

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Letícia Resende Davi

**LIBERDADE ROTACIONAL EM IMPLANTES
DENTÁRIOS AVALIADA PELOS MÉTODOS
EXPERIMENTAL E ANALÍTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Co-orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

UBERLÂNDIA – MG

2006

Letícia Resende Davi

LIBERDADE ROTACIONAL EM IMPLANTES DENTÁRIOS AVALIADA PELOS MÉTODOS EXPERIMENTAL E ANALÍTICO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Co-orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves – Universidade Federal de Uberlândia

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo – Universidade Federal de Uberlândia

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto – Universidade Federal de Uberlândia

Prof^a. Dr^a. Ivete Aparecida de Mattias Sartori – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico - ILAPEO

UBERLÂNDIA – MG

2006

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de
Catalogação e Classificação

D2491 Davi, Letícia Resende, 1978-
Liberdade rotacional em implantes dentários avaliada pelos métodos
experimental e analítico / Letícia Resende Davi. - Uberlândia, 2006.
131 f. : il.
Orientador: Flávio Domingues das Neves.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pro-
grama de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.
1. Implantes dentários osseointegrados - Teses. I. Neves, Flávio Do-
mingues das. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-
Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-089.843



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

A comissão julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado no Programa de Pós-Graduação em Odontologia, em sessão pública realizada em 20 de abril de 2006, considerou a candidata Letícia Resende Davi aprovada.

1 – Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves (Orientador) _____

2 – Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo _____

3 – Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto _____

4 – Prof^ª. Dr^ª. Ivete Aparecida de Mattias Sartori _____



DEDICATÓRIA

“Cumprí vossa tarefa antes
que o tempo passe. E no
devido tempo Ele vos
dará a recompensa.”
Eclesiástico 51,30

À Deus,

que sempre iluminou e guiou os meus caminhos, me dando coragem para seguir adiante sem desanimar. Minha fonte de vida e alegria...

Aos meus amados pais, Valter e Renilda,

que não mediram esforços para estarem ao meu lado, apoiaram e acreditaram na conquista deste sonho. Vocês são responsáveis pela minha formação moral e intelectual, conduzindo-me pelos preceitos de idoneidade, solidariedade e acima de tudo respeito pelo ser humano. Agradeço de coração pelo amor, confiança e compreensão nos momentos difíceis da minha vida. Minha eterna gratidão...

Ao meu querido irmão, Marcel,

que trouxe alegrias infinitas com seu jeito especial de ser. O desejo de descobrir o “feelings” que um dia ele me dizia ter me levou a conhecer culturas diferentes e a fazer verdadeiros amigos. Obrigada pela amizade, carinho e motivação que foram essenciais na minha vida. A saudade dos momentos felizes ficará sempre no meu coração...

Ao meu querido esposo, Ricardo,

por sua compreensão, amizade e paciência. Pelo amor incondicional e incentivo nesta trajetória desde o princípio. Sem o seu companheirismo a concretização deste trabalho seria impossível. Agradeço a Deus pela felicidade de juntos construirmos nossa família. Meu eterno amor...

Aos meus sogros, Luzia e João, e minhas cunhadas, Ana Carolina e Paula Maria,

pela constante presença, carinho e compreensão na realização deste trabalho. Obrigada pelo cuidado e incentivo a mim dispensados, em todos os momentos.

À Ronilda,

que passou a fazer parte da minha família e me deu todo apoio necessário para a realização deste trabalho. Obrigada pelo carinho de sempre.

À minha família,

que me deram atenção, carinho e acreditaram em mais esta conquista. Na minha memória sempre, meus avós, Avelina e José Davi, Ermelinda e Mário, que sempre me acolheram de maneira especial. Meus padrinhos, tios e primos, o meu muito obrigada pelo apoio sem fim.

Ao Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves,

pelos ensinamentos transmitidos desde os estágios na graduação e pela oportunidade de expandir meu conhecimento me orientando no curso de Mestrado. Muito obrigada por sempre me incentivar na busca dos meus ideais. Seu apoio, exemplo, dedicação e amizade foram essenciais na realização deste sonho.

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo,

por me receber na Engenharia Mecânica e se dispor a ser meu co-orientador antes mesmo de conhecer meu trabalho. Sua humildade e sabedoria me fizeram lutar pelo aprendizado em todas as fases da minha pesquisa. Seguirei seu exemplo e conselhos na minha vida profissional e pessoal.

A TODOS VOCÊS, DEDICO ESTE TRABALHO.



AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

“Um mestre funciona como
um agente catalisador,
cuja simples presença
estimula...”
Osho

Algumas pessoas marcam a nossa vida para sempre, umas ajudam desde o início da construção do nosso futuro, outras nos apresentam projetos de sonhos e outras ainda nos desafiam a construí-lo.

Agradeço especialmente:

Ao Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto,

Seu amor pelo ensino transparece nos conselhos e dedicação a todos que buscam aprimorar o conhecimento. Suas conquistas possibilitaram a realização do meu sonho, cursar o Mestrado na UFU. Muito obrigada pelos momentos de alegria compartilhados e que você continue lutando pela nossa vida universitária.

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares,

Por ser um exemplo para todos nós. Sua vitalidade, disposição e solicitude com que sempre me ajudou serão lembradas e farei o possível para retribuir passando adiante o conhecimento que conquistei. Continue compartilhando e estimulando a todos que te cercam.

Ao Prof. Dr. Adérito Soares da Mota,

Pela sua paciência, sensibilidade e confiança em mim depositada. Conviver com você é aprender a cada instante como resolver os problemas da vida e da Odontologia. Obrigada por contribuir em minha formação.

Ao Prof. Dr. Célio Jesus do Prado,

Pela ajuda constante e exemplo de professor dedicado e persistente em seus objetivos. Admiro sua busca por sempre fazer o melhor. Aprendi com isso a ter espírito crítico em tudo que faço para melhorar sempre. Muito obrigada.

À Prof^a. Dr^a. Marlete Ribeiro da Silva,

Que muito me auxiliou na área de oclusão, ensinando os princípios e a prática que mudaram minha percepção da odontologia. Te agradeço muito.

Ao Prof. Ms. Paulo Cezar Simamoto Júnior,

Você foi e ainda é meu “padrinho” na Odontologia. Desde a participação em estágios extracurriculares na graduação até a publicação do meu primeiro artigo você foi o responsável. Continue sendo essa pessoa muito admirada por mim e por todos. Agradeço pela sua amizade e confiança. Te desejo muito sucesso e que Deus continue abençoando sua vida pessoal e profissional.

