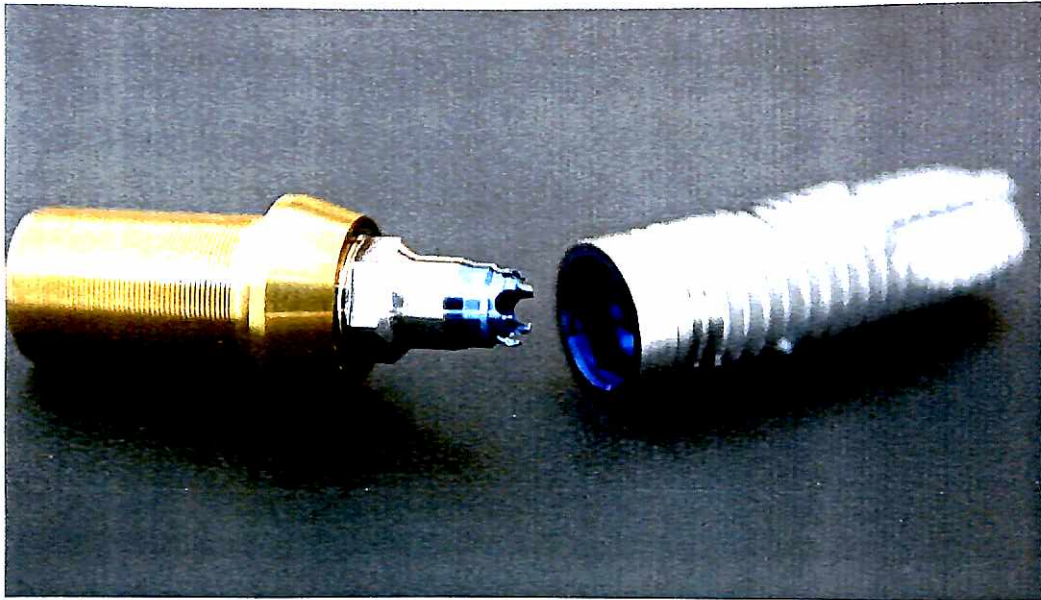


Figura 3: Implante e pilar com conexão de tipo hexágono interno – (3i)

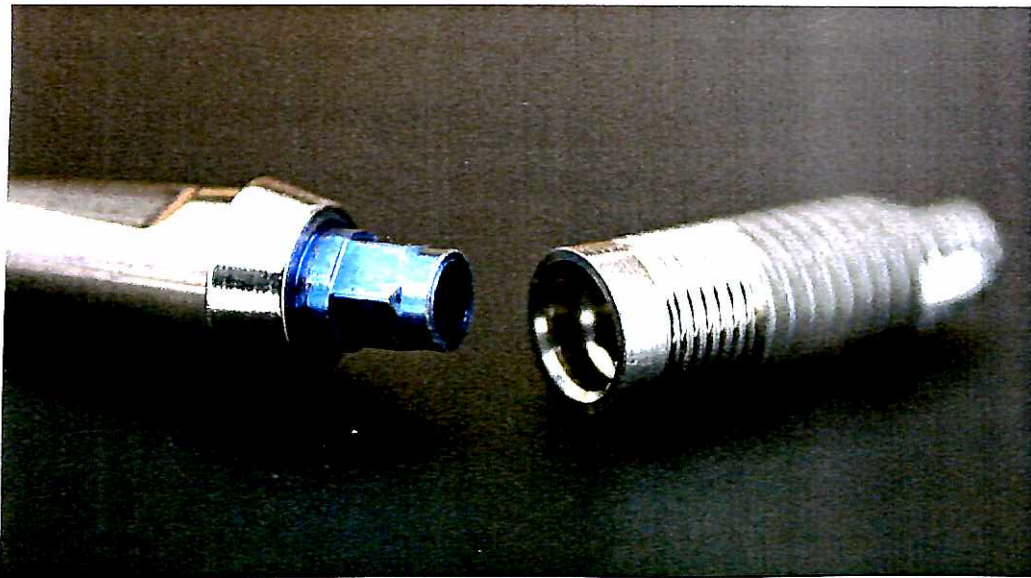


Figura 4: Implante e pilar com conexão de tipo hexágono interno – (Conexão)

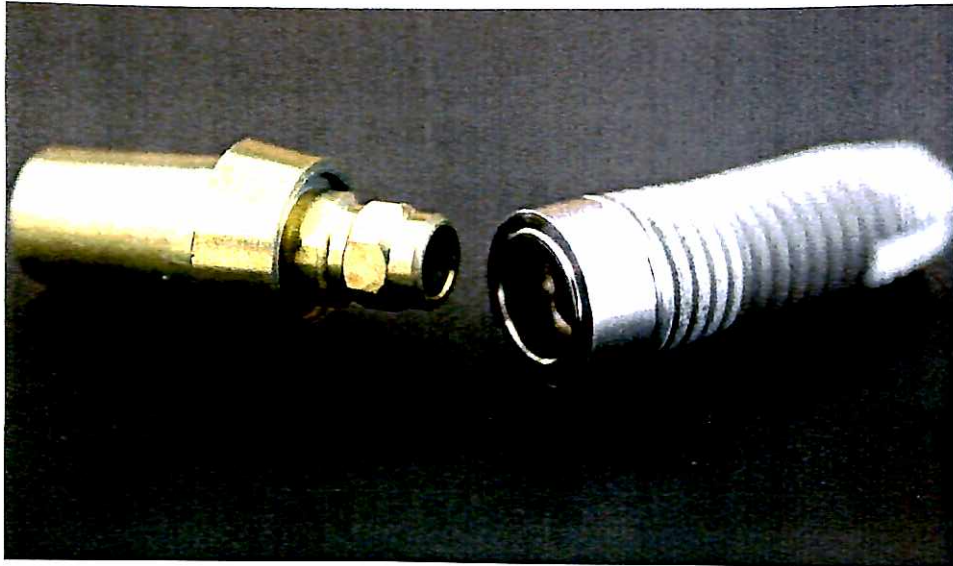


Figura 5: Implante e pilar com conexão de tipo hexágono interno – (Sin)

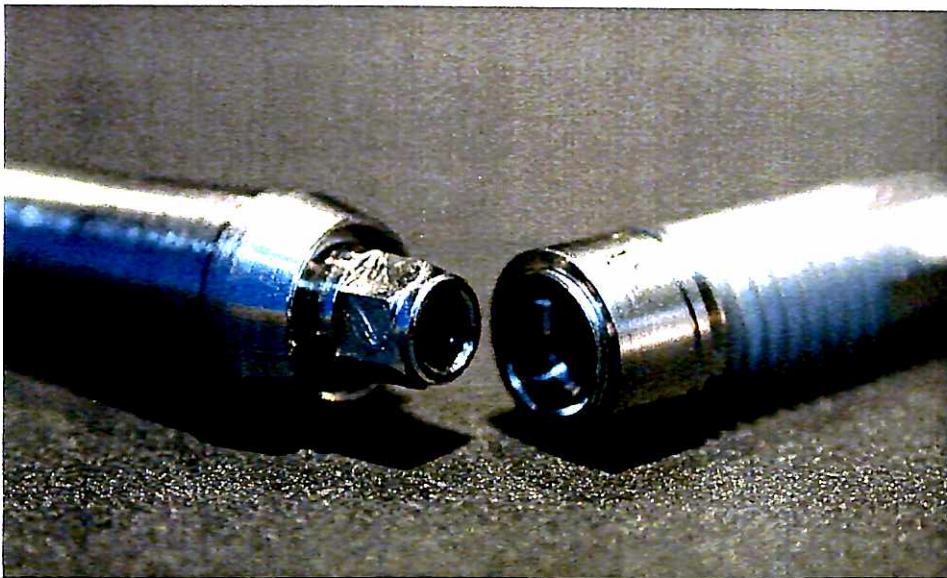


Figura 6: Implante e pilar com conexão de tipo hexágono interno – (Neodent)

4.1.2 Tipo de pilar protético

Todas as amostras utilizadas na pesquisa são classificadas como pilares usados, ou seja, aqueles que foram fabricados em equipamentos específicos (torno computadorizado) (Figura 7).

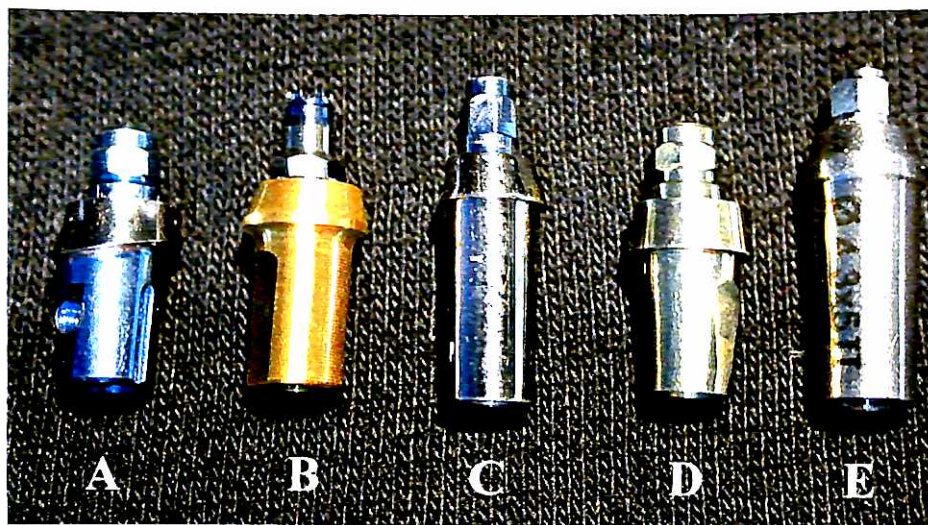


Figura 7: Pilares usinados: A-Frialit, B-3i, C- Conexão, D- Sin, E-Neodent

Utilizando a denominação descrita acima para os implantes e pilares, foram distribuídos em 5 grupos, contendo 15 conjuntos de Implante/pilar/parafuso de retenção. A descrição dos grupos encontra-se no Quadro 3.

GRUPO	MARCA COMERCIAL	DESCRIÇÃO
A	FRIALIT	Implante de hexágono interno (4,5 x13mm), Pilar preparável reto, altura gengival de 2mm, Parafuso de retenção em titânio para implante de hexágono interno de 4,5mm
B	3i	Implante de hexágono interno (4,0 x13mm), Pilar preparável reto, altura gengival de 2mm, Parafuso de retenção em titânio para implante de hexágono interno de 4,0mm
C	CONEXÃO	Implante de hexágono interno (4,0 x13mm), Pilar preparável reto, altura gengival de 2mm, Parafuso de retenção em titânio para implante de hexágono interno de 4,0mm
D	SIN	Implante de hexágono interno (4,5 x13mm), Pilar preparável reto, altura gengival de 2mm, Parafuso de retenção em titânio para implante de hexágono interno de 4,5mm
E	NEODENT	Implante de hexágono interno (4,0x13mm), Pilar preparável reto, altura gengival de 2mm, Parafuso de retenção em titânio para implante de hexágono interno de 4,0mm

Quadro 3: Descrição dos grupos

4.1.3 Justificativa para a escolha das dimensões das amostras

Neste estudo procuramos adquirir amostras semelhantes para todas as marcas comerciais. Devido a diferentes dimensões nos sistemas, escolhemos implantes que apresentassem um diâmetro interno igual a 2,5mm, ocorrendo assim uma variação no diâmetro externo do implante entre 4,0 e 4,5mm, o qual não representou fator importante para a pesquisa.

Os pilares preparáveis (munhões) deveriam permitir apertamento (torque) do parafuso de retenção sem ocasionar mudanças, além de apresentarem, em um determinado ponto de sua superfície, uma freza para alojar o parafuso horizontal do dispositivo de avaliação da liberdade rotacional, não causando deformações estruturais.

4.2 AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE ROTACIONAL NA INTERFACE IMPLANTE/PILAR

A rotação entre o hexágono interno do implante e o hexágono externo do componente foi medido através de Dispositivo para avaliação da liberdade rotacional (Figura 8) desenvolvido para esta análise, semelhante ao descrito por Binon e Fowler (1995). Sabendo-se que a amplitude de movimento executado pelo componente protético é originária do espaço existente entre este e o hexágono do implante (F), podemos afirmar, então, que a liberdade de rotação é a distancia percorrida do limite imposto pela face do hexágono de um lado até a distancia deste limite imposto do lado oposto ($2 \times A$) (Figura 9).

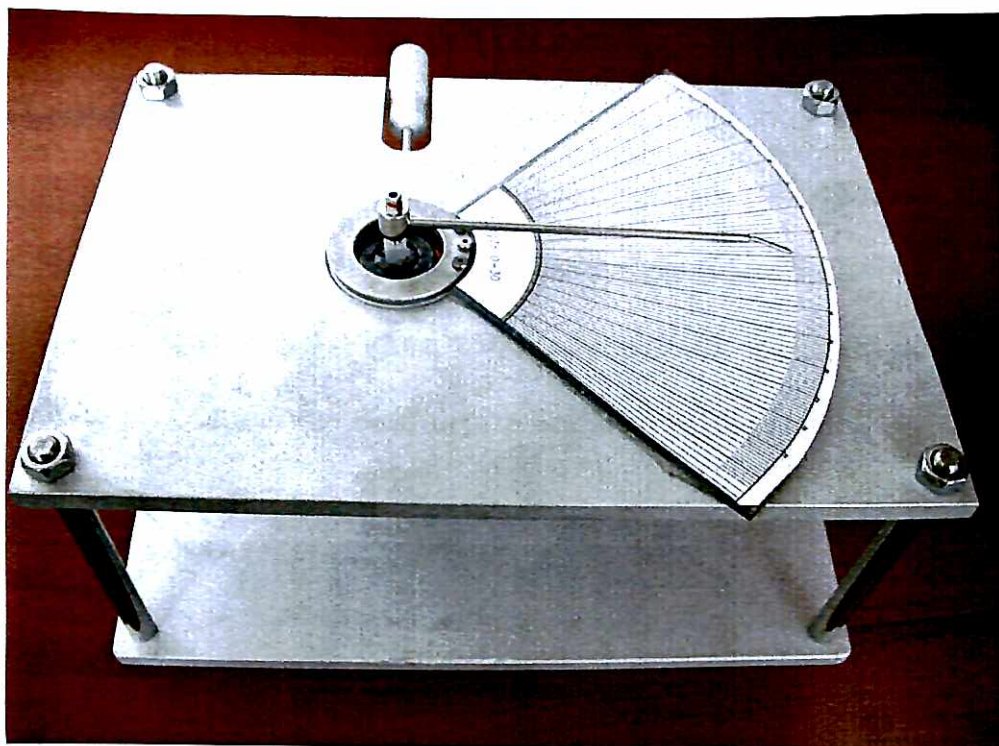


Figura 8: Dispositivo desenvolvido para análise do desajuste rotacional

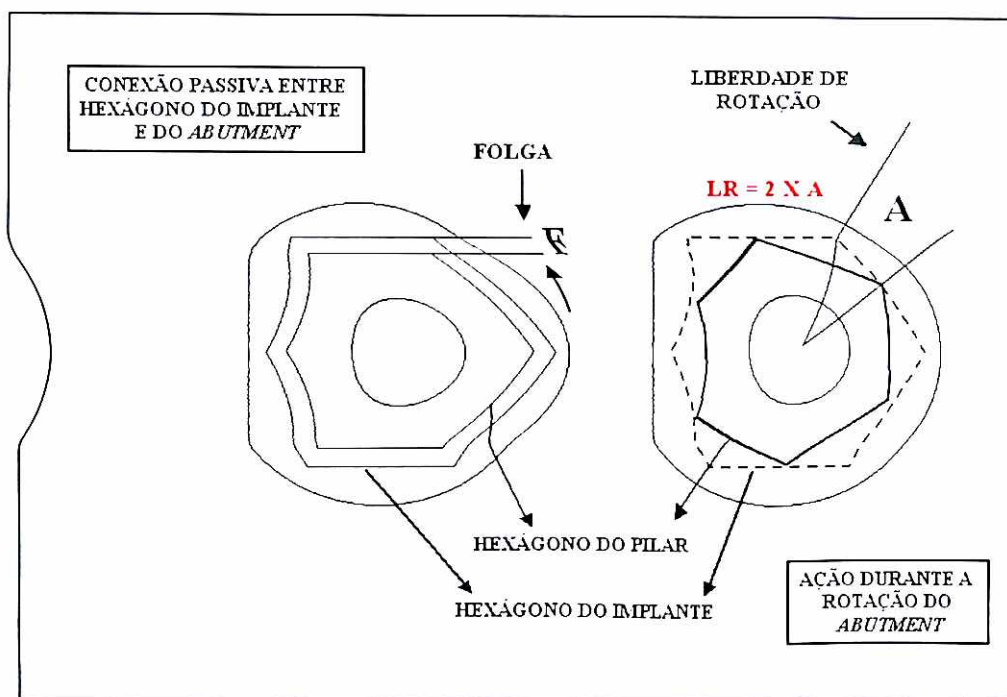


Figura 9: Representação esquemática do desajuste rotacional (A) em relação à diferença dimensional entre os hexágonos do implante e do pilar

Nota: A folga "F" é o espaço entre o hexágono interno do implante e o hexágono externo do *abutment*. O ângulo "A" representa a liberdade de rotação encontrada durante meio movimento rotacional, ou seja para o valor total: $LR = 2 \times A$ (Liberdade Rotacional é igual a duas vezes o valor de A).

Após as amostras serem removidas de suas embalagens (Figuras 10, 11, 12, 13 e 14) e antes de avaliarmos o desajuste rotacional (hexágono interno do implante e hexágono externo pilar), essas foram analisadas em relação ao registro das características físicas ao microscópio eletrônico de varredura (MEV), antes de qualquer solicitação mecânica (Figura 15). A pesquisa foi realizada no laboratório de metalurgia física na Companhia Siderúrgica Tubarão (CST).