Ao amigo Sérgio Rocha Bernardes,

A realização deste trabalho só foi possível pela sua ajuda e disponibilidade em aprender cada vez mais. Seu exemplo deve ser seguido por todos. Esta é a grande lição que a maioria deve levar do curso de Mestrado: dividir o conhecimento para reproduzi-lo em muitos. Obrigada por estar sempre pronto a me ajudar, sem medir esforços.

Às amigas Adeliana, Alessandra, Daniela, Denise, Fabiana, Fernanda Leão, Fernanda Ferrari, Tânia, Veridiana,

A amizade de vocês foi muito importante nesta etapa da minha vida. Foram muitos momentos de alegria e várias angústias compartilhadas. Obrigada pelo apoio e convivência durante estes anos e por fazerem parte da minha vida de maneira tão especial.

Aos meus amigos Clébio, Danilo, Glécio, Gustavo Seabra, Murilo, Nadim, Paulo Vinícius,

Obrigada pela amizade e alegrias divididas todos estes anos. Sempre que precisei vocês me atenderam com muito carinho.

Aos amigos Gustavo Mendonça e Rodrigo Fonseca,

Por me auxiliarem na análise estatística deste trabalho. Obrigada pela paciência e dedicação.

Aos amigos do Centrinho,

Pelo entusiasmo em aprender cada vez mais de prótese sobre implantes e assim me dar a oportunidade de ensinar o que aprendi desde os tempos de graduação. Nos tornamos uma família e por isso agradeço a cada um que fez parte dela.

À Fabiana Reis,

Sua dedicação ao consultório é de grande admiração! Obrigada por tudo que tem feito por mim, sua ajuda é essencial.

Aos meus eternos amigos,

Como dizia meu irmão: “Amigo é o irmão que a gente escolhe.” A cada um que escolhi como meu amigo e que me acompanhou nestes dois anos de mestrado, minha eterna gratidão!



AGRADECIMENTOS

“O valor das coisas não está no tempo
em que elas duram, mas na intensidade
com que acontecem. Por isso existem
momentos inesquecíveis, coisas
inexplicáveis e pessoas
incomparáveis.”
Fernando Pessoa

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, seus docentes e funcionários.

Ao Programa de Pós-Graduação da Odontologia, que por meio dos professores me formou para a academia e a pesquisa.

À Área de Prótese Fixa, Oclusão e Materiais Odontológicos, professores e funcionária, pela convivência todos estes anos.

À Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos, alunos e professores, e ao Laboratório de Metrologia Dimensional, onde foi realizada a pesquisa.

Ao Marco Antônio Lana, do Laboratório de Projetos Mecânicos, por confeccionar os dispositivos necessários para a realização deste trabalho.

Aos colegas de mestrado que compartilharam seus conhecimentos em estudos e seminários.

Aos amigos do Grupo de Biomecânica, que muito me ajudaram a conhecer e a me apaixonar por esta área.

Ao Geninho Tomé e à empresa Neodent Implante Osteointegrável que fabricaram os dispositivos e forneceram os implantes e componentes para o trabalho.

Ao Alexander Luiz Golin, funcionário da empresa Neodent, por se disponibilizar em vir a Uberlândia para nos auxiliar no início da pesquisa.

À professora Maria Ignês, pelas aulas de estatística e pela ajuda de sempre.



SUMÁRIO

“O rio atinge seus objetivos
porque aprende a contornar
seus obstáculos.”
Anônimo

SUMÁRIO

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	16
RESUMO	19
ABSTRACT.....	22
1 INTRODUÇÃO	25
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	31
3 PROPOSIÇÃO.....	56
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	58
4.1 LIBERDADE ROTACIONAL EXPERIMENTAL.....	59
4.1.1 <i>Implantes e dispositivos de adaptação dos pilares.....</i>	59
4.1.2 <i>Dispositivo experimental.....</i>	62
4.1.3 <i>Medida dos ângulos de liberdade rotacional experimental.....</i>	65
4.1.4 <i>Simulação de inserção cirúrgica dos implantes.....</i>	66
4.2 MEDIDA DAS DIMENSÕES DOS HEXÁGONOS DOS IMPLANTES E DOS PILARES.....	68
4.3 LIBERDADE ROTACIONAL TEÓRICA.....	70
4.4 SEQÜÊNCIA DO EXPERIMENTO.....	73
4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS.....	75
5 RESULTADOS.....	76
5.1 LIBERDADE ROTACIONAL EXPERIMENTAL.....	77
5.2 MEDIDA DAS DIMENSÕES DOS HEXÁGONOS DOS IMPLANTES E DOS PILARES.....	82
5.2.1 <i>Distância entre os lados dos hexágonos externos dos implantes.....</i>	82
5.2.2 <i>Distância entre os vértices dos hexágonos externos dos implantes.....</i>	83
5.3 LIBERDADE ROTACIONAL TEÓRICA.....	88
5.4 CORRELAÇÃO ENTRE LIBERDADE ROTACIONAL EXPERIMENTAL E DISTÂNCIA ENTRE OS VÉRTICES DOS HEXÁGONOS EXTERNOS.....	92

6 DISCUSSÃO.....	94
7 CONCLUSÃO.....	107
REFERÊNCIAS	110
ANEXOS.....	117

*LISTA DE
ABREVIATURAS
E SIGLAS*

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

HE	Implante Hexágono Externo
TI	Implante Torque Interno
NO	Implante Nobel Biocare
Ncm	Unidade de torque (newton centímetro)
MATLAB	“Matrix Laboratory”
p	Probabilidade
±	Mais ou menos
°	Unidade de medida angular (graus)
et al.	Abreviatura de “et alii” (e outros)
mm	Unidade de comprimento (milímetro)
N	Unidade de força (newton)
UCLA	“University of Califórnia”
µm	Unidade de comprimento (micrômetro)
≥	Maior ou igual
rpm	Unidade de velocidade angular (rotações por minuto)
Hz	Unidade de frequência (hertz)
FEMEC	Faculdade de Engenharia Mecânica
sin	Função trigonométrica seno
tan	Função trigonométrica tangente
cos	Função trigonométrica coseno
SPSS	“Statistical Package for Social Sciences”
HE 0	Implante Hexágono Externo intacto
HE 45	Implante Hexágono Externo após o torque de 45 Ncm
HE 60	Implante Hexágono Externo após o torque de 60 Ncm
HE 80	Implante Hexágono Externo após o torque de 80 Ncm
TI 0	Implante Torque Interno intacto
TI 45	Implante Torque Interno após o torque de 45 Ncm
TI 60	Implante Torque Interno após o torque de 60 Ncm
TI 80	Implante Torque Interno após o torque de 80 Ncm
NO 0	Implante Nobel Biocare intacto

NO 45	Implante Nobel Biocare após o torque de 45 Ncm
NO 60	Implante Nobel Biocare após o torque de 60 Ncm
NO 80	Implante Nobel Biocare após o torque de 80 Ncm
GI	Grau de liberdade
F	Razão F
Sig.	Nível de significância



RESUMO

“É graça divina começar bem. Graça maior persistir na caminhada certa. Mas graça das graças é não desistir nunca.”
Dom Hélder Câmara

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a integridade do hexágono externo de implantes Torque Interno (TI – Neodent Implante Osteointegrável), que apesar do hexágono externo utiliza hexágono interno para receber torque durante a inserção cirúrgica, comparando com implantes também hexágono externo: convencional (Hexágono Externo, HE – Neodent Implante Osteointegrável) e Brånemark System MK III (Nobel Biocare, NO). Além disto, foi validado um modelo analítico da liberdade rotacional com medidas experimentais. Um dispositivo foi fabricado para medir os ângulos de liberdade rotacional entre hexágonos de implante e pilar para 10 amostras intactas de cada grupo e após simulação de inserção cirúrgica sob torques de 45, 60 e 80 Ncm. Foram medidas as distâncias entre os lados do hexágono interno dos pilares para, juntamente com os valores de liberdade rotacional experimental, utilizar o modelo analítico, com auxílio do programa MATLAB. Por meio deste modelo foi possível obter as distâncias entre os lados do hexágono externo dos implantes e assim orientar as medidas em microscópio óptico mono ocular. Também, as distâncias entre os vértices do hexágono externo dos implantes foram obtidas para todas amostras intactas. Novamente, utilizou-se o modelo analítico para obter a liberdade rotacional teórica, a fim de validá-lo. Esta seqüência foi repetida após cada torque aplicado. Os dados de liberdade rotacional foram submetidos ao teste de análise de variância ($p < 0,05$) demonstrando não haver diferença significativa para os ângulos dos implantes HE e TI intactos: HE – $3,31 \pm 0,41^\circ$ e TI – $3,30 \pm 0,17^\circ$; e após o torque de 45 Ncm: HE – $3,27 \pm 0,38^\circ$ e TI – $3,31 \pm 0,22^\circ$. Ambos foram diferentes dos implantes NO intactos: $2,58 \pm 0,35^\circ$ e após o torque de 45 Ncm: $2,62 \pm 0,35^\circ$, que apresentaram os menores valores. No entanto, após o torque de 60 Ncm, houve diferença significativa entre os três tipos de implantes: NO – $2,67 \pm 0,34^\circ$, TI – $3,40 \pm 0,20^\circ$ e HE – $4,03 \pm 0,54^\circ$. Após o torque de 80 Ncm, houve diferença significativa entre os implantes NO e TI, e as médias foram $2,63 \pm 0,34^\circ$ e $3,39 \pm 0,38^\circ$, respectivamente. O implante HE não suportou este torque, deformando o hexágono externo. Os dados das distâncias entre os vértices dos hexágonos externos dos implantes foram

submetidos ao teste U de Mann-Whitney ($p < 0,05$) demonstrando não haver diferenças significantes para os implantes HE e TI intactos, mas ambos foram diferentes dos implantes NO, que apresentaram os menores valores. Após o torque de 60 Ncm, os implantes HE, TI e NO apresentaram resultados iguais estatisticamente. Após o torque de 80 Ncm, os implantes TI e NO não apresentaram diferença significativa mas quando comparados aos implantes HE ambos apresentaram diferença, com os implantes HE apresentando os menores valores. Pode-se concluir que os implantes TI e NO comportaram melhor que o implante HE após a aplicação dos torques de 60 e 80 Ncm com relação aos valores de liberdade rotacional. E ainda, o modelo analítico utilizado no programa MATLAB é válido para determinar o ângulo de liberdade rotacional teórico de cada amostra após a aplicação dos diferentes níveis de torque, sem a necessidade de realizar as medidas de liberdade rotacional em dispositivo experimental, sendo suficiente se obter as distâncias entre os lados dos hexágonos do pilar e dos implantes.



ABSTRACT

“If I have the belief that I can do it,
I shall surely acquire the capacity
to do it even if I may not have it
at the beginning.”
Mahatma Gandhi

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the integrity of the external hexagon of Internal Torque implants (IT – Neodent Implante Osteointegrável), that despite of the external hexagon it uses internal hexagon to receive torque during surgical placement, comparing with external hexagon implants: conventional (External Hexagon, EH - Neodent Implante Osteointegrável) and Brånemark System MK III (Nobel Biocare, NO). Moreover, it was validated an analytical model of rotational freedom with experimental measurements. A device was made to measure rotational freedom angles between hexagons of implant and abutment for 10 intact samples of each group and after simulating surgical placement under torques of 45, 60 and 80 Ncm. The distance between the sides of the abutments internal hexagon had been measured for, together with the values of experimental rotational freedom, using the analytical model, with the aid of the program MATLAB. By means of this model it was possible to get the distances between the sides of the external hexagon of implants and thus to guide the measures in mono ocular optical microscope. Also, the distance between vertexes of the external hexagon were obtained for all intact samples. Again, the analytical model was used to get theoretical rotational freedom, in order to validate it. This sequence was repeated after each torque applied. Rotational freedom data were subjected to analysis of variance test ($P<.05$) showing no significant difference for the angles of intact EH and IT implants: EH – $3.31\pm 0.41^\circ$ and IT – $3.30\pm 0.17^\circ$; and after 45 Ncm torque: EH – $3.27\pm 0.38^\circ$ and IT – $3.31\pm 0.22^\circ$. Both were different from intact NO implants: $2.58\pm 0.35^\circ$; and after 45 Ncm torque: $2.62\pm 0.35^\circ$, that presented the lesser values. However, after 60 Ncm torque there were significant difference between the three types of implants: NO – $2.67\pm 0.34^\circ$, IT – $3.40\pm 0.20^\circ$ and EH – $4.03\pm 0.54^\circ$. After 80 Ncm torque, there were significant difference between NO and IT implants, and the averages were $2.63\pm 0.34^\circ$ and $3.39\pm 0.38^\circ$, respectively. The EH implants did not support this torque, deforming the external hexagon. The data of the distances between vertexes of the external hexagon were subjected to Mann-Whitney U test ($P<.05$) showing no significant difference for intact EH

and IT implants, but both were different from NO implants, that presented the lesser values. After the torque of 60 Ncm, EH, IT and NO implants had presented equal statistical results. After the torque of 80 Ncm, IT and NO implants had not presented significant difference, but when comparing to EH implants both had presented difference, with EH implants presenting the lesser values. It could be concluded that IT and NO implants reacted better than EH implant after 60 and 80 Ncm torques in relation to the rotational freedom values. And still, the analytical model used in program MATLAB is valid to determine the theoretical rotational freedom angle of each sample after different levels of torque applied, without the need to realize measurements of rotational freedom in experimental device, being enough to get the distances between the sides of the hexagons of abutment and implants.