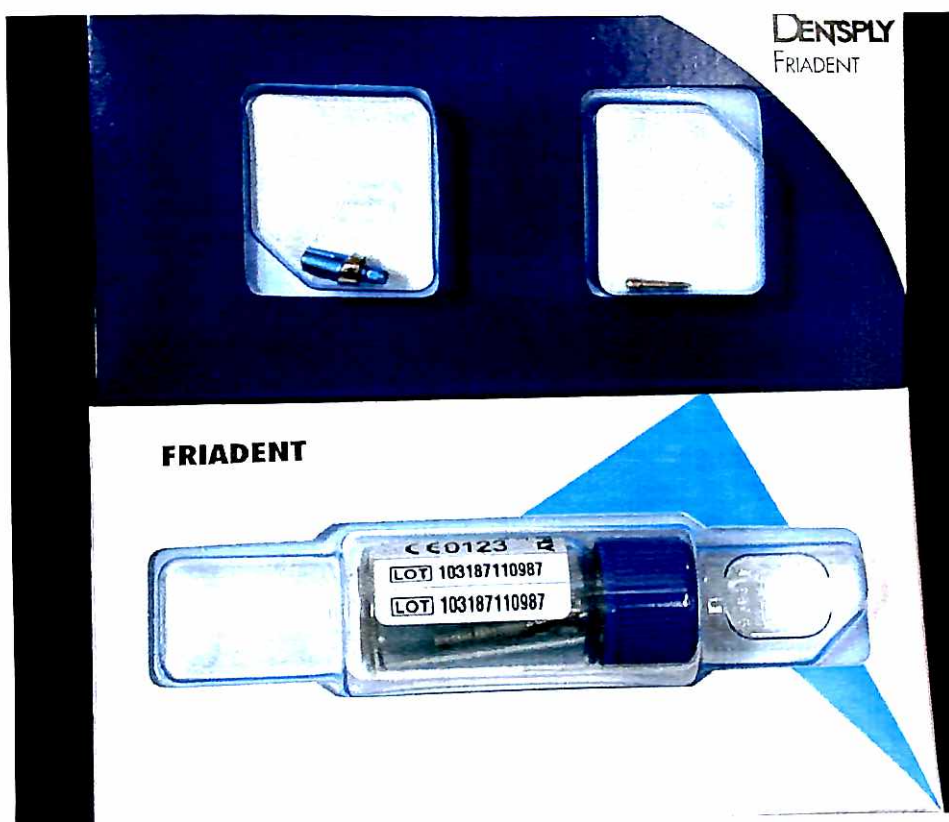


Figura 10: Implante e Pilar Frialit



Figura 11: Implante e Pilar 3i



Figura 12: Implante e Pilar Conexão



Figura 13: Implante e Pilar Sin



Figura 14: Implante e Pilar Neodent

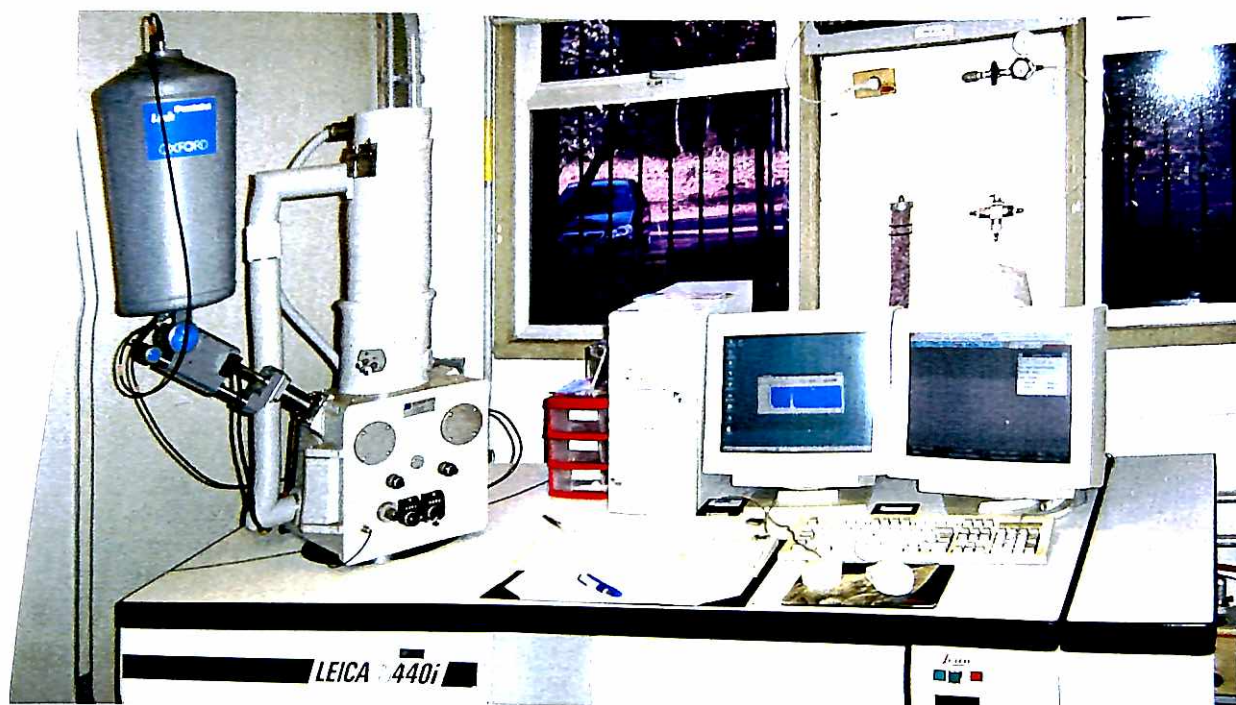


Figura 15: Análises no microscópio eletrônico de varredura

Para essa análise houve necessidade de um sistema que mantivesse todas as amostras em posição vertical ao mesmo tempo, dinamizando assim o estudo. As amostras foram colocadas em um dispositivo adequado para avaliação (Figuras 16 e 17) que proporcionou a estabilidade. Este dispositivo foi confeccionado em aço inoxidável (necessidade de ser eletrocondutor) com 4,7cm de diâmetro e 1,1cm, de espessura, contendo em sua superfície 16 orifícios dispostos em seqüência sendo numerados de 1 a 16, cada orifício com 4mm de diâmetro em formato cônico, especialmente desenhados para alojar as amostras. Durante a confecção deste dispositivo ocorreu a perfuração de um orifício a mais, porém não influenciou nos resultados da pesquisa, já que estes furos foram confeccionados para o posicionamento correto dos implantes para visualização das imagens.

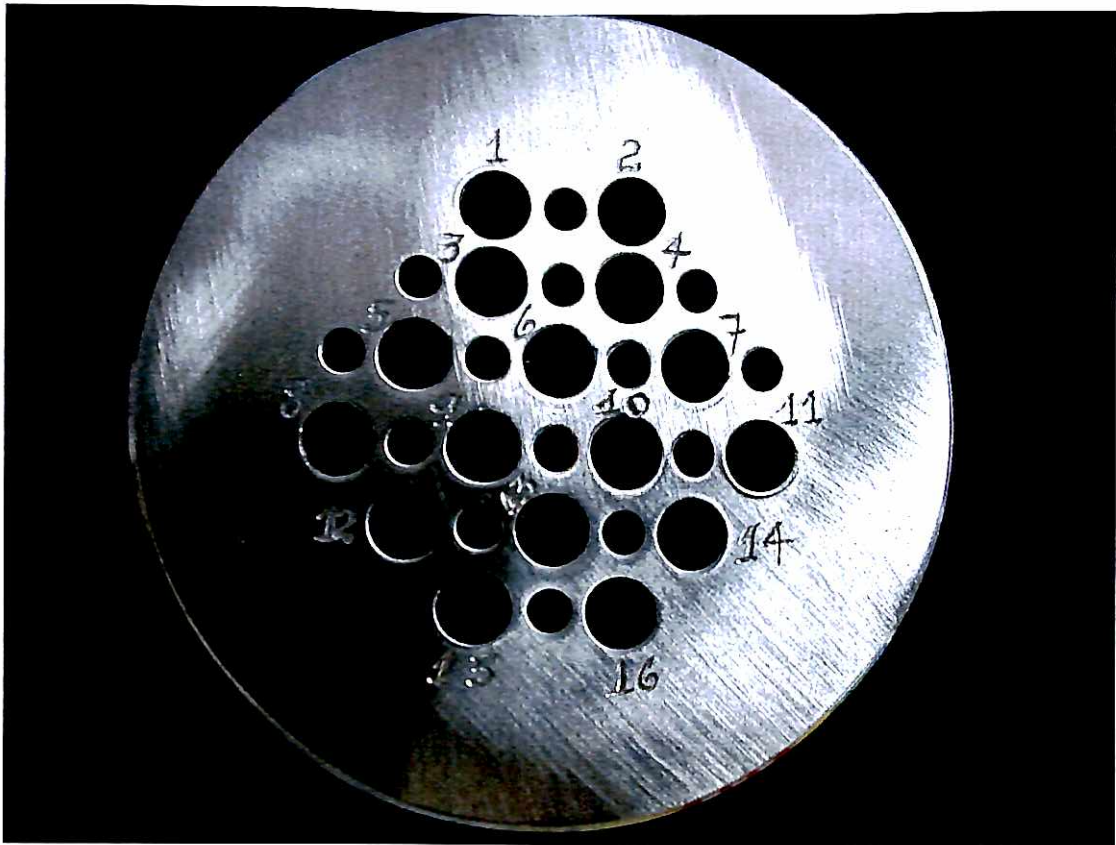


Figura 16: Dispositivo adequado para avaliação de todas as amostras no MEV

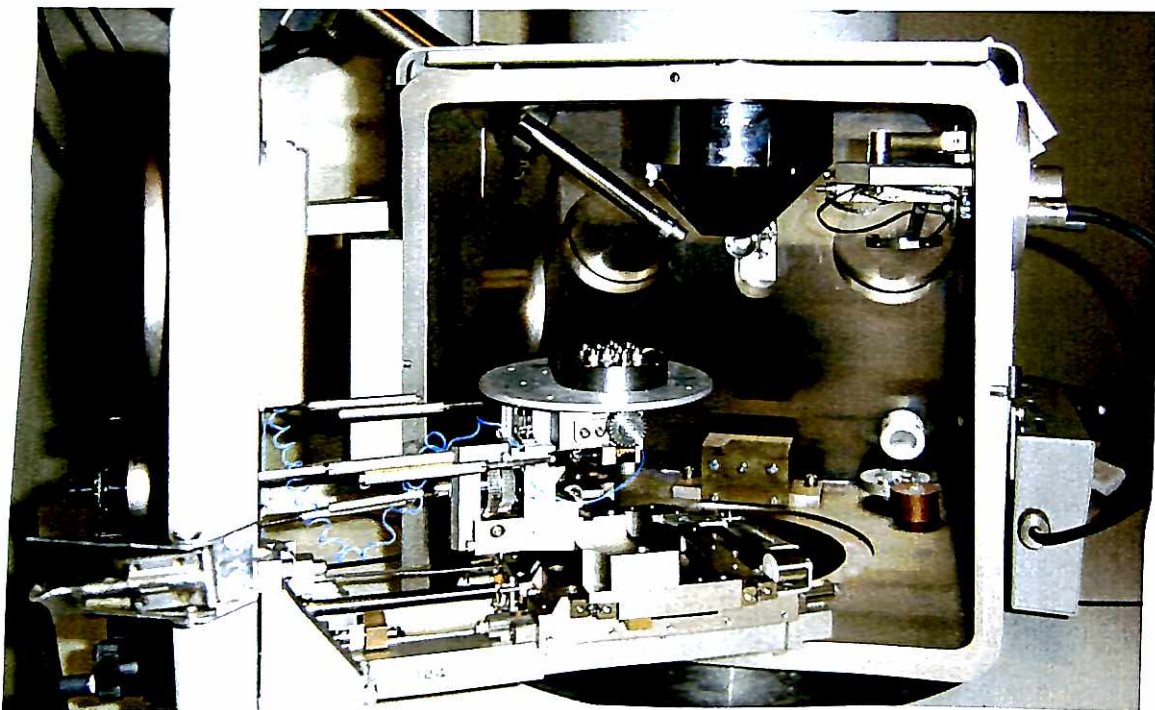


Figura 17: Dispositivo adequado para avaliação de todas as amostras no MEV

Sabendo que as possíveis deformações ocorrem nas paredes internas do hexágono do implante e ângulos externo do hexágono dos pilares, buscou-se monitorar esses dois locais.

Cada amostra de implante e pilar possui em seu hexágono seis paredes, sendo que podemos obter uma boa imagem de duas paredes ao mesmo tempo (3 duplas de imagens A, B e C) (Figura 18). Houve necessidade de inclinarmos as amostras para se obter uma imagem ideal das paredes internas dos implantes e externas dos pilares. Após várias tentativas, chegamos à angulação de 30° graus (Figura 19 e 20). Assim em cada amostra, escolhemos uma direção ao acaso, o que forneceu um total de dois registros de imagem (1 vertical e 1 angulado em 30°) antes da aplicação do torque e dois registros após torque, sendo essa mesma metodologia executada para os pilares.

Amostras posicionadas, deu-se início a análise das superfícies colocando o dispositivo carregado na plataforma do MEV, e fechando-se o compartimento. As imagens obtidas foram executadas com aumento de 65x e 300x., sendo armazenadas para posterior comparação (Figuras 21 a 30).