INTRODUÇÃO

"É melhor tentar e falhar,
que preocupar-se e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.
Eu prefiro na chuva caminhar,
que em dias tristes em casa me esconder.
Prefiro ser feliz, embora louco,
que em conformidade viver ..."
Martin Luther King

1 – INTRODUÇÃO

Ao longo das últimas décadas, o uso de implantes odontológicos em pacientes parcialmente desdentados, inclusive em substituições dentais unitárias, revolucionou a reabilitação estética e funcional, e além disso devolveu a auto-estima a muitos pacientes. Brånemark *et al.* (1977) relataram os princípios da osseointegração de implantes de titânio em tecido ósseo e sua aplicação clínica na reabilitação de pacientes desdentados, e conseqüente restabelecimento da função mastigatória. Em 1965 foram colocados os primeiros implantes visando a osseointegração em humanos (Brånemark *et al.*, 1977, 1983; Adell *et al.*, 1981). Os resultados obtidos durante 10 anos de reabilitação clínica foram de grande importância para o reconhecimento da técnica, oferecendo previsibilidade e longevidade para o tratamento.

A popularização dos implantes odontológicos levou ao surgimento de muitas empresas produtoras do sistema hexagonal externo mas com diferentes tolerâncias de fabricação (Schulte, 1994; Binon, 1995, 1996, 2000; Ma *et al.*, 1997; Byrne *et al.*, 1998; Elias *et al.*, 1999; Neves, 2000; Vigolo *et al.*, 2000, 2005). A função inicial dos hexágonos externos dos implantes era transmitir torque na inserção cirúrgica e posteriormente passou a atuar como mecanismo anti-rotacional e orientação dos pilares em próteses unitárias. Embora estes implantes tenham sido os mais comumente projetados e desenvolvidos por várias empresas deste segmento em todo o mundo, possíveis falhas por fadiga ou sobrecarga podem ocorrer. Algumas das complicações biomecânicas mais relatadas são desapertos ou fraturas de parafusos de pilar e de próteses (Adell *et al.*, 1981; Sones, 1989; Wicks *et al.*, 1994; Haas *et al.*, 1995; Binon, 1995, 1996, 2000; Binon & McHugh, 1996; Jemt *et al.*, 1996; Byrne *et al.*, 1998; Elias *et al.*, 1999; Goodacre *et al.*, 1999; Neves, 2000; Merz *et al.*, 2000; Brunski *et al.*, 2000; Vigolo *et al.*, 2000, 2005; Tan & Nicholls, 2001; Cibirka *et al.*, 2001; Lang *et al.*, 2002; Khraisat *et al.*, 2002, 2004; Carrilho *et al.*, 2005). Hábitos parafuncionais podem ser fatores de risco relacionados à fratura de implantes e desaperto de parafusos e podem originar

carregamento de forças oclusais descontroladas e excessivas (Becker & Becker, 1995).

Os testes de fadiga com aplicação de carga cíclica que simulam os ciclos mastigatórios durante um certo período de tempo têm sido aplicados para avaliar os desapertos ou fraturas de parafusos de pilar e de próteses (Cibirka *et al.*, 2001; Khraisat *et al.*, 2002, 2004). O desajuste rotacional entre os hexágonos da interface pilar / implante tem sido considerado um fator significativo na falha da junção parafusada (Wicks *et al.*, 1994; Binon, 1995, 1996, 2000; Binon & McHugh, 1996; Vigolo *et al.*, 2000, 2005; Lang *et al.*, 2002; Carrilho *et al.*, 2005)

Em virtude destas complicações mecânicas, a junção hexagonal externa continua a ser amplamente estudada com o objetivo de melhorar as tolerâncias dimensionais de usinagem de seus componentes (Schulte, 1994), tornando esta junção parafusada mais estável. A manutenção da estabilidade da prótese é considerada função da tensão da pré-carga alcançada no parafuso de pilar, a qual depende das propriedades mecânicas do parafuso, e dos ângulos de liberdade rotacional entre pilar e implante (Binon & McHugh, 1996; Lang *et al.*, 2002). A liberdade rotacional se refere à folga existente entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar. Binon (1995) sugeriu que a precisão de adaptação entre os hexágonos de pilar e implante deveria permitir menos de 5° de liberdade rotacional para sustentar a estabilidade da junção parafusada. Sugeriu ainda que quanto maior a diferença entre a dimensão do pilar e do implante, maior a possibilidade de rotação do sistema e desaperto ou fratura do parafuso de pilar (Binon, 1996a). Além disso, a desadaptação dos componentes pode levar a complicações biológicas e/ou mecânicas, comprometendo a função mastigatória (Sones, 1989; Quirynen & van Steenberghe, 1993; Quirynen *et al.*, 1994; Jansen *et al.*, 1997; Byrne *et al.*, 1998; Goodacre *et al.*, 1999).

Os erros dimensionais dos componentes protéticos podem causar espaços entre o implante e o pilar e angulação do pilar (Brunski *et al.*, 2000). Quando a prótese é instalada diretamente no implante ou sobre um pilar, o ajuste não passivo induz forças e momentos no implante e nos parafusos, antes mesmo da aplicação de cargas mastigatórias (Ma *et al.*, 1997; Brunski *et al.*, 2000).

A partir destas afirmações torna-se primordial que as empresas determinem as tolerâncias de usinagem dos implantes e dos componentes e ainda que estas tolerâncias estejam em níveis aceitáveis para o sucesso das próteses sobre implantes. A liberdade rotacional entre implante e pilar é dependente das dimensões dos hexágonos que se conectam (Binon, 1995, 1996, 2000; Binon & McHugh, 1996; Vigolo *et al.*, 2000, 2005). Tais dimensões podem ser comprometidas na inserção cirúrgica, dependendo do torque aplicado, e após a conexão da prótese, quando a carga mastigatória pode gerar micromovimentos e deformar o hexágono do implante (Binon & McHugh, 1996).

Na proposta inicial de Brånemark *et al.* (1977), na qual a técnica cirúrgica é realizada em dois estágios e livre de carga oclusal, é preciso aguardar um período de cicatrização óssea de 3 a 6 meses. No primeiro estágio é feita a inserção do implante e cobertura pela mucosa oral e no segundo é realizada a abertura gengival para colocação de cicatrizador e posteriormente a confecção da prótese. Este processo foi, nos últimos anos, modificado para apenas um estágio cirúrgico com carga imediata pela utilização da prótese conectada ao implante (Gapski *et al.*, 2003; Misch, 2004). As vantagens da carga imediata incluem redução do período de tratamento e simplificação do processo de substituição dentária (Cunha *et al.*, 2004). Entretanto, os implantes submetidos à carga imediata necessitam de estabilidade primária para que não ocorra falha na osseointegração (Gapski *et al.*, 2003; Misch, 2004; Cunha *et al.*, 2004). Esta estabilidade primária é conseguida por meio de justeza do implante ao osso e normalmente conferida

com o valor de torque aplicado no momento de inserção cirúrgica. Bahat (2000) relata o torque mínimo de 40 Ncm para se considerar o implante estável e capaz de receber carga imediata.

Atualmente, algumas configurações de junções internas para implantes têm surgido no mercado e são capazes de receber torques mais elevados durante a inserção cirúrgica com efetiva estabilidade da junção parafusada (Merz *et al.*, 2000). Algumas vezes as geometrias internas tornam mais difíceis os procedimentos protéticos e diminuem a compatibilidade de componentes de empresas diferentes. Os implantes odontológicos com hexágono externo apresentam grande quantidade de componentes para solucionar limitações estéticas e mecânicas, além de alta previsibilidade e facilidade de trabalho (Neves *et al.*, 2000a, b).

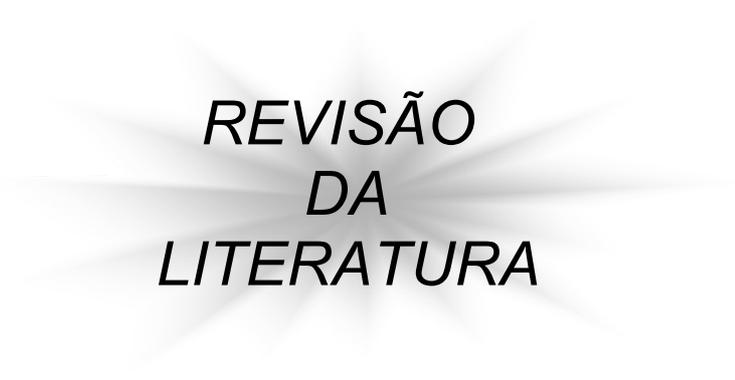
Neste sistema de implante desenvolvido na década de 60, a inserção cirúrgica é realizada utilizando um montador parafusado ao implante para transmitir o torque durante a instalação no leito ósseo. A integridade do hexágono externo destes sistemas pode ser comprometida quando são aplicados torques mais elevados, pois o montador possui hexágono interno para conectar ao hexágono externo do implante.

Com o intuito de aprimorar este processo cirúrgico, várias empresas lançaram no mercado implantes hexágono externo com modificações nos dispositivos para inserção cirúrgica. Surgiram então implantes com hexágonos internos, formatos estrelados e quadrados internos, os quais possuem as chaves nos respectivos formatos para a adaptação aos implantes. O sistema de implantes Torque Interno (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil) além do hexágono externo também possui um hexágono interno que recebe o torque durante a inserção cirúrgica, enquanto que o implante MK III Nobel Biocare possui um formato estrelado para a conexão da chave de inserção do implante. Estes implantes foram lançados no mercado com o

objetivo de aumentar a resistência em torques elevados, preservando as dimensões do hexágono externo.

Portanto, o objetivo deste trabalho será avaliar a integridade do hexágono externo de implantes Torque Interno (Neodent Implante Osteointegrável), por meio de medida da liberdade rotacional. Esta integridade também será avaliada em implantes Brånemark System MK III e implantes hexágono externo convencional. Além disto, será realizada comparação da liberdade rotacional teórica com a experimental no intuito de validar um modelo analítico proposto.

Diante deste contexto gera-se a hipótese de que novos sistemas que possibilitem o uso de torque interno durante a inserção cirúrgica e que apresente hexágono externo para a conexão do componente protético resulte em uma melhoria da estabilidade do sistema quando aplicados torques de 60 e 80 Ncm.



*REVISÃO
DA
LITERATURA*

“O conhecimento amplia
a vida. Conhecer é viver
uma realidade que a
ignorância impede
desfrutar.”
Raumsol

2 – REVISÃO DA LITERATURA

Brånemark *et al.*, em 1977, descreveram o método de osseointegração dos implantes de titânio na reabilitação de pacientes edêntulos e avaliaram 1.618 implantes instalados no período de 1965 a 1975. As principais indicações para o tratamento com implantes foram insuficiente retenção da prótese por causa de extensa reabsorção do processo alveolar, especialmente na mandíbula, inabilidade física para aceitar a prótese total como substituto dos dentes e distúrbios funcionais como náuseas e vômitos que causariam o desgaste das próteses totais. No protocolo cirúrgico inicial, os implantes eram instalados, cobertos por mucoperiósteo e aguardados um período de cicatrização de no mínimo 3 meses, sem nenhuma carga direta sobre eles. Após 9 meses da instalação dos implantes, 91% das próteses foram consideradas estáveis. Após os 10 anos de acompanhamento clínico, 94% das próteses na maxila e 100% das próteses na mandíbula foram consideradas estáveis nos implantes osseointegrados.

Em acompanhamento longitudinal de quinze anos de tratamento com implantes osseointegrados, Adell *et al.*, em 1981, analisaram 2.768 implantes instalados em 371 pacientes edêntulos. No período de 5 a 9 anos, 81% dos implantes da maxila e 91% da mandíbula permaneceram estáveis. Em relação às próteses, 89% na maxila e 100% na mandíbula estavam estáveis. Durante a cicatrização e o primeiro ano após a conexão da prótese, o valor médio de perda óssea foi 1,5 mm. Em cada ano subsequente observaram a perda de apenas 0,1 mm. Fraturas foram observadas em 69 implantes, as quais eram freqüentemente associadas com perda acelerada do osso marginal. Outras complicações mecânicas foram fraturas de próteses, parafusos de pilares e de próteses. Os resultados clínicos encontrados pelos autores preencheram e até excederam as exigências estabelecidas na Conferência de Harvard de 1978 dos procedimentos de sucesso da implantação dentária.