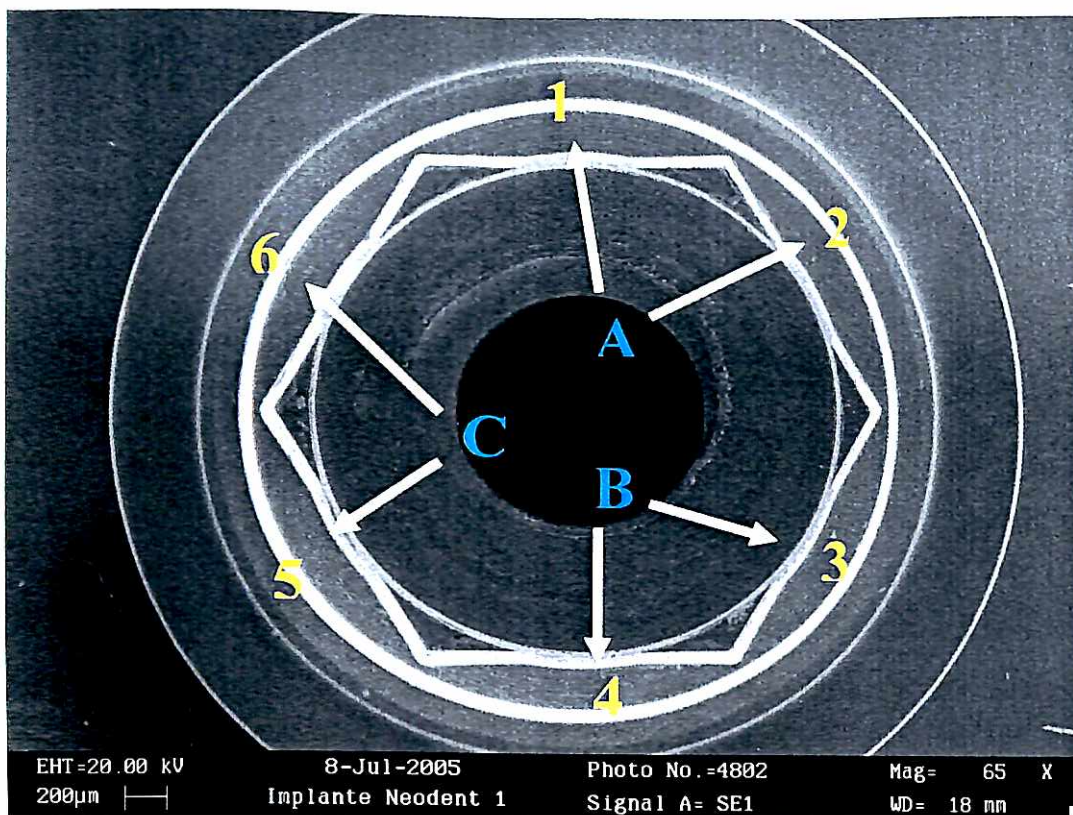


Figura 18: Visualização das paredes da amostra

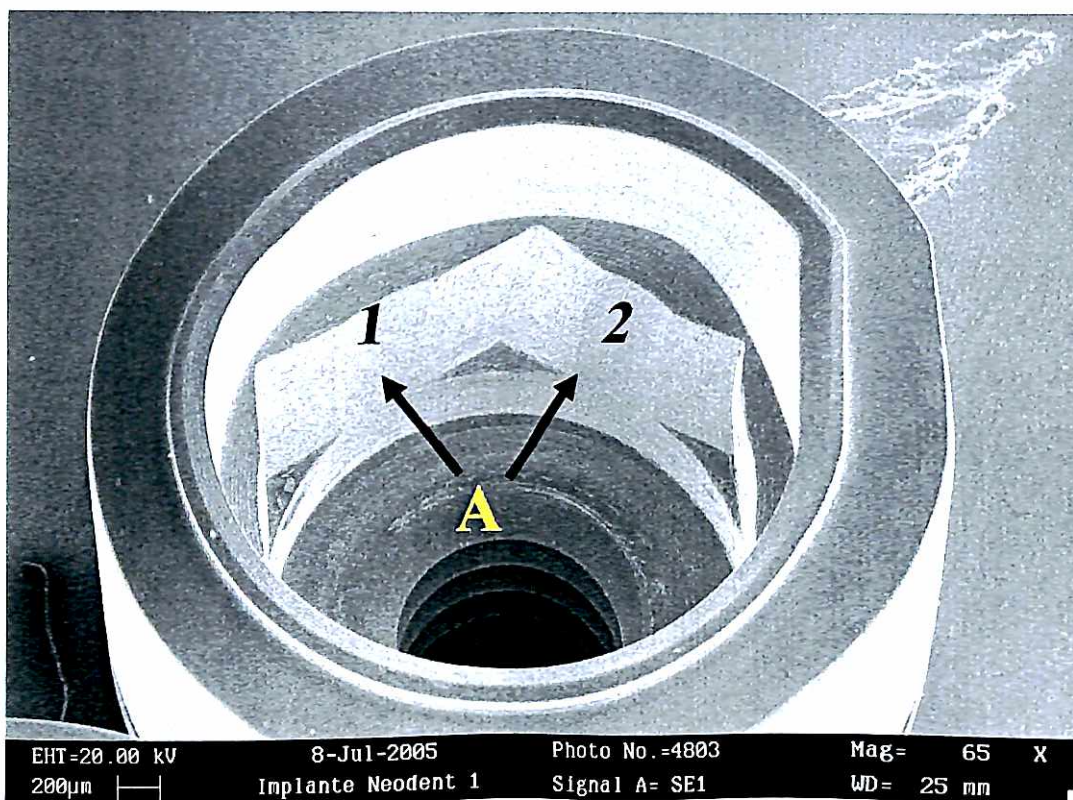


Figura 19: Visualização das paredes da amostra com inclinação de 30° graus

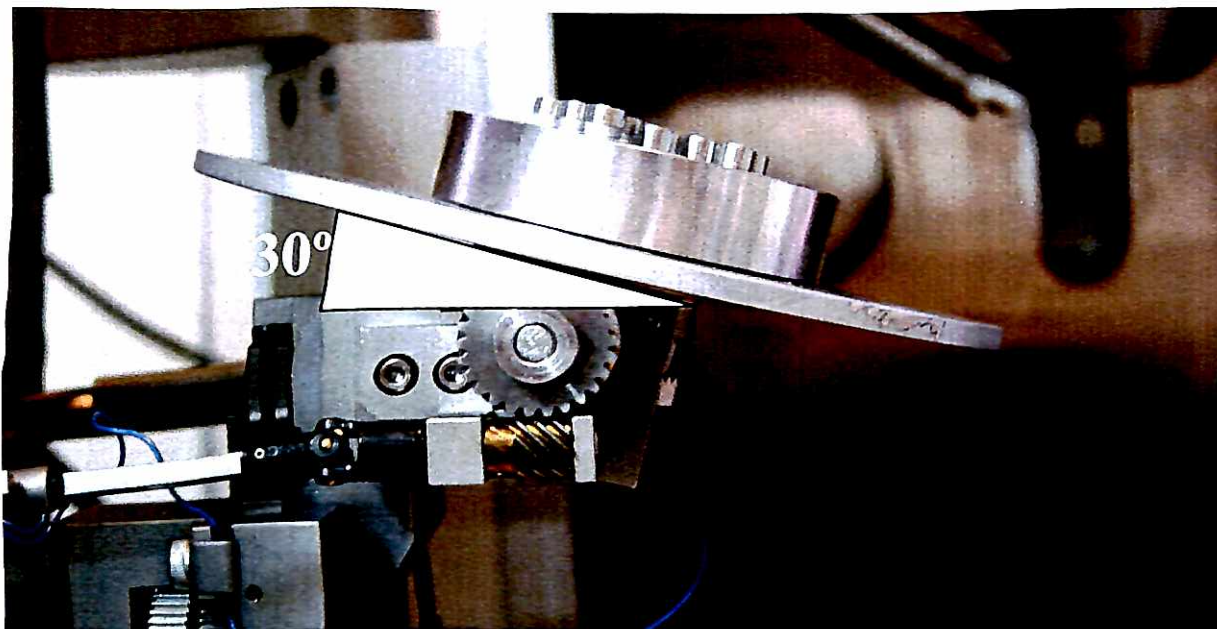


Figura 20: Dispositivo adequado colocado sobre a plataforma do MEV com inclinação de 30° graus