Em 1983, Brånemark revisou várias investigações que conduziram à aplicação clínica da osseointegração. O conceito inicial da osseointegração originou-se de estudos de microscopia vital de medula óssea da fíbula de coelho. Foi observado que as câmaras de titânio estavam incorporadas ao tecido ósseo, o qual cresceu por pequenos espaços no titânio. Estudos separados foram realizados para avaliar a cicatrização e a estabilidade de ancoragem de implantes de titânio que substituíam raízes de dentes. Foi encontrado osso cortical compacto ao redor dos implantes sem qualquer aparência de intervenção de tecido mole entre o osso normal e a superfície do implante.

Sones, em 1989, relatam que complicações com um sistema de implante previsível é possível apesar de 20 anos de estudos clínicos longitudinais e taxa de sucesso de 90 a 95%. São apresentados e avaliados uma gama de complicações cirúrgicas e protéticas utilizando implantes Brånemark. Os autores discutem métodos para evitar complicações protéticas devido à colocação dos implantes. A fratura de componentes normalmente apresenta mobilidade da prótese e o paciente procura o protesista ao invés de avaliação pelo cirurgião. A prevenção de fratura do parafuso de pilar inicia com a garantia da adaptação passiva da estrutura metálica e cuidadoso equilíbrio da oclusão. Outros fatores de importância a serem considerados na fratura dos parafusos de pilares são a quantidade de reabsorção da crista óssea, o comprimento e a quantidade de implantes, o arco antagonista, a angulação dos implantes e hábitos parafuncionais.

Jörnégus *et al.*, em 1992, realizaram um estudo da estabilidade do parafuso de pilar em restaurações unitárias sobre implante por meio do cálculo da força oclusal máxima em 4 pacientes, utilizando diferentes formas e materiais de parafusos: titânio grau 1 com cabeça cônica, titânio grau 1 com cabeça plana, titânio grau 3 com cabeça plana e ouro com cabeça plana. O torque necessário para girar o pilar dentro dos limites de liberdade rotacional da interface com o implante foi utilizado como medida da estabilidade da junção

parafusada. A força oclusal encontrada para os pacientes deste estudo variou de 140 a 390 N. O parafuso de ouro com cabeça plana e com elevado torque de aperto (35 Ncm) apresentou os melhores resultados. Segundo os autores, a rotação entre pilar e implante é prevenida quando as forças de contato na interface excedem o torque para o qual a restauração unitária é sujeitada. Isto pode ser conseguido com os contatos oclusais o mais próximo do longo eixo das restaurações, e assim reduzindo a distância do ponto de aplicação de força e otimizando os aspectos mecânicos na junção parafusada.

Quirynen & van Steenberghe, em 1993, investigaram a presença de microorganismos na parte apical de parafusos de pilares do sistema Brånemark. Em 9 pacientes, foram examinadas as partes apicais de 2 parafusos de pilares que ficaram parafusados por 3 meses. Seguindo os critérios de inclusão, os implantes haviam sido instalados há mais de 2 anos, nenhuma história de perda óssea marginal, bolsas ao redor dos implantes de 3,5 mm, não utilização de antibióticos 6 meses antes do estudo e boa saúde geral. Após a remoção das próteses fixas, os implantes e o epitélio do sulco foram desinfetados e irrigados com solução de digluconato de clorexedina 0,2% por 2 minutos e os parafusos de pilares foram limpos e esterilizados em álcool. Finalmente, os pilares foram reinstalados com seus parafusos e após 3 meses os parafusos foram avaliados. Todas as amostras de parafusos apresentaram contaminação por microorganismos em quantidade significativa. A origem destes organismos foi discutida pelos autores. A contaminação com sangue ou fluido crevicular foi reduzida ao mínimo pelos critérios de inclusão, e se tivesse ocorrido a microbiologia considera que o fechamento hermético leva à morte de todos os microorganismos. A contaminação durante a remoção dos parafusos foi estritamente evitado pela manutenção do pilar no local, evitando o contato direto do parafuso com o sulco. E a hipótese mais provável, suportada por vários autores, é a infiltração na interface implante / pilar e/ou pilar / cilindro de ouro, e que pode ser responsável pela perda óssea de 1 mm no primeiro ano de função, embora a concentração de tensão parece ser a origem mais provável.

Quirynen *et al.*, em 1994, realizaram estudo para examinar *in vitro* a existência de infiltração bacteriana na interface implante / pilar e/ou pilar / prótese do sistema Brånemark. Os conjuntos prótese / pilar / implante foram colocados parcialmente ou totalmente imersos em meios inoculados com bactérias. Após 7 dias de imersão os conjuntos foram removidos e as amostras de bactérias foram retiradas das partes internas dos conjuntos. As amostras totalmente imersas mostraram ligeiramente mais penetração bacteriana que as parcialmente imersas, indicando que parece existir infiltração bacteriana em ambos os níveis. Várias bactérias penetrantes têm sido associadas com peri-implantites. Ainda que a longevidade dos implantes do sistema Brånemark esteja bem documentada, esta infiltração bacteriana pode desempenhar um papel na peri-implantite, tanto na etiologia como no tratamento.

Wicks *et al.*, em 1994, avaliaram a adaptação dos componentes de implantes utilizando a posição final dos parafusos sob torque constante aplicado por diferentes torquímetros. Foram analisados os parafusos de pilar de titânio e os parafusos de prótese de ouro. Os parafusos de titânio obtiveram limite rotacional que foram reproduzíveis dentro dos níveis de $0,6^\circ (\pm 0,2^\circ)$. Para os parafusos de ouro foi encontrado que pelo menos duas tentativas tinham que ser feitas para que o limite rotacional obtivesse a posição reproduzível dentro dos níveis de $1,85^\circ (\pm 1,87^\circ)$. O teste confirmou que o torquímetro eletrônico é mais confiável e consistente do que a catraca manual, e esta mais previsível que as chaves manuais.

Devido ao crescente número de empresas fabricantes de implantes, bons procedimentos de controle de qualidade são essenciais para o sucesso da restauração. Por isso, Schulte, em 1994, em estudo piloto, mediu e comparou as dimensões entre os lados dos hexágonos externos de implantes de seis empresas: Dentsply / Implant Division, Impla-Med, Implant Innovations, Interpore International, Nobelpharma e Steri-Oss. Foram feitas medidas em três diferentes pontos dos hexágonos externos em oito implantes de cada empresa, totalizando 24 medidas. Os resultados indicaram que os implantes fabricados

pela Implant Innovations tiveram as menores variações, enquanto que os implantes da Nobelpharma mostraram as maiores variações e coeficientes de variações.

Goheen *et al.*, em 1994, avaliaram a capacidade de clínicos experientes no uso de componentes de implantes Brånemark para aplicar o torque desejado utilizando chaves manuais. O torque produzido e a variabilidade de dispositivos mecânicos de torque também foram examinados. Para os clínicos que utilizaram chaves manuais, os valores de torque variaram de 0,7 a 18,1 Ncm, 1,4 a 33,7 Ncm e 8,2 a 36,2 Ncm para torques de 10 Ncm, 20 Ncm e 30 Ncm, respectivamente. Os dispositivos mecânicos de torque produziram valores de torque dentro das tolerâncias especificadas pelos respectivos fabricantes em todos os níveis de torque. Os dados indicaram que há uma ampla variação na habilidade dos clínicos para perceber as forças adequadas de torque aplicado aos componentes de implantes. Dispositivos calibrados de torque são obrigatórios se os procedimentos adequados de torque são desejados.

Becker & Becker, em 1995, realizaram estudo retrospectivo da substituição de molares na maxila e mandíbula por implantes unitários. Os resultados são baseados na colocação de 24 implantes em 22 pacientes. A taxa de sucesso após 1 ano de função foi 95,7%. Os parafusos de ouro em 13 implantes (61,9%) permaneceram apertados, 3 desapertaram 1 vez, 2 desapertaram 2 vezes e 3 parafusos de ouro (14,3%) desapertaram 3 vezes. Em 1 paciente o parafuso de pilar fraturou e foi substituído. Segundo os autores, vários fatores contribuíram para a elevada taxa de sucesso, tais como: qualidade e quantidade óssea, comprimento dos implantes, contatos oclusais minimizados e exclusão de pacientes com bruxismo. Hábitos parafuncionais podem ser fatores de risco relacionados à fratura de implantes e desaperto de parafusos e podem originar carregamento de forças oclusais descontroladas e excessivas.

Haas *et al.*, em 1995, relataram o acompanhamento de 76 implantes unitários do tipo Brånemark. Dois implantes (2,63%) foram removidos durante o período de acompanhamento. A taxa de sucesso após 66 meses foi de 96,3%, e por isso os autores afirmam que pode ser recomendado o uso de implantes para restaurações unitárias. A complicação mais comum encontrada pelos autores foi desaperto de parafuso, observada em 12 casos após poucos meses de instalação da prótese. Os autores discutem a diminuição destes problemas de desaperto de parafuso após o desenvolvimento de controlador de torque e do parafuso de pilar de ouro, o qual é soldado a frio ao implante de titânio após o torque de 32 Ncm. Mesmo assim, o desaperto de parafuso permanece problemático, especialmente na região de molares da mandíbula.

Em 1995, Binon avaliou a precisão e consistência de usinagem de 13 sistemas de implantes hexágono externo e determinou a liberdade rotacional entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar. Cinco implantes de cada sistema foram medidos com micrômetro digital e microscópio com precisão de 1 micrômetro. As medidas foram realizadas nos seguintes locais: diâmetro da cabeça do implante, diâmetro do corpo do implante, altura e largura do hexágono externo entre os lados dos implantes e de seus análogos. Todos os três pares de lados foram medidos e a média obtida. O maior e menor valor de medida entre os lados do hexágono de todos os implantes avaliados foram 2,790 mm para SwedeVent e 2,657 para IMTEC, respectivamente. A liberdade rotacional entre pilar e implante, medida em graus, foi realizada em cinco sistemas com seus respectivos pilares e em combinações de empresas, mudando os pilares. Considerando os componentes do mesmo fabricante, os menores valores encontrados foram para Xmark e 3i com 4° e 4,6° de rotação, e os maiores valores foram para ISS e NP com 6,7° de rotação. Nas combinações de empresas, o menor valor de liberdade rotacional foi para o implante Nobelpharma com o pilar IMP com 3,5° de rotação. As próximas três combinações foram o implante ISS / pilar IMP com 4,2°, implante 3i / pilar IMP com 4,3° e implante NP / pilar 3i com 4,9°. Todas as outras combinações excederam 5°, com a maior liberdade rotacional

registrada para o implante STR e pilar OTC com $10,1^\circ$ de rotação. Dois outros tipos de junções foram analisados quanto à liberdade rotacional de seus componentes. O implante hexágono interno ScrewVent apresentou $1,4^\circ$ de rotação e o implante octógono interno Omniloc apresentou $7,5^\circ$ de rotação. O autor considera que a redução ou eliminação das discrepâncias entre hexágonos de pilar e implante e seu potencial para movimento rotacional irá resultar em uma junção parafusada mais estável e previsível. É ainda opinião do autor que a rotação menor que 5° é desejável para ótima estabilidade da junção. Isto é especialmente importante em restaurações unitárias onde o exato assentamento é crítico para atingir contatos interproximais reproduzíveis e ótimas características anti-rotacionais.

Outro estudo realizado por Binon, em 1996, buscou avaliar o efeito da desadaptação entre os hexágonos de implante e pilar no desaperto de parafuso de pilar durante a função mastigatória simulada por meio de teste de carga cíclica. Foram utilizados 50 implantes hexágono externos confeccionados pela empresa Implant Support Systems. A média das distâncias de lado a lado do hexágono externo dos 50 implantes foi 2,684 mm, sendo o maior e o menor valor 2,703 mm e 2,663 mm, respectivamente. Pilares especiais tipo UCLA foram confeccionados em titânio com tamanhos de hexágonos internos variando de 2,705 mm a 2,820 mm, totalizando 10 grupos de pilares. Antes da aplicação da carga cíclica, a liberdade rotacional de cada grupo foi medida. Os valores variaram de $1,94^\circ$ para o menor hexágono interno a $14,87^\circ$ para o maior hexágono interno do pilar. Cada pilar foi conectado ao implante com parafuso de titânio e aplicado torque de 30 Ncm. As amostras foram então posicionadas na máquina de ciclagem e giradas a 28 ciclos por minuto no sentido anti-horário. A carga vertical de 133,3 N foi aplicada a uma velocidade de 1.150 ciclos por minuto. Falhas na junção parafusada ocorreram de 134.895 ciclos a 9.337.080 ciclos. A média de 6,7 milhões de ciclos foi encontrada para as junções que utilizavam os pilares com o menor hexágono interno. Um grupo adicional de implantes foi testado após a remoção do hexágono externo dos implantes. Neste grupo a falha da junção parafusada ocorreu em média de

630.000 ciclos. De acordo com o autor, o mecanismo de falha da junção parafusada tem como característica de fase inicial a efetiva e progressiva erosão da pré-carga do parafuso pela carga externa deslocada. A gradual erosão atinge o limiar que permite a rotação anti-horária do pilar. Entretanto, o melhor ajuste entre os hexágonos do implante e do pilar poderia resistir o avanço do micromovimento do pilar e a perda da pré-carga. Os dados do trabalho indicaram que quando a rotação excedeu 2°, a resistência à falha da junção parafusada diminuiu de 6,7 para 4,9 milhões de ciclos. Se o pilar girou mais que 5°, a rigidez da junção e a pré-carga foram comprometidas e permitiram a junção parafusada entrar no segundo estágio de falha, após o qual os desapertos dos parafusos ocorreram rapidamente entre 2,5 e 1 milhão de ciclos. Assim, o autor conclui que quanto melhor o ajuste entre pilar e implante, mais estável é a junção parafusada.