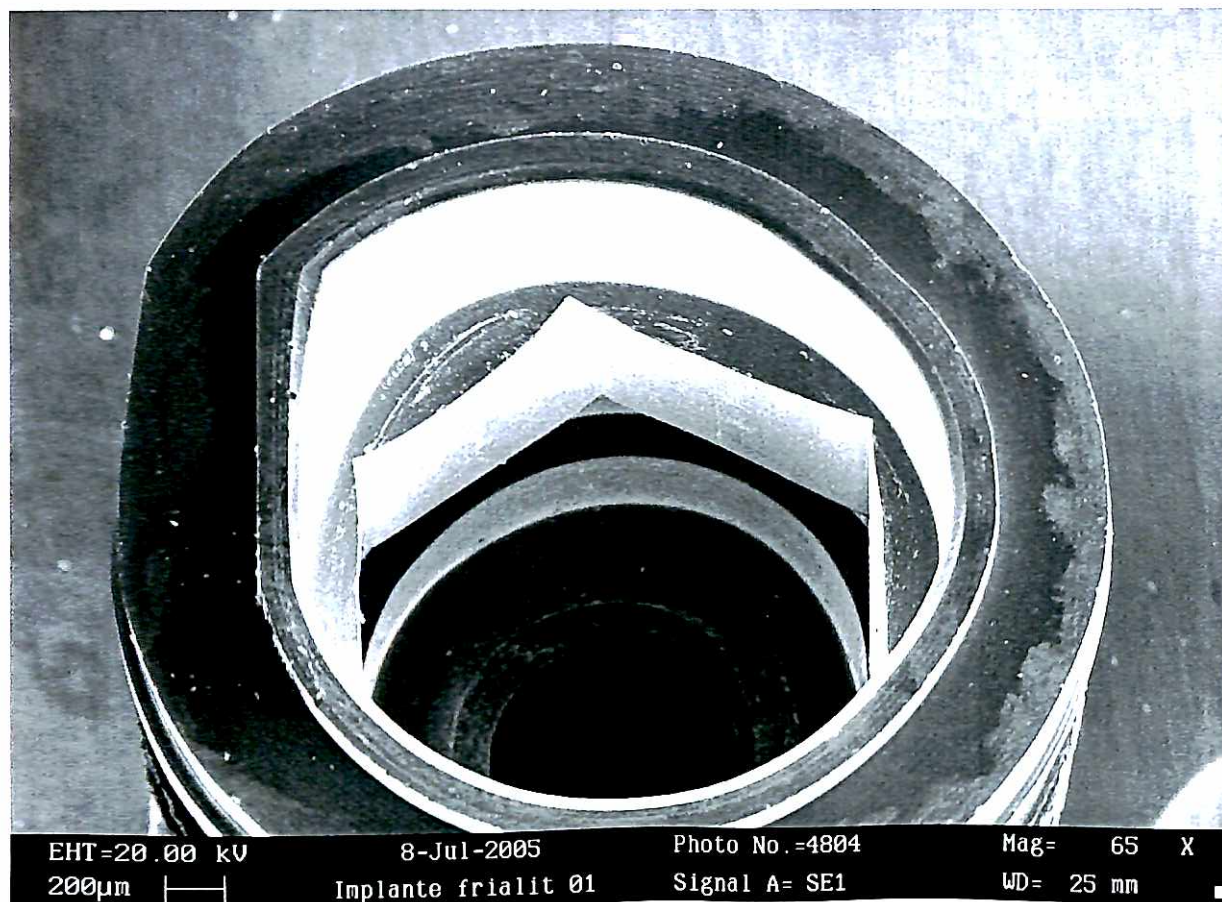


Figura 21: Implante Frialit em inclinação de 30°

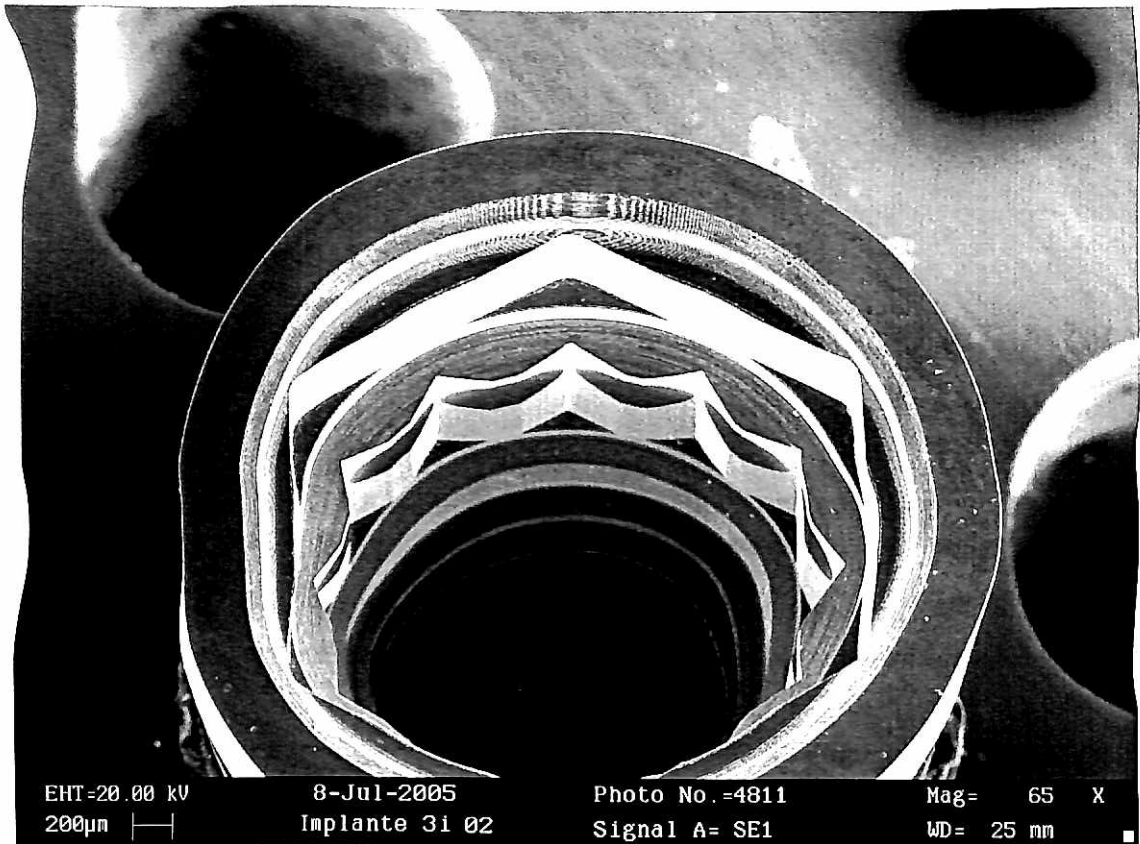


Figura 22: Implante 3i em inclinação de 30°

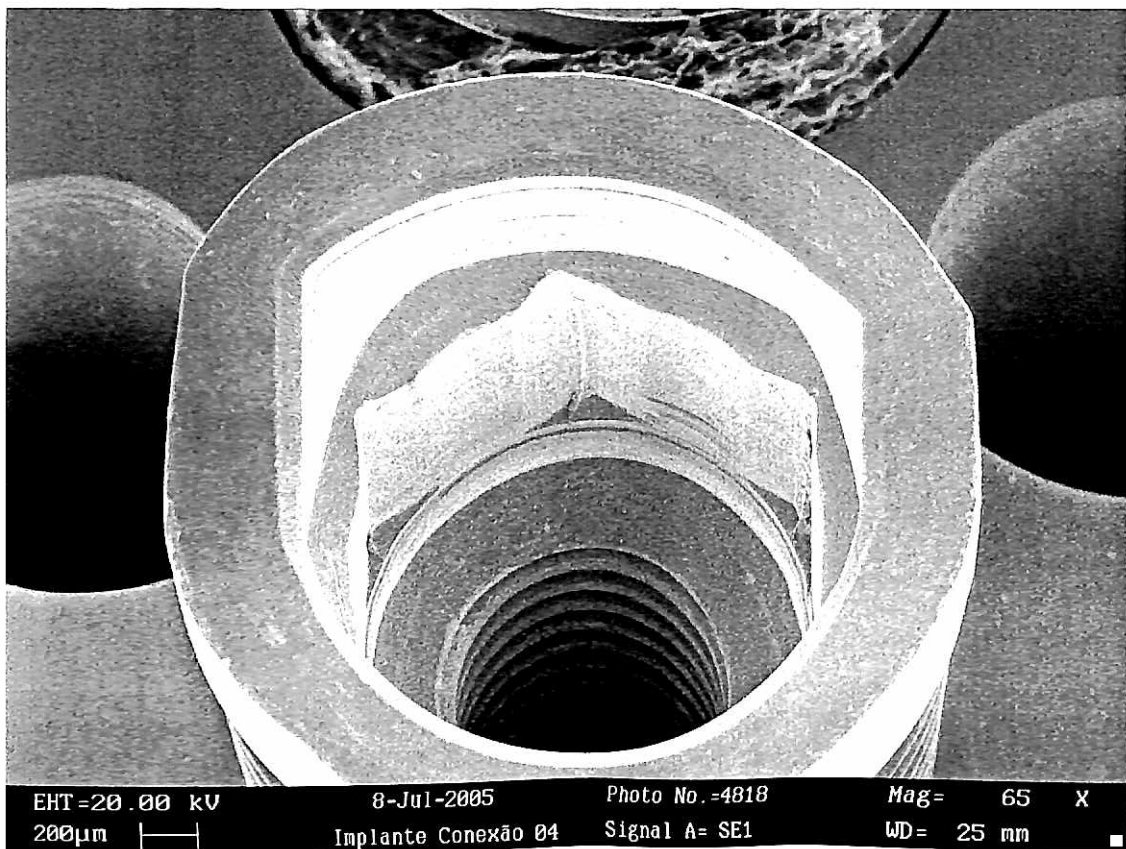


Figura 23: Implante Conexão em inclinação de 30°

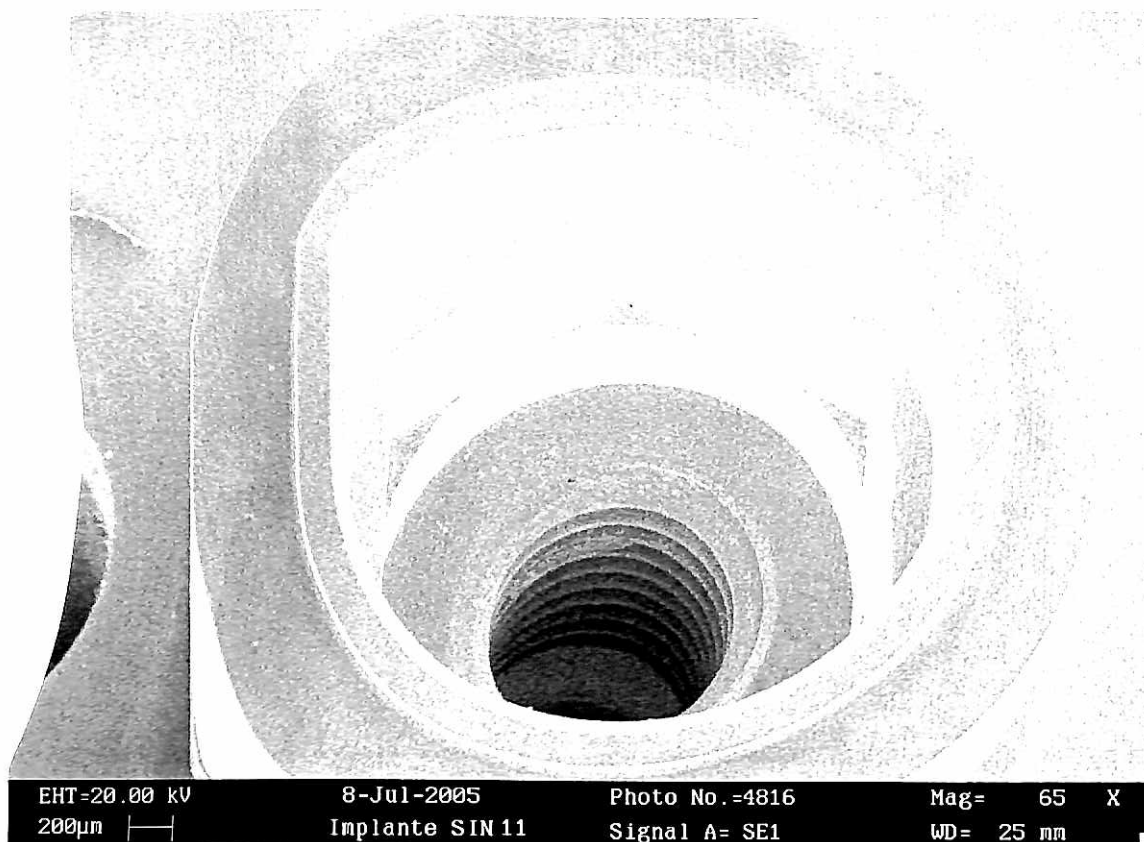


Figura 24: Implante Sin em inclinação de 30°

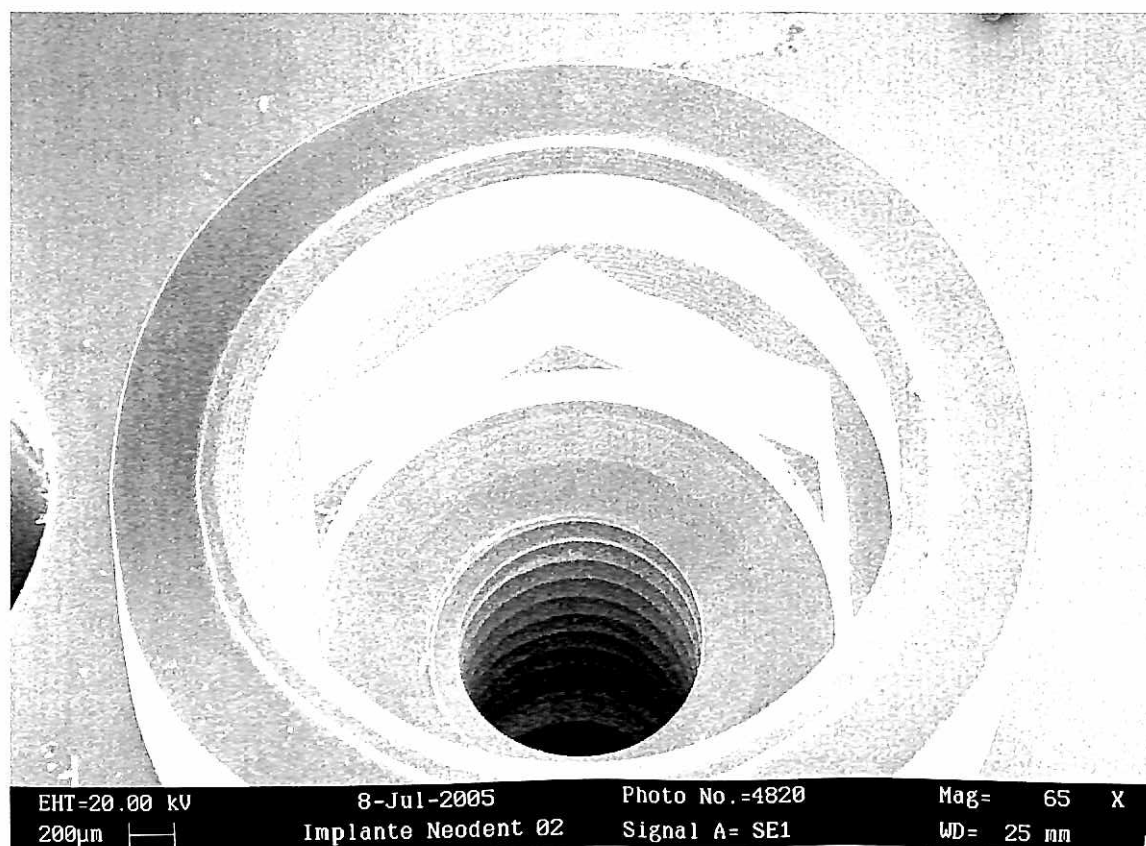


Figura 25: Implante Neodent em inclinação de 30°

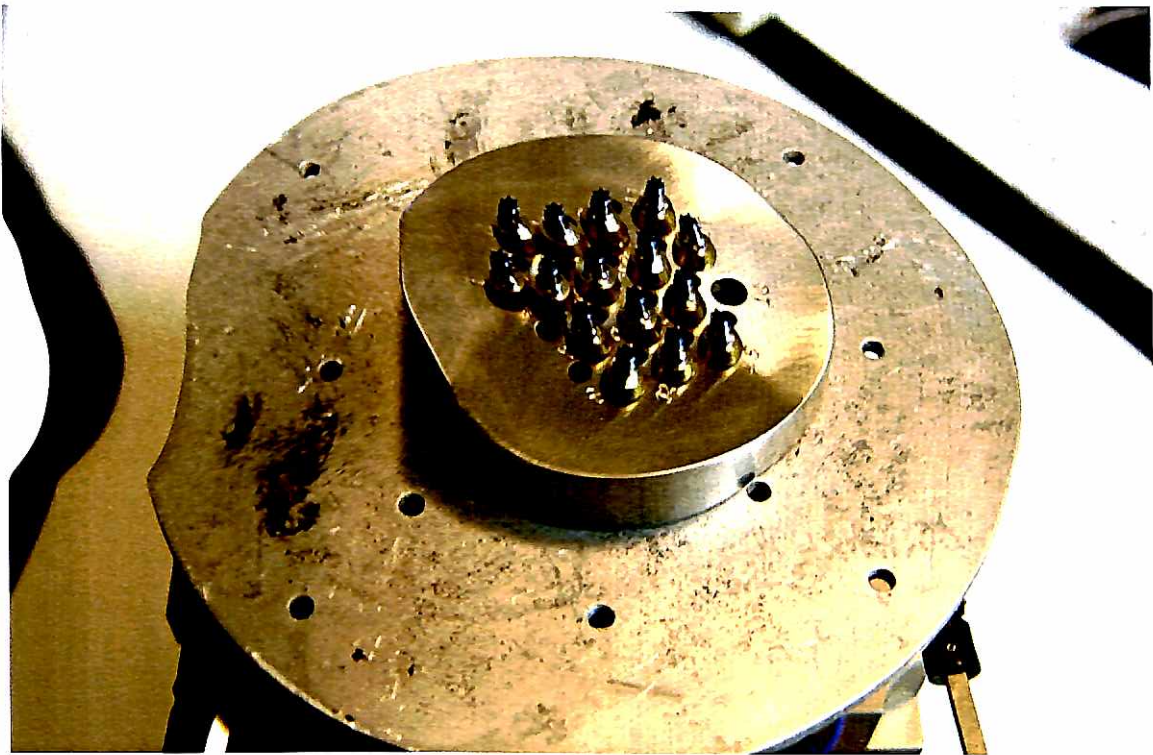


Figura 26: Pilares 3i no dispositivo do MEV

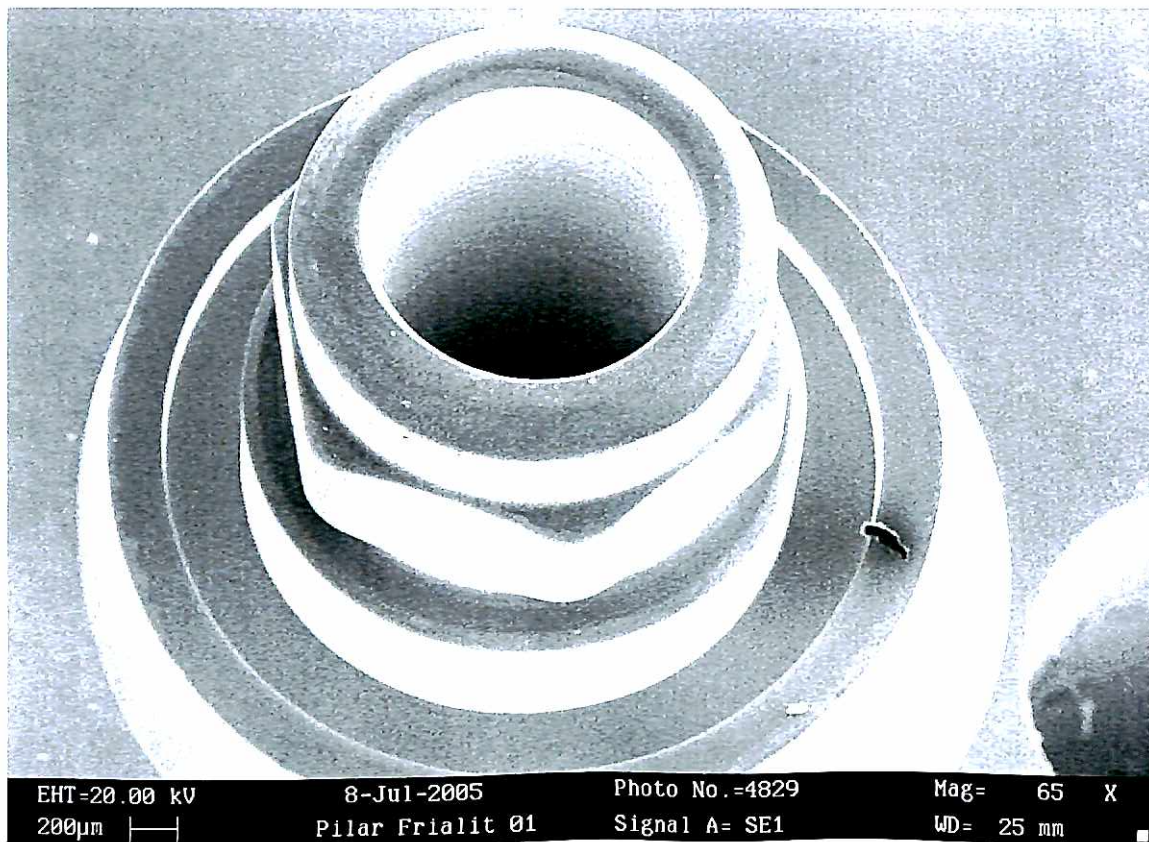


Figura 27: Pilar Frialit em inclinação de 30°

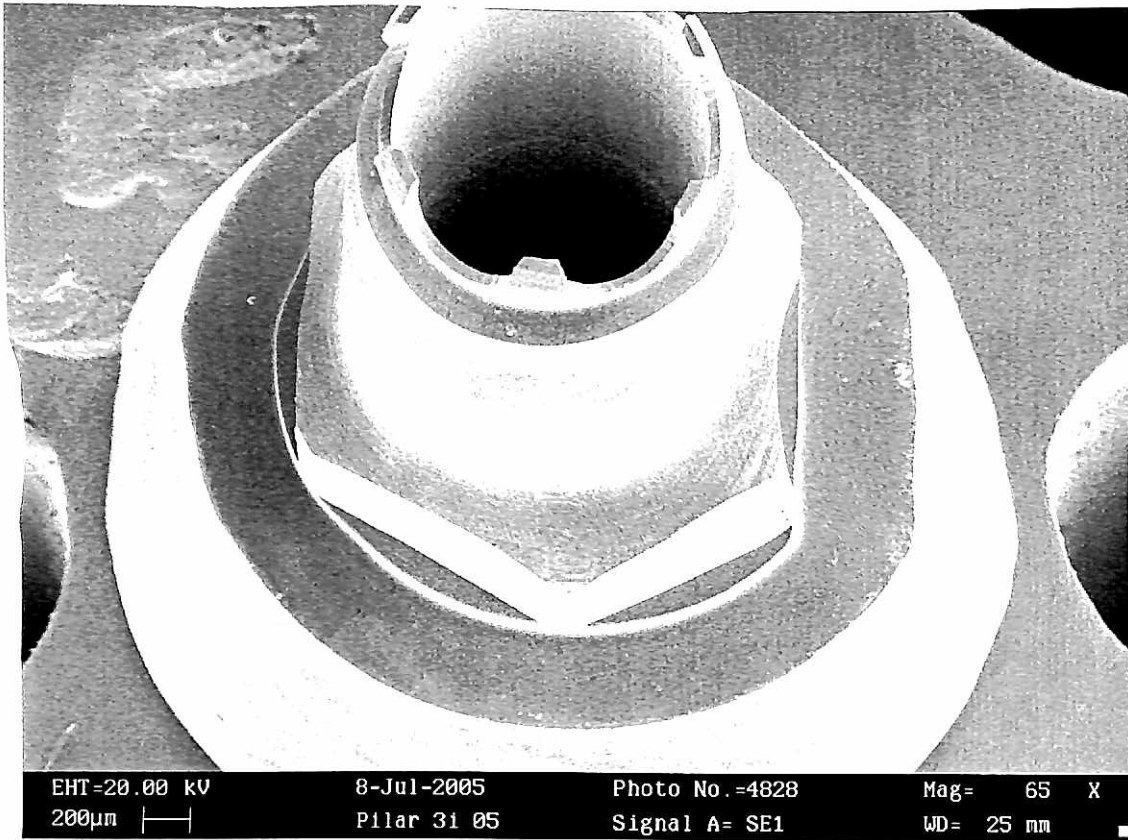


Figura 28: Pilar 3i em inclinação de 30°

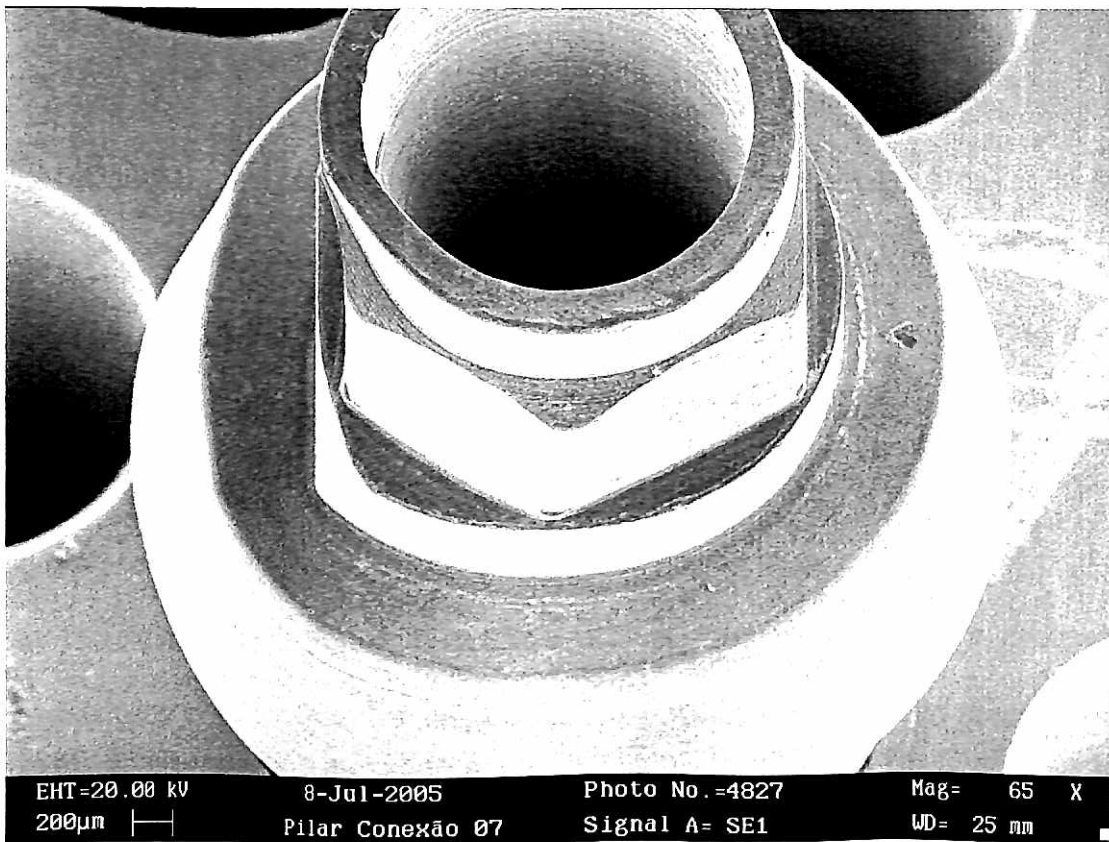


Figura 29: Pilar Conexão em inclinação de 30°

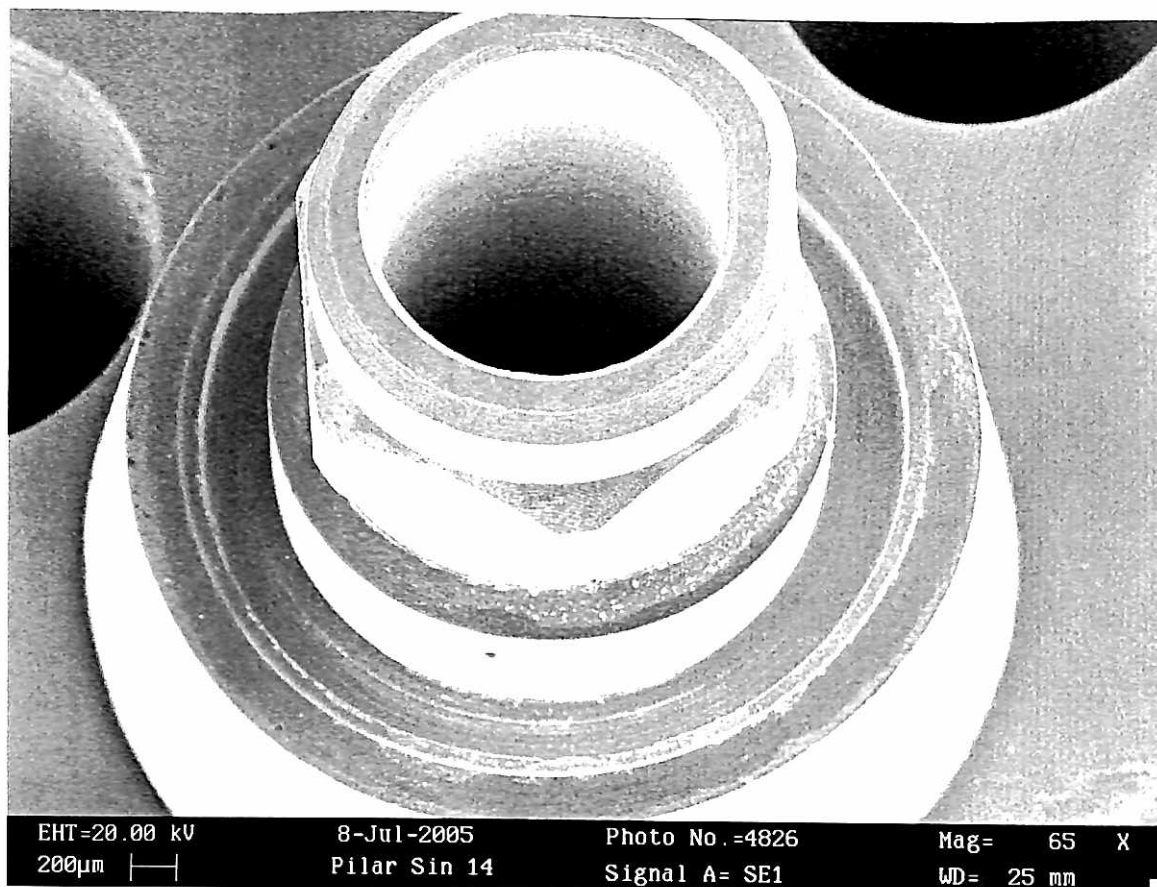


Figura 30: Pilar Sin em inclinação de 30°

Após registro das imagens de cada amostra, o desajuste rotacional foi medido antes de aplicação do torque, ou seja, o implante era posicionado através do sistema de fixação do dispositivo de avaliação de liberdade rotacional mantendo-o em posição vertical (Figura 31). Adaptava-se o pilar usinado à agulha de medição angular, com respectivo parafuso de fixação horizontal, de forma a mantê-lo em contato completo com a base da agulha. Como todas as amostras apresentam chanfro na superfície (Figura 32), possibilitou evitar uma possível instabilidade ou folga do pilar na agulha de medição (Figuras 33 e 35), apenas as amostras Neodent necessitaram ser preparadas com um chanfro na superfície pois os mesmos não apresentam.

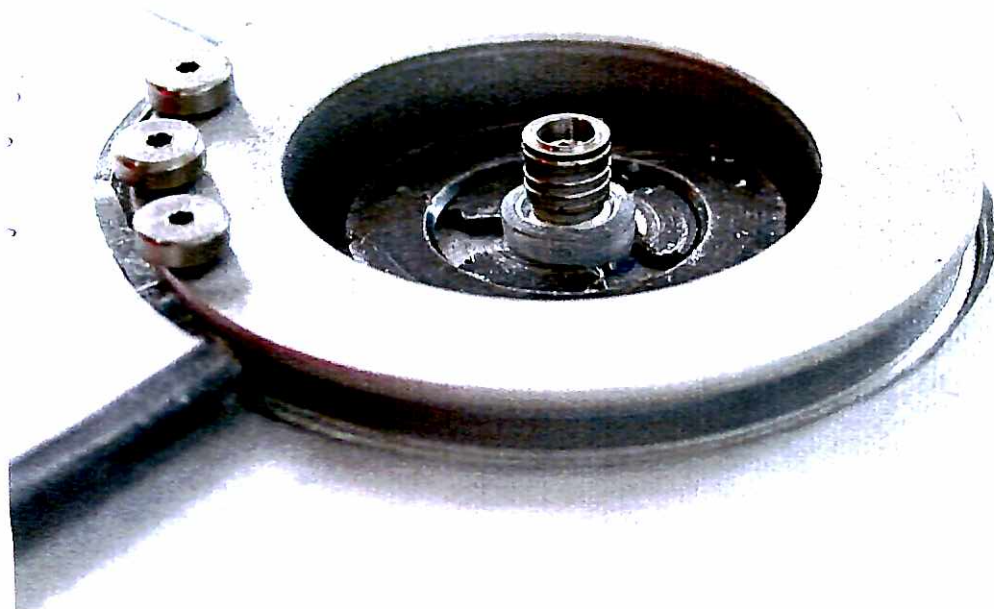


Figura 31: Sistema de fixação das amostras



Figura 32: Chanfro existente em todas as amostras



Figura 33: Suporte para fixação dos pilares, observar o parafuso de travamento horizontal

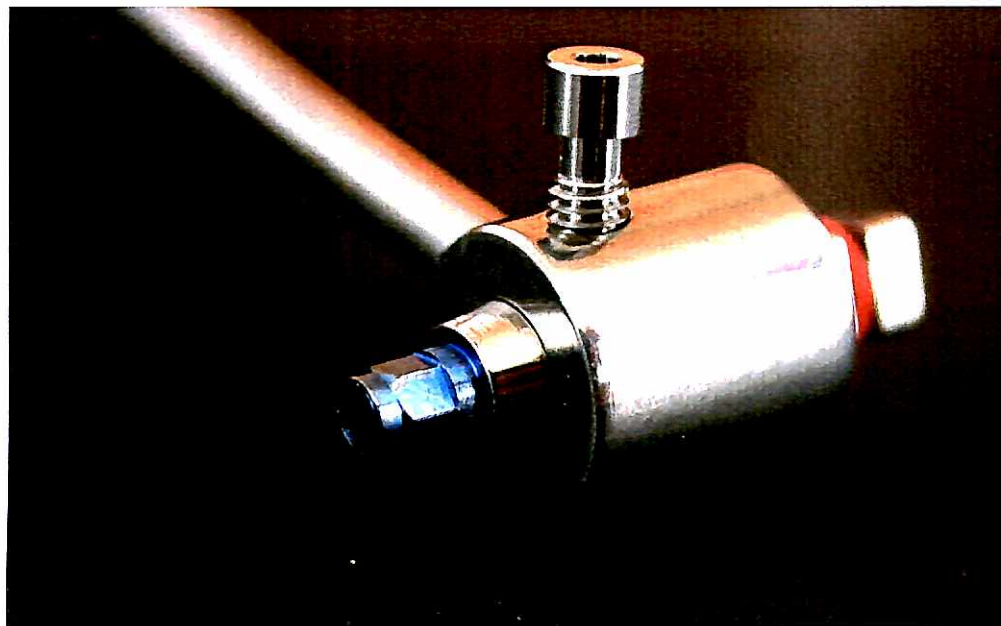


Figura 34: Pilar usinado adaptado a agulha de medição angular com parafuso horizontal



Figura 35: Chave calibrada em 5 N.cm

Uma vez conectados, procedeu-se um aperto no parafuso retentor com chave calibrada em 5 N.cm apenas com finalidade de estabilização e que possibilitasse o movimento livre do componente (Figura 36). Teve início o processo de leitura, movimentando-se o conjunto componente protético/agulha no sentido anti-horário, garantindo que o limite imposto pelas faces dos hexágonos fosse atingido nesta direção (Figura 37). O dispositivo angular era então zerado e procedia-se um movimento horário do conjunto até que o limite apresentado pelos hexágonos fossem novamente atingidos no sentido oposto (Figuras 38). Essa amplitude de movimento percorrida pela rotação do conjunto era marcada em graus, obtendo-se os valores do desajuste antes do torque.

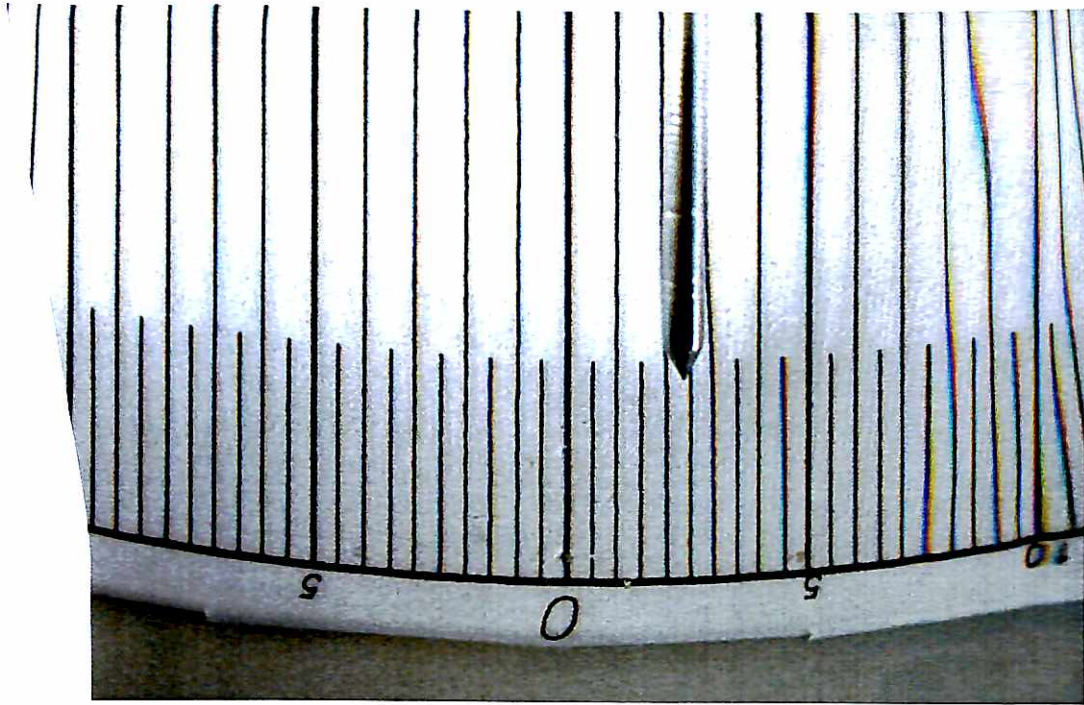


Figura 36: Movimentação da agulha no sentido anti-horário



Figura 37: Dispositivo zerado em graus

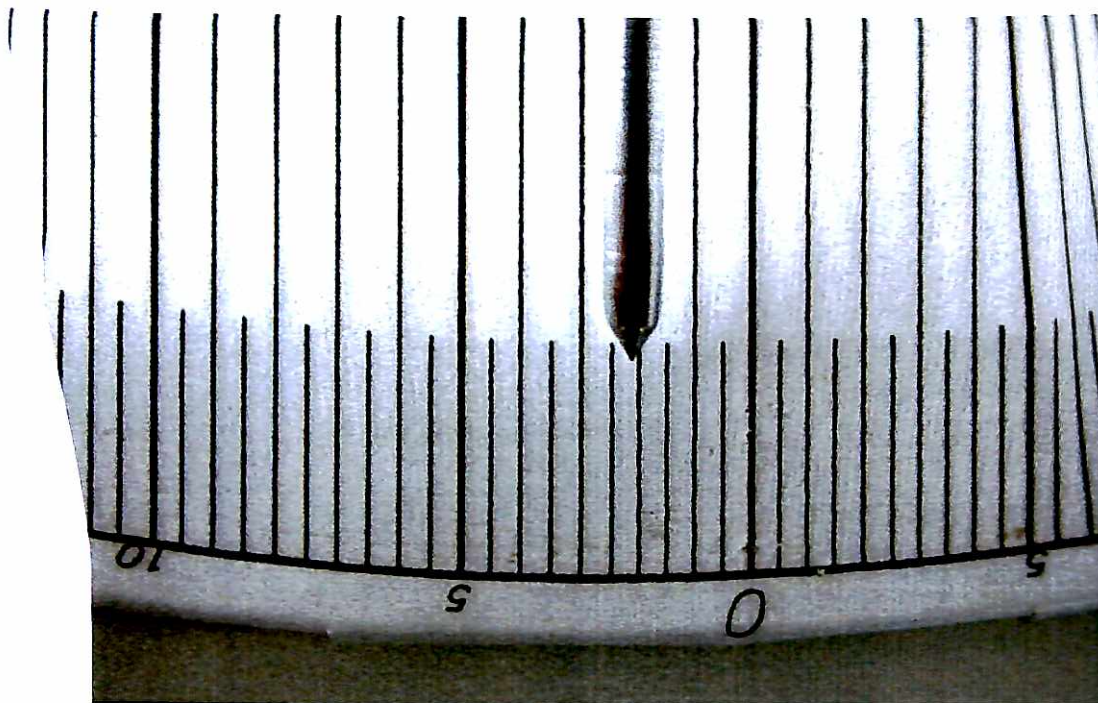


Figura 38: Movimentação no sentido horário e registrando em graus o movimento

Uma vez concluída essa etapa, o dispositivo era novamente zerado e com o auxílio de torquímêtro digital (Figura 39 e 40) procedia-se o aperto indicado pelo fabricante (Quadro 4), o qual também movimentou o conjunto no sentido anti-horário, sendo esse registrado.



Figura 39: Torquímêtro digital



Figura 40: Torquimêtro posicionado, indicando o valor adequado para cada amostra

GRUPO	MARCA COMERCIAL	TORQUE
A	FRIALIT	24 N.cm
B	3i	20 N.cm
C	CONEXÃO	20 N.cm
D	SIN	32 N.cm
E	NEODENT	20 N.cm

Quadro 4: Indicação de torque conforme fabricante

Após a finalização das leituras do movimento de rotação, antes e durante o torque todo o conjunto era desmontado e novamente levado ao MEV para análise de possíveis alterações físicas das paredes do hexágono interno do implante e hexágono externo do pilar usinado.

5 RESULTADOS

5.1 ALTERAÇÕES FÍSICAS DAS PAREDES DO HEXÁGONO INTERNO DO IMPLANTE E ÂNGULOS DO HEXÁGONO EXTERNO DOS PILARES USINADOS

Após a finalização das leituras do movimento de rotação (liberdade rotacional) antes e durante o torque, todo conjunto era desmontado e novamente levado ao MEV para análise de possíveis alterações físicas das paredes do hexágono interno do implante (próximo dos ângulos) e ângulos do hexágono externo do pilar usinado (Figuras 41 a 47).

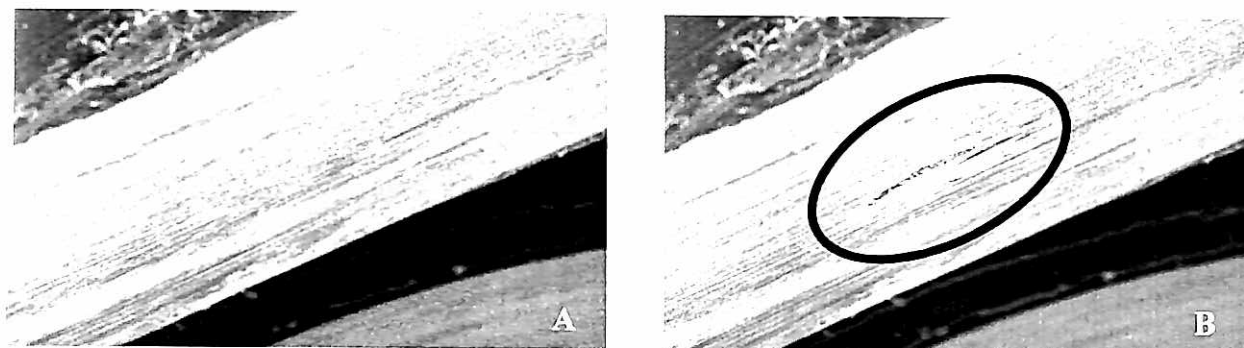


Figura 41: Em aumento 300x, deformação (tipo arranhão) da parede do hexágono interno do implante (Frialit), antes da aplicação do torque (A) e após aplicá-lo (B).

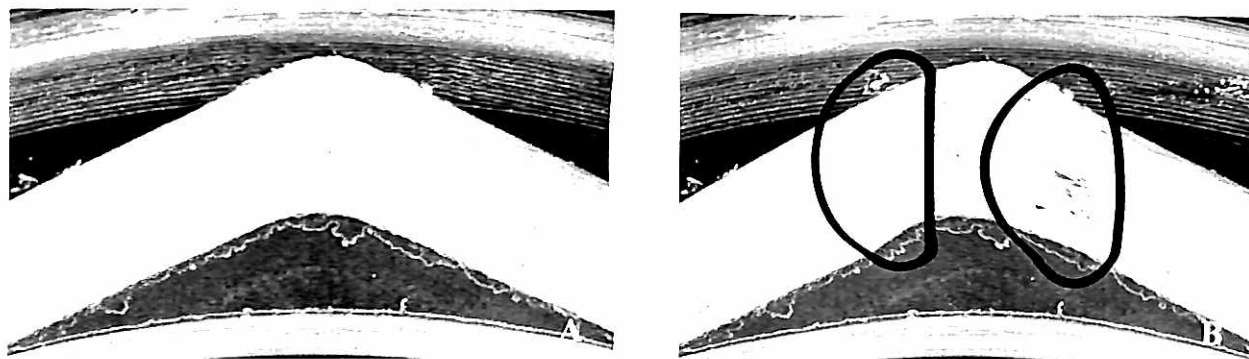


Figura 42: Em aumento 300 x deformação (tipo arranhão) da parede do hexágono interno do implante (3i), antes da aplicação do torque (A) e após aplicá-lo (B).

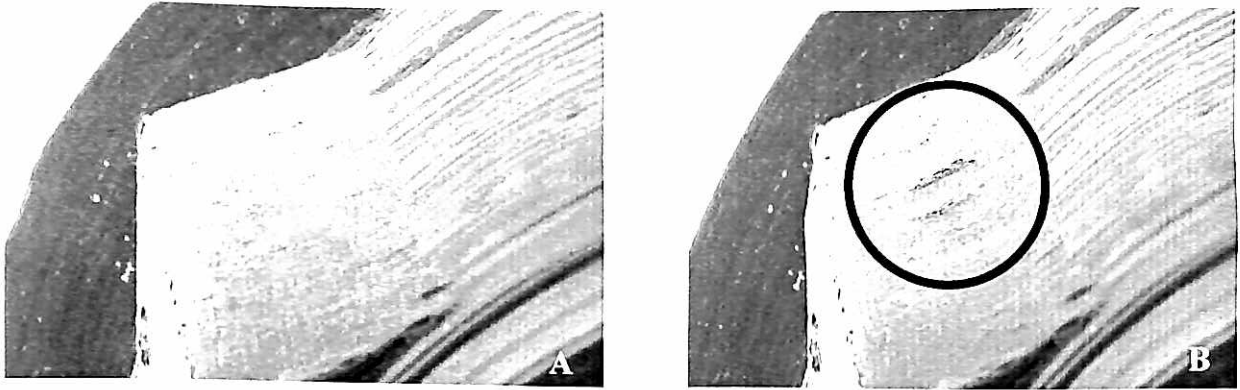


Figura 43: Em aumento 300x deformação (tipo arranhão) da parede do hexágono interno do implante (Conexão), antes da aplicação do torque (A) e após aplicá-lo (B).

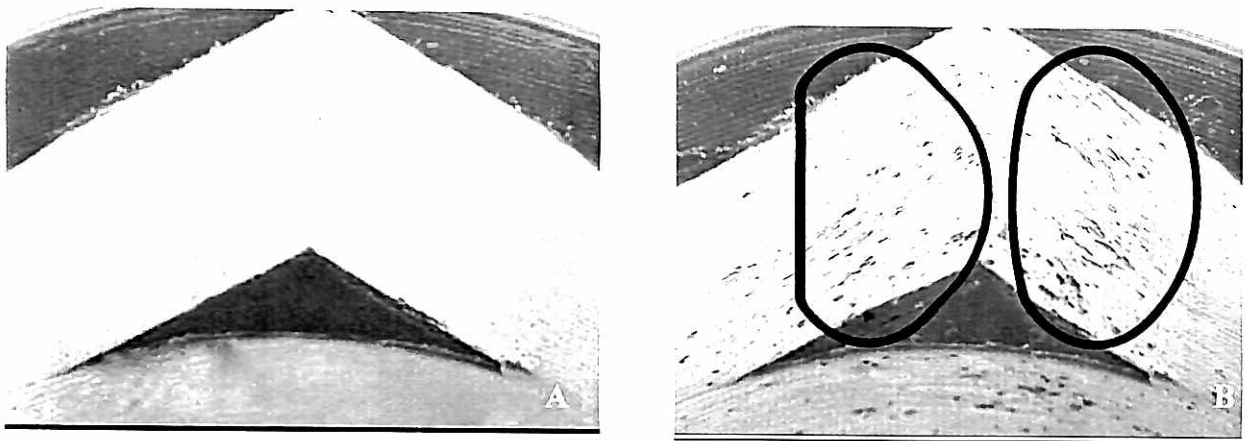


Figura 44: Em aumento 300x deformação (tipo arranhão) da parede do hexágono (Sin), antes da aplicação do torque (A) e após aplicá-lo (B).

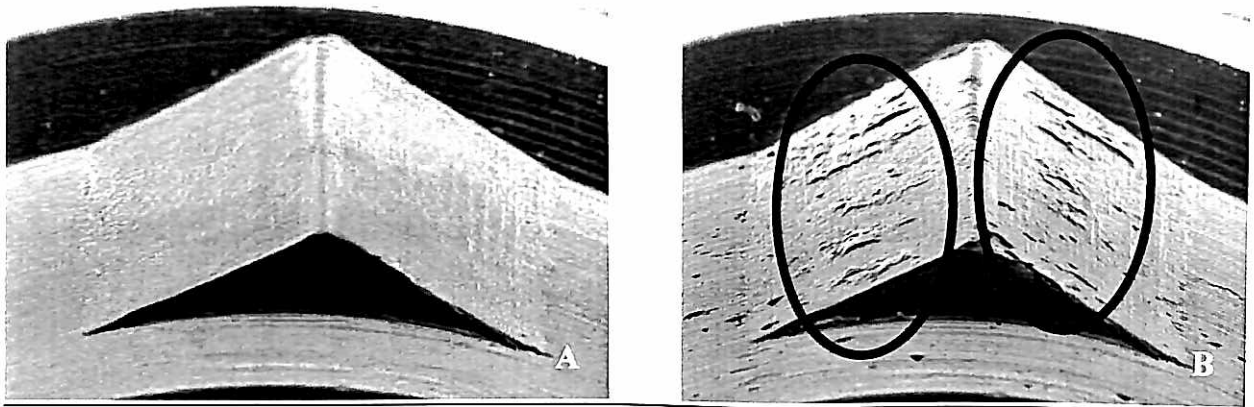


Figura 45: Em aumento 300x deformação (tipo arranhão) da parede do hexágono interno do implante (Neodent), antes da aplicação do torque (A) e após aplicá-lo (B).

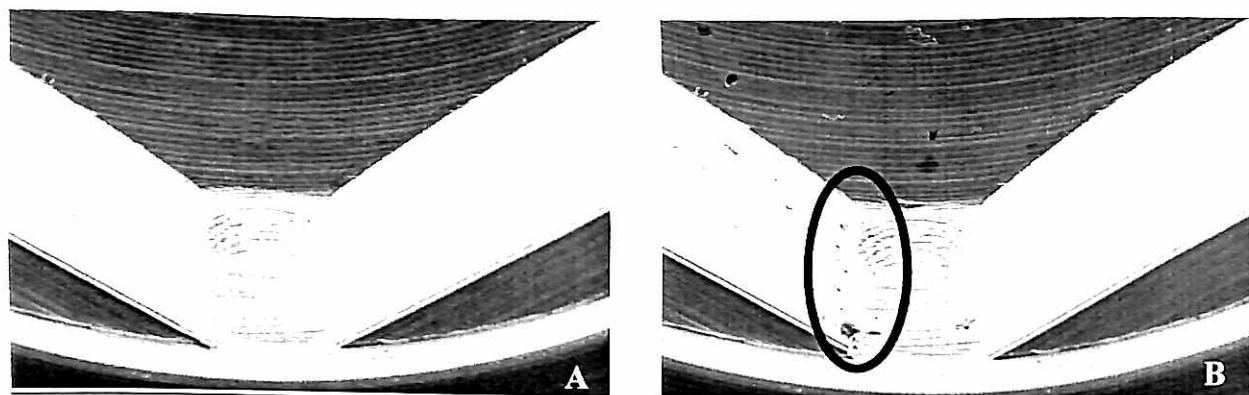


Figura 46: Em aumento 300x, deformação (tipo amassamento) do ângulo do hexágono externo dos pilares usinados, antes da aplicação do torque (A) e após aplicá-lo (B).

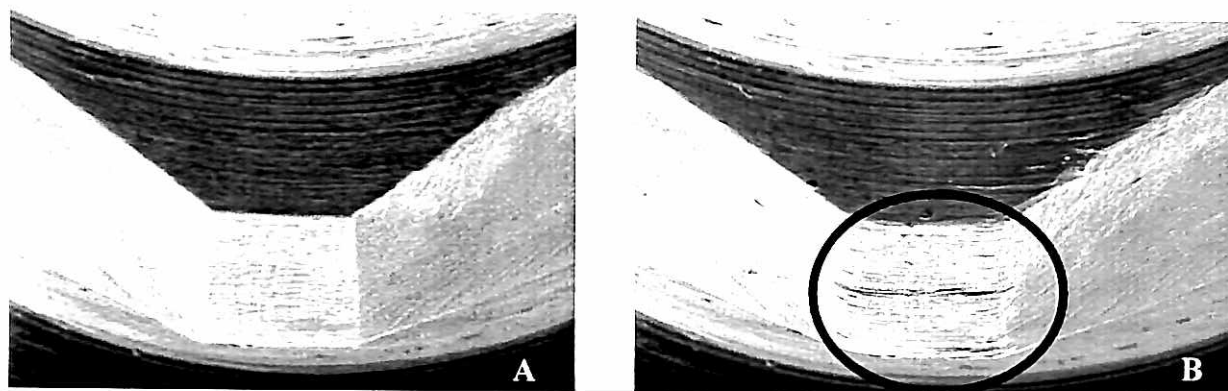


Figura 47: Em aumento 300x, deformação (tipo amassamento) do ângulo do hexágono externo dos pilares usinados, antes da aplicação do torque (A) e após aplicá-lo (B).

5.2 DESAJUSTE ROTACIONAL

Os valores obtidos na verificação da liberdade rotacional antes do torque estão descritos na Tabela 2 e Gráfico 1, as médias de desvio-padrão para o desajuste rotacional entre os hexágonos do implante e do pilar estão descritos na Tabela 3, 4, 5, bem como os resultados durante a aplicação do torque estão descritos nas Tabelas 6 a 9 (p. 81 a 82) e Gráfico 2 (p. 81).

Tabela 2: Ângulo em graus de liberdade rotacional antes do torque

FRIALIT	3i	CONEXÃO	SIN	NEODENT
1,75	1,25	5,00	5,00	3,50
1,25	1,50	3,25	3,50	4,50
2,25	2,00	4,50	4,00	3,50
1,25	1,25	4,25	4,25	3,25
2,00	1,25	4,25	3,50	3,50
1,50	1,50	4,50	4,25	3,50
1,75	1,25	4,25	3,00	4,50
2,00	1,50	3,75	4,00	4,25
2,00	1,75	4,00	4,00	3,75
1,75	1,50	4,25	4,00	4,00
1,50	1,25	4,50	3,75	4,50
1,75	1,25	4,25	4,00	4,25
1,75	1,50	4,00	4,50	3,25
2,25	1,50	4,50	3,50	4,25
1,75	1,50	4,25	4,00	3,75

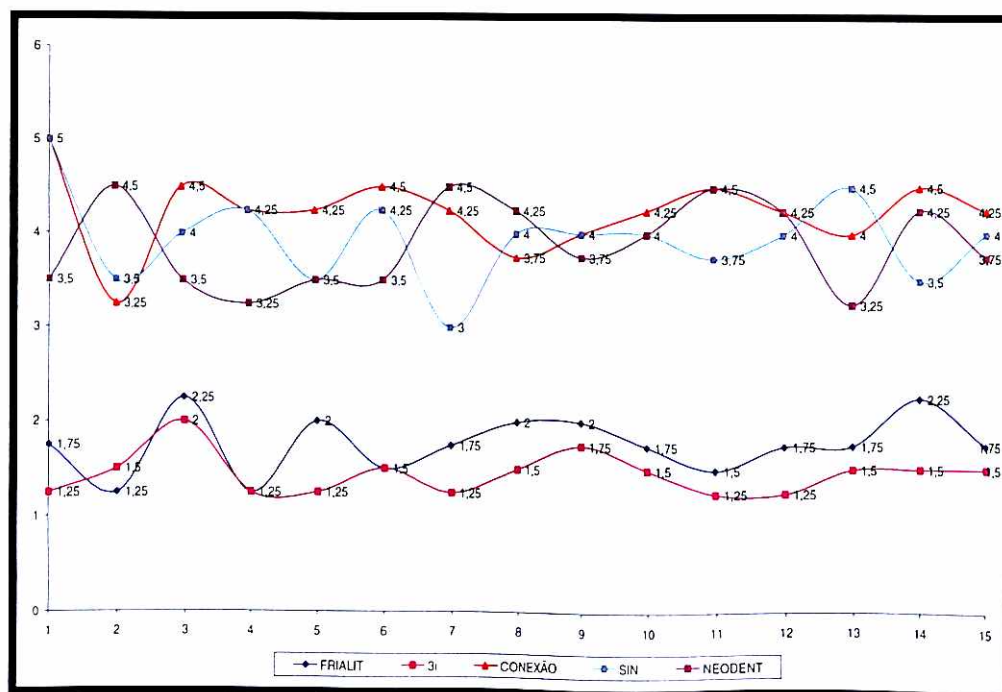


Gráfico 1: Representação gráfica do grau de liberdade rotacional antes do torque entre as marcas

Tabela 3: Média e desvio-padrão para o desajuste rotacional antes do torque

GRUPO	REGIÃO DE NORMALIDADE DO DESAJUSTE ROTACIONAL
A (Frialit)	1,77 ± 0,31
B (3I)	1,45 ± 0,22
C (Conexão)	4,23 ± 0,40
D (Sin)	3,95 ± 0,47
E (Neodent)	3,88 ± 0,46

Tabela 4: Resumo das comparações entre os grupos analisados antes do torque

GRUPO	CONTAGEM	SOMA	MÉDIA	VARIÂNCIA	DESVIO PADRÃO
A (FRIALIT)	15	26,5	1,77	0,09	0,31
B (3i)	15	21,75	1,45	0,05	0,22
C (CONEXÃO)	15	63,5	4,23	0,16	0,39
D (SIN)	15	59,25	3,95	0,23	0,47
E (NEODENT)	15	58,25	3,88	0,21	0,46

Ao aplicar o teste de Tukey verificamos que existe diferença significativas entres as médias analisadas entre esses grupos. Como as diferenças entre as médias são maiores que as diferenças mínimas significativas (dms) existe as diferenças significativas para o valor $p < 0,05$.

Tabela 5: Teste de Tukey para comparação entre as marcas comerciais antes da aplicação e torque

DIFERENÇA DAS MÉDIAS DOS GRUPOS		DMS	RESULTADO
FRIALIT e 3i	0,32	0,37	NÃO Existe Diferença Significativa
FRIALIT e CONEXÃO	2,47	0,37	Existe Diferença Significativa
FRIALIT e SIN	2,18	0,37	Existe Diferença Significativa
FRIALIT e NEODENT	2,12	0,37	Existe Diferença Significativa
3i e CONEXÃO	2,78	0,37	Existe Diferença Significativa
3i e SIN	2,50	0,37	Existe Diferença Significativa
3i e NEODENT	2,43	0,37	Existe Diferença Significativa
CONEXÃO e SIN	0,28	0,37	NÃO Existe Diferença Significativa
CONEXÃO e NEODENT	0,35	0,37	NÃO Existe Diferença Significativa
SIN e NEODENT	0,07	0,37	NÃO Existe Diferença Significativa

Tabela 6: Ângulo em graus de liberdade rotacional durante torque

FRIALIT	3i	CONEXÃO	SIN	NEODENT
2,00	1,25	5,25	5,00	4,00
1,50	2,25	3,50	4,00	4,75
2,25	2,25	4,50	4,00	3,50
1,50	1,50	4,50	4,25	3,75
2,25	1,50	4,75	4,00	4,00
2,00	1,75	4,75	4,50	4,25
2,00	1,50	4,50	3,25	5,00
2,25	1,75	4,25	4,50	4,75
2,25	2,00	4,50	4,25	4,25
2,00	1,75	4,50	4,25	4,25
1,50	1,50	4,75	4,00	5,00
2,00	1,50	4,50	4,25	4,75
2,00	1,50	4,50	4,75	3,25
2,50	1,75	4,50	3,75	4,75
1,75	1,75	4,50	4,25	4,00

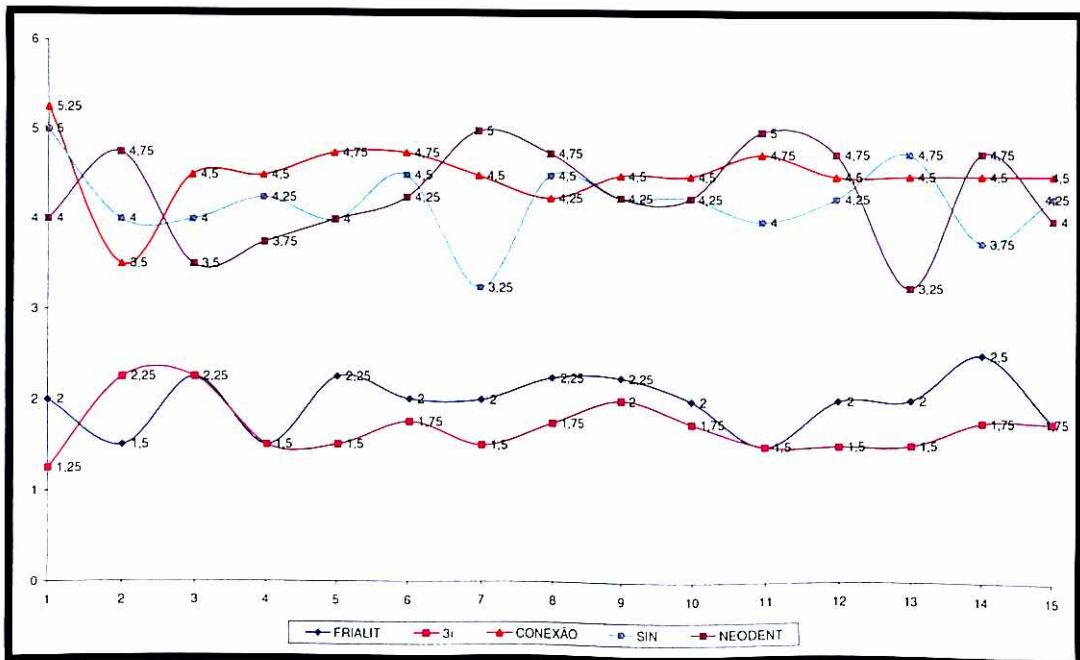


Gráfico 2: Representação gráfica do grau de liberdade rotacional durante torque entre as marcas

Tabela 7: Média e desvio-padrão para o desajuste rotacional durante o torque

GRUPO	REGIÃO DE NORMALIDADE DO DESAJUSTE ROTACIONAL
A (Frialit)	1,98 ± 0,31
B (3i)	1,70 ± 0,29
C (Conexão)	4,52 ± 0,36
D (Sin)	4,20 ± 0,41
E (Neodent)	4,28 ± 0,54

Tabela 8: Resumo das comparações entre os grupos analisados durante o torque

GRUPO	CONTAGEM	SOMA	MÉDIA	VARIÂNCIA	DESVIO PADRÃO
A (Frialit)	15	29,75	1,98	0,09	0,31
B (3i)	15	25,50	1,70	0,08	0,29
C (Conexão)	15	67,75	4,52	0,13	0,36
D (Sin)	15	63,00	4,20	0,17	0,41
E (Neodent)	15	64,25	4,28	0,29	0,54

Tabela 9: Teste de Tukey para comparação entre as marcas comerciais durante aplicação e torque

DIFERENÇA DAS MÉDIAS DOS GRUPOS	DMS	RESULTADO	
FRIALIT E 3i	0,28	0,38	NÃO Existe Diferença Significativa
FRIALIT E CONEXÃO	2,53	0,38	Existe Diferença Significativa
FRIALIT E SIN	2,22	0,38	Existe Diferença Significativa
FRIALIT E NEODENT	2,30	0,38	Existe Diferença Significativa
3i E CONEXÃO	2,82	0,38	Existe Diferença Significativa
3i E SIN	2,50	0,38	Existe Diferença Significativa
3i E NEODENT	2,58	0,38	Existe Diferença Significativa
CONEXÃO E SIN	0,32	0,38	NÃO Existe Diferença Significativa
CONEXÃO E NEODENT	0,23	0,38	NÃO Existe Diferença Significativa
SIN E NEODENT	0,08	0,38	NÃO Existe Diferença Significativa

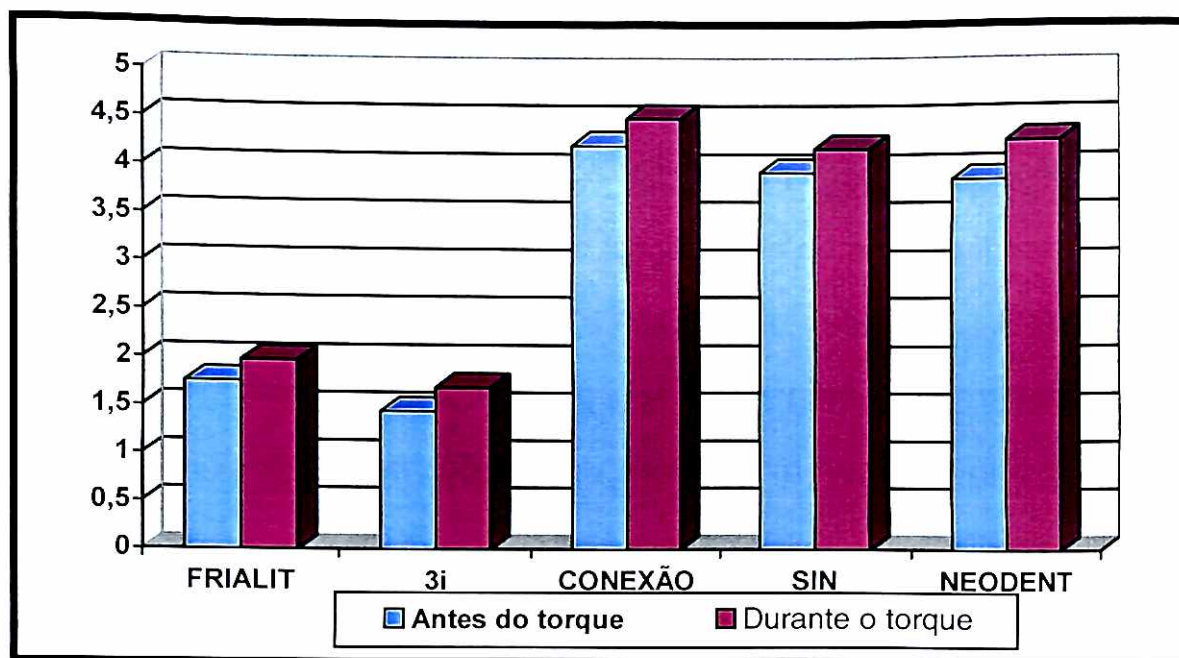


Gráfico 3: Representação gráfica dos valores em graus da liberdade rotacional antes e durante aplicação do torque

Tabela 10: Resumo dos resultados dos valores médios do grau de liberdade rotacional antes de qualquer solicitação mecânica (torque)

	MARCA COMERCIAL	VALORES MÉDIOS
1º	3i	1,45
2º	Frialit	1,77
3º	Neodent	3,88
4º	Sin	3,95
5º	Conexão	4,23

Tabela 11: Resumo dos resultados dos valores médios do grau de liberdade rotacional durante solicitação mecânica (torque)

	MARCA COMERCIAL	VALORES MÉDIOS
1º	3i	1,70
2º	Frialit	1,98
3º	Sin	4,20
4º	Neodent	4,28
5º	Conexão	4,52

6 DISCUSSÃO

O sucesso dos implantes osseointegrados como suporte para reabilitações tem sido demonstrado amplamente pelos estudos longitudinais de acompanhamento clínico dos diferentes sistemas disponíveis (ANDERSON et al., 1995; AVIVI-ARBER; ZARB, 1996; SINGER; SERFATY, 1996; BALSHEI et al., 1996; 1997; PRIEST, 1999; LEVINE et al., 1997; 1999; 2002; KRENNMAIR; SCHMIDINGER; WALDENBERGER, 2002). Novos implantes e componentes são desenvolvidos com freqüência pelos fabricantes, no intuito de obter resultados que garantam melhoras na estética e na função das restaurações unitárias, que são os grandes desafios do cirurgião-dentista reabilitador.

Falhas protéticas são comuns nesse tipo de restauração, principalmente em relação à estabilidade do parafuso de fixação que une o pilar ao implante ou do parafuso que une a prótese ao pilar. Altas percentagens de falhas são reportadas nos estudos de acompanhamento clínico (AVIVI-ARBER; ZARB, 1996; BALSHEI et al., 1996; LEVINE et al., 1997; 1999; PRIEST, 1999). Pesquisas clínicas e laboratoriais são realizadas com o objetivo de estabelecer as principais causas deste tipo de falhas, de forma que possam proporcionar dados que permitam o desenvolvimento de componentes que levam à diminuição ou à eliminação deste problema.

A conexão hexagonal externa que inicialmente foi desenvolvida para permitir a instalação do implante no leito cirúrgico (KORIOTH et al., 1999) tornou-se fundamental para a restauração unitária, já que permitiu desenvolver um mecanismo de estabilização anti-rotacional entre o implante e a restauração. Esse aspecto também é importante na precisão da transferência da posição para o modelo de

trabalho e a confecção de uma adequada relação de contato com os dentes adjacentes, já que o hexágono torna a interface implante/pilar mais resistente (CIBIRKA et al., 2001).

Da mesma forma conexões hexagonais internas foram desenvolvidas com o objetivo de melhorar a adaptação entre os hexágonos e estabelecer uma interface mais estável, aumentando assim a resistência e reduzindo conseqüentemente complicações, como afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação (NIZNICH, 1991). Nesse tipo de conexão, o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante, desse modo as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência às tensões cisalhantes na união. Contrariamente, na conexão externa, em que forças laterais são transmitidas ao parafuso de retenção no ponto onde o implante e pilar entram em contato, assim como na base de assentamento do implante, o que eventualmente pode causar afrouxamento ou fratura do parafuso.

Com o passar do tempo, as exigências mecânicas de longo prazo impostas às próteses suportadas por vários implantes e, principalmente, a crescente reabilitação de espaços protéticos unitários passaram a suscitar em torno da “anti-rotacionalidade”, que caracteriza os hexágonos (WEINBERG; KRUGER, 1994). Contraposto a existência de alguns tipos de conexão obtidas por mero parafusamento de componentes, sempre muito vulneráveis ao desrosqueamento, um hexágono parecia oferecer uma perspectiva confiável de travamento rotacional (SKALAK, 1983). Foram os primeiros relatos de problemas advindos de uma suposta micro-movimentação nesse tipo de conexão que ensejaram uma melhor percepção

do modelo mecânico que o caracteriza (BINON, 1996b). O primeiro conceito envolvido é a “Folga”, uma forma de desenho e construção de partes que, nesse caso, podem ser encaixadas passivamente uma na outra. Quando idealizados sob folga, sempre existirá um espaço entre cada uma delas, permitindo que a menor penetre na maior. Contrapondo-se à folga existe o conceito de “Interferência”, onde as dimensões das conexões não apresentam espaço, existindo força e deformação para que as partes se encaixem (CONSTANTINO, 2001).

Um terceiro conceito mecânico relacionado ao assunto é o de “Tolerância”. Ao produzir-se uma peça, aceita-se um aspecto de variação em suas dimensões, decorrentes de vários fatores tais como usinagem, propriedade do material, controle de qualidade, entre outros. Com isso, determina-se uma margem dentro da qual as medidas idealizadas para cada peça poderão oscilar.

O micro-movimento encontrado e ilustrado neste trabalho e em outros é, portanto, decorrente dos resultados da “Folga” e da “Tolerância” presente nos hexágonos. Equipamentos e processos de usinagem e controle cada vez mais precisos parecem ter contribuído significativamente para a obtenção de espaços menores e mais regulares.

Projetos sob dimensões mais reduzidas, mais “apertadas” resultam em espaços menores, e conseqüentemente menor potencial de micro-movimentação. Por outro lado, essas peças encaixáveis sob tolerâncias muito pequenas exigem cuidados substancialmente maiores no controle da qualidade, pois qualquer variação acima do limite estabelecido implica na possibilidade real dos componentes simplesmente

não encaixarem completamente, comprometendo intensamente a estabilidade da conexão.

Componentes usinados sob projetos de tolerância ampla trazem alguma facilidade no controle de qualidade dimensional, mas implicam na magnificação dos espaços internos e, como resultado direto, na amplitude dos movimentos de rotação (CONSTANTINO, 2001).

A adaptação e precisão dos componentes também têm sido relatadas como um aspecto importante na estabilidade na união implante/pilar (BINON, 1995; 1996a, b; BINON; MCHUGH, 1996; CAR; BRUNSKI; HURLEY, 1996; JANSEN; CONRADS; RICHTER, 1997; FAULKNER; WOLFAARDT; CHAN, 1999; KEITH et al., 1999). Variações na consistência da fabricação dos componentes podem levar à implicações clínicas de diferentes magnitudes. O diâmetro hexagonal ou octogonal do implante e do pilar são importantes, na estabilidade da interface implante/pilar, já que o encaixe preciso destas áreas influencia diretamente na liberdade rotacional, e conseqüentemente na perda progressiva da tensão, da condição de pré-carga do parafuso (BALFOUR; O'BRIEN, 1995; BINON, 1996a; BINON; MCHUGH, 1996; MEYER, 2000).

Esta situação está bem estabelecida na literatura, onde é relatado que a justeza entre o implante e o pilar é necessária para que exista uma precisão na adaptação dos hexágonos fazendo com que ocorra uma diminuição da concentração de tensão no conjunto, evitando assim afrouxamento (DELLOW; DRIESSEN; NEL, 1997). Componentes que não tenham uma adaptação precisa podem influenciar, no sucesso longitudinal, no prognóstico dos implantes e em implicações clínicas que

resultam desde o freqüente afrouxamento dos parafusos de fixação dos pilares, fraturas dos parafusos, instabilidade da prótese, fistulas, respostas adversa dos tecidos moles e até a perda da osseointegração (JANSEN; CONRADS; RICHTER, 1997)

Na escolha de um sistema de implantes ou mesmo de determinados componentes de uma marca, tem-se pouca possibilidade de um controle sobre as dimensões exatas e a precisão de encaixe entre os componentes. Isso pode ocorrer tanto intra como entre sistemas, portanto é necessário confiar na seriedade dos fabricantes e na qualidade do produto e sobretudo, buscar trabalhos científicos que demonstrem essas particularidades, para que façamos a escolha certa.

De acordo com os resultados obtidos em nosso estudo, na análise ao MEV das paredes internas do hexágono do implante e ângulos externos do pilar protético é possível concluir que após aperto do parafuso de retenção (torque) deformações físicas (arranhões e amassamentos) podem ocorrer proporcionando um aumento na "Folga" e conseqüentemente aumento gradativo do movimento de liberdade rotacional do componente, pois de acordo com estudos de Binon e McHugh (1996), quanto mais apertado o encaixe entre os sextavados, maior o número de ciclos mecânicos necessários para a falha da junção do parafuso. Esses dados suportam a afirmação de vários autores que os micromovimentos, em função da liberdade rotacional, resultam em menor resistência de união, perda de pré-carga e soltura de parafusos (BINON 1995, 1996b; BINON; MCHUGH, 1996, JÖRNÉUS; JENT; CARSSON, 1992).

Meyer (2000) em seu estudo avaliou a liberdade rotacional existente entre implante e intermediário de hexágono externo de quatro empresas. Em uma análise intra-sistemas, concluiu que o melhor resultado foi o do sistema Conexão ($1,32^\circ$), seguido do sistema 3i ($2,34^\circ$), Neodent ($2,57^\circ$) e Branemark ($4,62^\circ$).

Binon (1995) avaliou 13 implantes de diferentes marcas comerciais com extensão hexagonal externa e determinou a liberdade rotacional entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar com o objetivo de avaliar a precisão e a consistência da usinagem. A liberdade rotacional foi medida em graus utilizando um dispositivo desenvolvido com esse objetivo. A menor liberdade rotacional entre o implante e o pilar foi observado no sistema Crossmarck ($4,0^\circ$), 3i ($4,6^\circ$), e Implamed ($5,0^\circ$).

Conexões com desajuste rotacional inferior a 2° são mais estáveis ao serem submetidas a cargas cíclicas e, para evitar a falha precoce dos parafusos, o desajuste rotacional entre implante e intermediário não deve exceder a 5° (BINON, 1996b). Em nosso estudo, encontramos resultados na avaliação da liberdade rotacional com boa tolerância, observados em dois momentos da pesquisa. Registramos a variação em graus antes de qualquer solicitação mecânica, ou seja, antes da aplicação de torque, obtendo-se os seguintes valores individuais (ANEXO) e os valores médios: 1º 3i ($1,45^\circ$), 2º Frialit ($1,77^\circ$), 3º Neodent ($3,88^\circ$), 4º Sin ($3,95^\circ$), 5º Conexão ($4,23^\circ$), e durante o torque obtivemos os seguintes valores: 1º 3i ($1,70^\circ$), 2º Frialit ($1,98^\circ$), 3º Sin ($4,20^\circ$), 4º Neodent ($4,28^\circ$), 5º Conexão ($4,52^\circ$).

Pelo exposto, é possível observar que os parâmetros utilizados neste trabalho estão de acordo com os estudos atuais que determinaram a grande complexidade

mecânica experimentada destes tipos de conexões. Além disto, existem limitações nos experimento laboratoriais que devem ser consideradas ao se transferir estes achados nas realidades clínicas. No entanto, torna-se de fundamental importância realizar trabalhos testando sistemas e componentes, de forma que se possa contribuir de maneira efetiva na melhora e avanço da tecnologia e da ciência odontológica.

7 CONCLUSÃO

Com base na análise dos resultados obtidos no modelo experimental utilizado, parece-nos licito concluir :

- a) Não houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) na liberdade rotacional entre os componentes Frialit e 3i;
- b) Não houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) na liberdade rotacional entre os componentes Conexão, Sin e Neodent;
- c) Houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) na liberdade rotacional dos componentes Frialit e 3i quando comparados aos componentes Conexão, Sin e Neodent;
- d) Os componentes 3i e Frialit foram os que apresentaram menor grau de liberdade rotacional, ou seja, melhor adaptação entre pilar/implante antes e durante o torque.
- e) De acordo com a análise ao MEV das paredes internas do hexágono do implante e ângulos externos do pilar protético é possível concluir que após aperto do parafuso de retenção (torque), deformações físicas podem ocorrer proporcionando um aumento na "Folga" e conseqüentemente aumento gradativo do movimento de liberdade rotacional do componente.

8 REFERÊNCIAS

ANDERSSON, B. et al. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.10, n.6, p.702-711, 1995.

AVIVI-ARBER, L.; ZARB, G.A. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: The Toronto study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.11, n.3, p.311-321, 1996.

BALFOUR, A.; O'BRIEN, G.R. Comparative study of antirotational single tooth abutments. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.73, n.1, p.36-43, 1995.

BALSHI, T. et al. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.11, n.3, p.372-378, 1996.

_____. Three-year evaluation of Branemark implants connected to angulated abutments. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.12, n.1, p.52-58, 1997.

BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.9, n. 2, p.149-160, 1996a.

_____. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int. J. Prosthodont.**, Carol Stream, v.8, n.2 p. 162-178, 1995.

_____. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.79, n.4, p.430-432, 1998.

_____. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. **Implant Dent.**, Baltimore, v.5, n.4, p.235-248, 1996b.

_____. The external hexagonal interface and screw-joint stability: a primer on threaded fasteners in implant dentistry. **Quintessence Dent. Technol**, Carol Stream, v. 23, p.91-105, 2000a.

_____. Implants and components: entering the new millennium. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.15, n.1, p.76-94. 2000b.

- BINON, P. P. The spline implant: design, engineering and evaluation. *Int. J. Prosthodont.*, Carol Stream, v.9, n.5, p.419-433, 1996c.
- BINON, P. P. et al. The role of screws in implant systems. *Int J. Oral Maxillofac. Implants*, Carol Stream, v.9, Suppl., p.48-63, 1994.
- BINON, P. P.; FOWLER, C.N. Clinical application of custom machined angled *abutments*. *J. Esthet. Dent.*, Hamilton, v.7, n.3, p. 118-124, 1995.
- BINON, P. P.; MCHUGH, M. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int. J. Prosthodont.*, Carol Stream, v.9, n.6, p.511-519, 1996.
- BOGGAN, R.S. et al. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J. Prosthet. Dent.*, Saint Louis, v.82, n.4, p.436-440, 1995.
- BRANEMARK, P.I. et al Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconst surg*, Stockholm, v.16, p.7-127, 1977. Suplemento.
- BREEDING, L.C. et al. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int. J. Prosthodont.*, Carol Stream, v.6, n.5, p.435-439, 1993.
- CAR, A.B.; BRUNSKI, J.B.; HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Carol Stream, v.11, n.5, p.589-598, 1996.
- CARLSSON, L. Built-in strain and untoward forces are the inevitable companions of prosthesis misfit. *Nobelpharma news*, v.8, n.2, p.5, 1994.
- CIBIRKA, R. et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J. Prosthet. Dent.*, Saint Louis, v. 85, n. 3, p. 268-275, 2001.
- CONSTANTINO, A. Caracterização e avaliação do hexágono externo na interconexão de implantes orais a seus respectivos componentes. *Rev. Bras. Implant*, Rio de Janeiro, Ano 7, n. 2, p. 12-18, abr./jun. 2001.

COX, J.F.; ZARB, G.A. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Carol Stream, v.2, n.2, p.91-100, 1987.

DELLOW, A; DRIESSEN, C.; NEL, H. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. *Int. J. Prosthodont.*, Carol Stream, v.10, n.3, p.216-221, 1997.

DIAS, R. **Precisão de adaptação e ajuste horizontal de *abutments* unitários em sistema de implantes de hexágono externo.** 2001. 204f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2001.

DIXON, D. L. et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J. Prosthet. Dent.*, Saint Louis, v.74, n.3, p.270-278, 1995.

FAULKNER, M. G.; WOLFAARDT, J. F.; CHAN, A. Measuring *abutment*/implant joint integrity with the periotest instrument. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Carol Stream, v.14, n.5, p.681-688, 1999.

GUYLLENRAM, F. Handling and hardware. The two ultimate parameters for a clinically acceptable fit. *Nobelpharma News*, v.8, n.4, p.4-5, 1994.

HANSES, G.; SMEDBERG, J. I.; NILNER, R. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. *Clin. Oral Implant Res.*, Copenhagen, v.13, n.6, p. 666-670, 2002.

ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, Larkfield, v.3, n.6, p.247-253, Dec. 1995.

JANSEN, V.K.; CONRADS, G.; RICHTER, E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Carol Stream, v.12, n.4, p.527-540, 1997.

JENDRESEN. et al. Annual review of selected dental literature: report of the Committee on Scientific investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *J. Prosthet. Dent.*, Saint Louis, v.74, n.1, p. 60-63, July 1995.

JÖRNÉUS, L.; JENT, T.; CARSSON, L. Loads and designs of screws joints single crowns supported by osseointegrated implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Carol Stream, v.7, n.3, p.353-359, 1992.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 9, n.2, p.169-178, 1994.

KANO, S. C. **Avaliação da interface intermediário/cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: análise intra e entre-sistemas.** 1998. 91f. Dissertação (Mestrado) -Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1998.

KANO, S.C. et al. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v.12, n. 4, p. 337-343, 2004.

KARL, M. et al. *In vitro* study on passive fit in implant-supported 5- unit fixed partial dentures. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.19, n. 1, p.30-37, 2004.

KEITH, S. E. et al. Marginal discrepancy of screw- retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.14, n. 3, p.369-378, 1999.

KOHAVI, D. Complications in tissue integrated prostheses components. Clinical and mechanical evaluation. **J. Oral Rehabil.**, Copenhagen, v.20, n.4, p.413-422, 1993.

KORIOTH, T. et al. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.82, n.3, p.312-316, 1999.

KRENNMAIR, G.; SCHMIDINGER, S.; WALDENBERGER, O. Single-tooth replacement with Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 17, n.1, p.78-85, 2002.

LANG, L.; WANG, R.; MAY, K.B. The influence of *abutment* screw tightening on screw joint configuration. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.87, n.1, p.74-79, 2002.

LAZARRA, R. Restorative advantages of the coronally hexed implant. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Copenhagen, v. 12, n.12, p.924-930, 1991.

LEKHOLM, U.; ADELL, R.; BRANEMARK. P. I. Complications. In: BRANEMARK, P.I., ZARB, G.A. ALBREKTSSON, T. (Ed.). **Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.** Illinois: Quintessence, 1995.

LEVINE, R. A. et al. A Multicenter retrospective analysis of the ITI implants system used for single-tooth replacements: Preliminary results at 6 or more months of loading. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.12, n.2, p.237-242, 1997.

LEVINE, R. A. et al. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.14, n.4, p.516-520, 1999

_____. Multicenter retrospective analysis of the solid-screw ITI implant for posterior single-tooth replacements. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.17, n.4, p.550-556, 2002.

MEYER, K.R.M. **Análise comparativa da precisão e compatibilidade entre componentes de sistemas de implantes nacionais e estrangeiros**. Porto Alegre, 2000. 135p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2000.

MOLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDEN, L. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an *in vitro* test. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.78, n. 6, p.582-591, 1997.

NIZINICH, G. The implant abutment connection: the key to prosthetic success. **Compend. contin. educ. dent.**, Jamesburg, v. 12, n. 12, p. 932-938, 1991.

NORTON, M. The Astra tech single tooth implant system: a report on 27 consecutively placed and restored implants. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Carol Stream, v.17, p.575-583, 1997.

PATTERSON, E.A.; JOHNS, R.B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.7, n.1, p.26-34, 1992.

PRIEST, G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10 year survival study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.14, n.2, p.181-188, 1999.

SINGER, A.; SERFATY, V. Cement-retained implant supported fixed partial dentures: A 6 month to 3 year follow-up. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v.11, p.645-649, 1996.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.49, n.6, p.843-848, 1983.

SORENSEN, J.A; AVERA, S.P.; TOMAS, C. Comparison of interface fidelity of Implants Systems. **J. Dent. Res.**, v.70, p. 540, 1991. (Abstract nº 2191).

TAVAREZ, R. R. J. **Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas por meio de ensaios de fadiga.** 201f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2003.

TAYLOR, T.D. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.79, p.74-78, 1998.

VIGOLO, P.; MAJZOUN, Z.; CORDIOLI, G. Measurement of the dimensions and *abutment* rotational freedom of gold-machined 3i UCLA- type *abutments* in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 84, n. 5, p. 548- 53, 2000.

WEINBERG, L.A. The biomechanics of force distribution implant- supported prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 8, n.1, p. 19-31, Jan./Feb. 1993.

WEINBERG, L.A.; KRUGER, B. Clinical utilization of nonrotational capability in osseointegrated prostheses: a technical note. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Carol Stream, v. 9, n.3, p.326-332, 1994.

WHITE, G.E. **Osseointegrated dental technology.** Carol Stream: Quintessence Publishing, 1993.

WICKS, R.A.; DERIJK, W.G.; WINDELER, A.S. An evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turn analysis. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 3, n. 4, p. 206-212, 1994.

ANEXO

Tabela 1: Valores em grau de liberdade rotacional das amostras Frialit

AMOSTRA	ANTES DO TORQUE FRIALIT	DURANTE O TORQUE FRIALIT
1	1,75	2,0
2	1,25	1,5
3	2,25	2,25
4	1,25	1,5
5	2,0	2,25
6	1,5	2,0
7	1,75	2,0
8	2,0	2,25
9	2,0	2,25
10	1,75	2,0
11	1,5	1,5
12	1,75	2,0
13	1,75	2,0
14	2,25	2,5
15	1,75	1,75

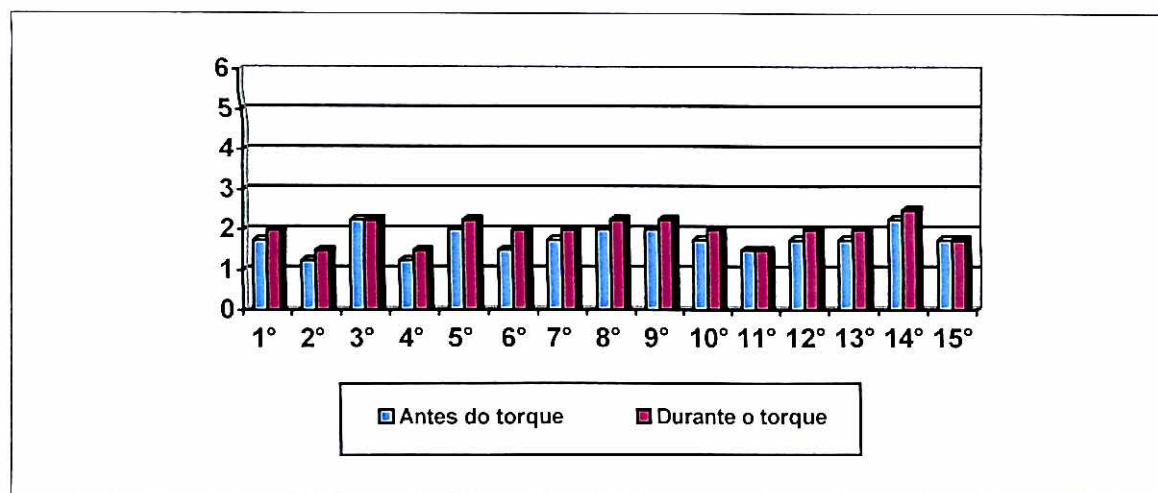


Gráfico 1: Resultados das avaliações de liberdade rotacional de todas as amostras 3i e não Frialit

Tabela 2: Valores em grau de liberdade rotacional das amostras 3i

AMOSTRA	ANTES DO TORQUE 3i	DURANTE O TORQUE 3i
1	1,25	1,25
2	1,5	2,25
3	2,0	2,25
4	1,25	1,5
5	1,25	1,5
6	1,5	1,75
7	1,25	1,5
8	1,5	1,75
9	1,75	2,0
10	1,5	1,75
11	1,25	1,5
12	1,25	1,5
13	1,5	1,5
14	1,5	1,75
15	1,5	1,75

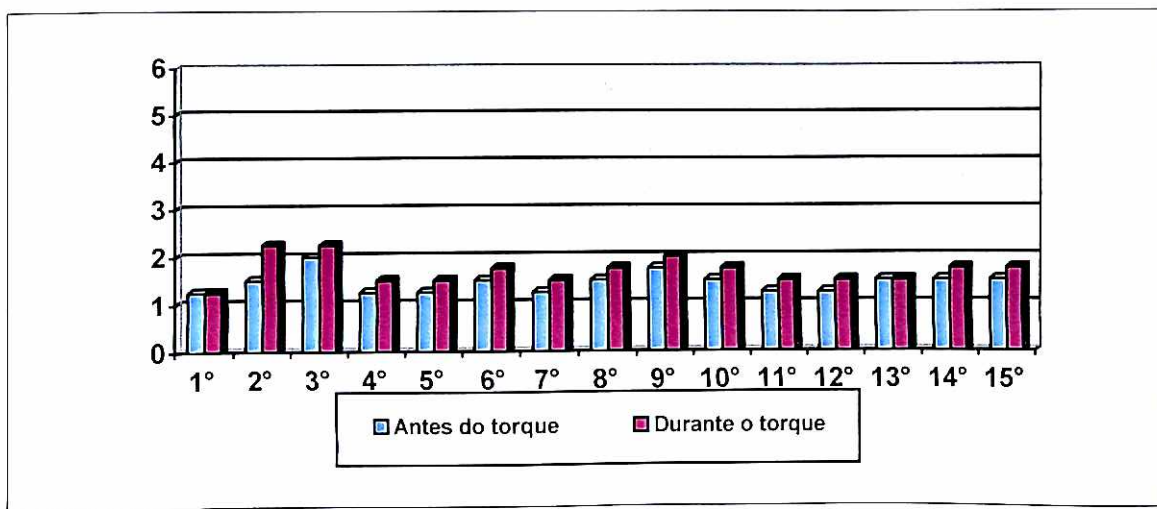


Gráfico 2: Resultados das avaliações de liberdade rotacional de todas as amostras 3i

Tabela 3: Valores em grau de liberdade rotacional das amostras Conexão

AMOSTRA	ANTES DO TORQUE CONEXÃO	DURANTE O TORQUE CONEXÃO
1	5,0	5,25
2	3,25	3,5
3	4,5	4,5
4	4,25	4,5
5	4,25	4,75
6	4,5	4,75
7	4,25	4,5
8	3,75	4,25
9	4,0	4,5
10	4,25	4,5
11	4,5	4,75
12	4,25	4,5
13	4,0	4,5
14	4,5	4,5
15	4,25	4,5

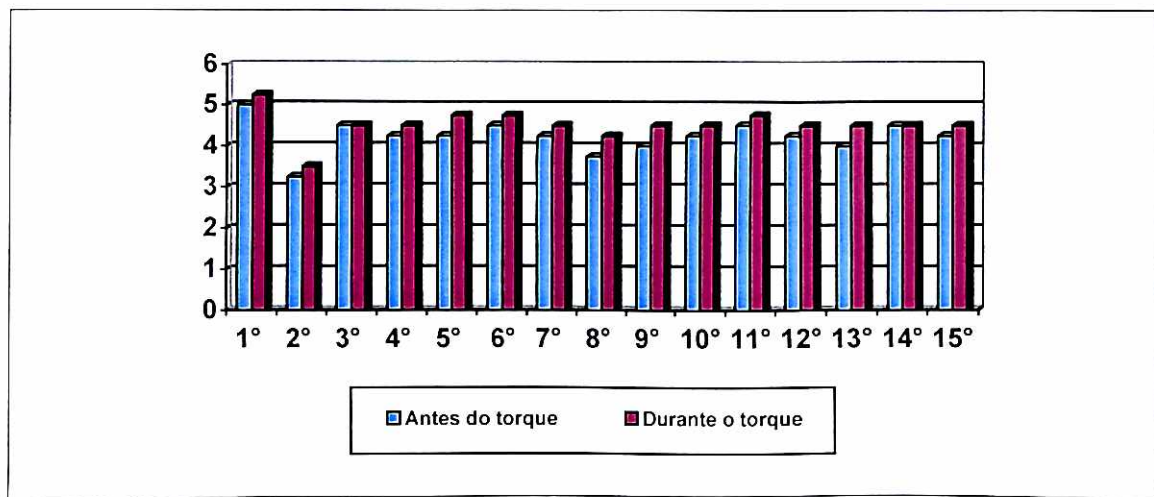


Gráfico 3: Resultados das avaliações de liberdade rotacional de todas as amostras Conexão

Tabela 4: Valores em grau de liberdade rotacional das amostras Sin

AMOSTRA	ANTES DO TORQUE - SIN	DURANTE O TORQUE - SIN
1	5,0	5,0
2	3,5	4,0
3	4,0	4,0
4	4,25	4,25
5	3,5	4,0
6	4,25	4,5
7	3,0	3,25
8	4,0	4,5
9	4,0	4,25
10	4,0	4,25
11	3,75	4,0
12	4,0	4,25
13	4,5	4,75
14	3,5	3,75
15	4,0	4,25

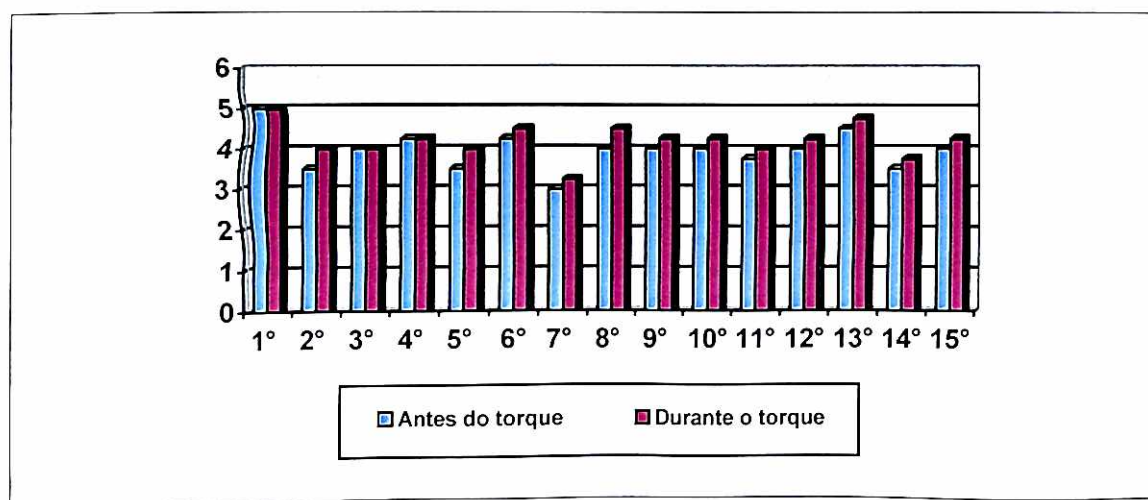


Gráfico 4: Resultados das avaliações de liberdade rotacional de todas as amostras Sin

Tabela 5: Valores em grau de liberdade rotacional das amostras Neodent

AMOSTRA	ANTES DO TORQUE NEODENT	DURANTE O TORQUE NEODENT
1	3,5	4,0
2	4,5	4,75
3	3,5	3,5
4	3,25	3,75
5	3,5	4,0
6	3,5	4,25
7	4,5	5,0
8	4,25	4,75
9	3,75	4,25
10	4,0	4,25
11	4,5	5,0
12	4,25	4,75
13	3,25	3,25
14	4,25	4,75
15	3,75	4,0

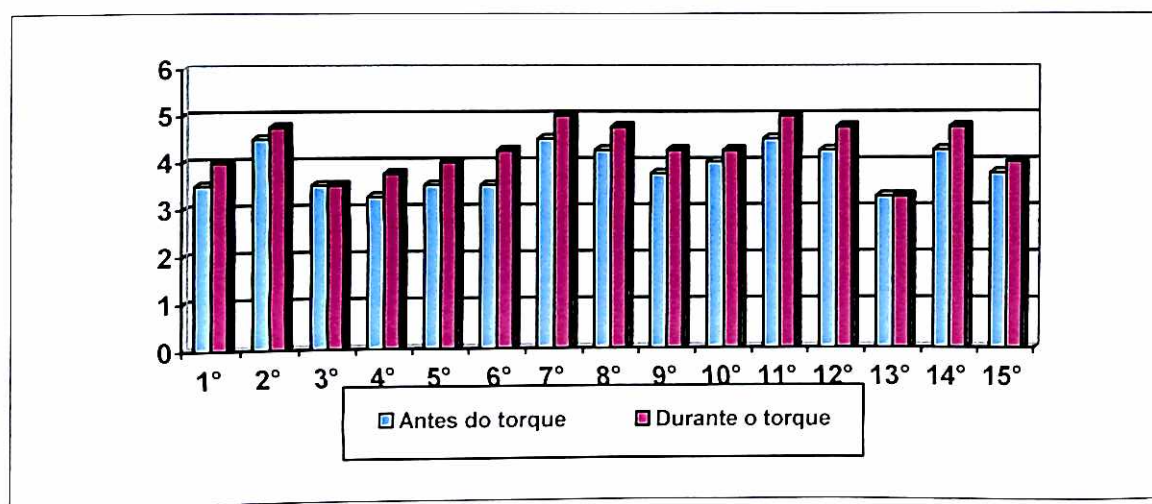


Gráfico 5: Resultados das avaliações de liberdade rotacional de todas as amostras Neodent