A técnica de remodelamento do hexágono interno do pilar foi utilizada em estudo de Binon & McHugh, em 1996, para avaliar a eliminação da desadaptação rotacional na estabilidade da junção parafusada. Para o estudo, dois implantes de cada um dos seguintes tamanhos de hexágono externo foram selecionados: 2,680 mm, 2,692 mm, 2,705 mm, 2,718 mm e 2,731 mm. Dois grupos de pilares fundíveis do tipo UCLA foram fabricados para o teste. Como grupo controle, utilizaram pilares com cinta de ouro pré-usinada. Para o segundo grupo, utilizaram pilares de plástico, os quais foram medidos com calibrador para combinar com os implantes em seus respectivos tamanhos. Cada pilar foi então encerado e fundido, sendo que os pilares cujas cintas eram de plástico foram remodelados nos tamanhos correspondentes aos 5 implantes utilizados na pesquisa. A liberdade rotacional de cada grupo foi medida antes do teste de carga cíclica. A média encontrada foi de 5° e 0,1° para o pilar com cinta de ouro e para o pilar remodelado, respectivamente. Cada pilar foi conectado ao implante com parafuso de titânio e aplicado torque de 20 Ncm. As amostras foram então posicionadas na máquina de ciclagem e giradas a 28 ciclos por minuto no sentido anti-horário. A carga vertical de 133,3 N foi aplicada a uma velocidade de 1.150 ciclos por minuto. Após 1 milhão de ciclos

as amostras foram removidas da máquina de ciclagem. Para os pilares com cinta de ouro, os parafusos desapertaram após média de 357.162 ciclos. Os pilares remodelados atingiram 1 milhão de ciclos sem evidência de desaperto de parafuso. No segundo estágio do teste, todos os parafusos de pilar foram apertados com torque de 30 Ncm e seguiu os mesmos parâmetros de carga do primeiro estágio. Para os pilares com cinta de ouro, a primeira falha ocorreu aos 290.030 ciclos com a fratura do implante mas sem desaperto do parafuso. A segunda falha ocorreu a 2,4 milhões de ciclos com desaperto do parafuso e a última a 7,9 milhões de ciclos. Os pilares remodelados atingiram 4,4 milhões de ciclos e a fratura do implante ocorreu, sem desaperto do parafuso. A segunda falha ocorreu a 9,5 milhões de ciclos e as outras três amostras atingiram mais que 10 milhões de ciclos sem desaperto do parafuso. Com os dados do trabalho, os autores afirmam que o desajuste rotacional resulta em diminuição da rigidez da junção, mais rápida perda da pré-carga e aumento do índice de desaperto de parafuso.

Estudo para pesquisar três sistemas de implantes hexágono externo foi conduzido por Binon, em 1996. O autor avaliou as tolerâncias de usinagem e o ajuste entre os componentes de implantes. Os implantes avaliados haviam evoluído ou haviam sido recentemente introduzidos no mercado com relatos de menores tolerâncias para melhorar a estabilidade da junção parafusada. Um mínimo de 10 implantes e análogos das empresas Steri-Oss, Lifecore e Calcitek foram medidos em seus diâmetros de pescoço e entre os lados dos hexágonos externos. A diferença entre o menor e o maior valor de cada medida foi utilizada como indicador de tolerância de usinagem. A liberdade rotacional foi registrada para diferentes tipos de pilares de cada empresa. Como resultados do trabalho, os implantes avaliados apresentaram medidas entre os lados do hexágono externo variando de 2,685 mm a 2,700 mm. O autor acredita que baseado em dados de carga cíclica e desajuste rotacional, uma média entre lados variando em menos que 0,005 mm no mesmo hexágono e uma média entre lados variando em menos que 0,015 mm para todas as amostras resulta em junção parafusada mais estável. O ajuste nas tolerâncias

para os três grupos de implantes estudados resultou em significativa redução na liberdade rotacional. Os implantes Lifecore e seus três tipos de pilares apresentaram liberdade rotacional entre 1,6° e 2,2°, seguido pelos implantes Steri-Oss entre 2,4° e 2,6° e os implantes Calcitek entre 3,5° e 5,2°.

Jemt *et al.*, em 1996, compararam métodos de medidas usados em quatro centros de medições. Para as medidas do ajuste na interface da prótese sobre implante são utilizados sistemas baseados em técnicas de contato, sendo um com laser e um fotogramétrico. Os dados são fornecidos no modo tridimensional com as coordenadas x, y e z. O ponto centróide foi a unidade de medida usada para as superfícies de encaixe para comparar os sistemas. Os autores relatam que quando qualquer sistema de medida é avaliado, os dados deveriam sempre serem examinados pela reprodutibilidade para estabelecer a confiabilidade do sistema. A comparação dos métodos de medida não demonstrou nenhuma evidência que um método é mais válido que o outro ou mais próximo da verdade que outro.

Jansen *et al.*, em 1997, relataram que os sistemas de implantes de dois estágios resultam em desajustes verticais entre implante e pilar que podem atuar como armadilha para bactérias e assim possivelmente causam reações inflamatórias nos tecidos moles peri-implantares. Tais desajustes verticais entre os componentes são inevitáveis e sua significância clínica tem sido negligenciada pelos fabricantes e pelos clínicos. Os autores realizaram este estudo para determinar se há infiltração bacteriana na interface implante / pilar. Foram utilizadas 13 combinações diferentes de pilar e implante em experimento *in vitro* no qual foi observada a penetração de bactéria (*Escherichia coli*) para 10 amostras de cada combinação. As combinações de pilar / implante utilizados foram: Astra, Ankylos, Bonelit com pilar cônico, Bonelit com pilar octagonal, Brånemark, Calcitek, Frialit-2 com anel de silicone, Frialit-2 com pilar convencional, Ha-Ti com base de coroa, Ha-Ti com pilar telescópico, IMZ com TIE, IMZ com IMC e Semados. Todos os sistemas de implantes apresentaram infiltração bacteriana. Quando foi colocado um anel de

silicone ao implante Frialit-2 houveram menos casos de infiltração. A espessura de desajuste marginal entre os componentes pré-fabricados, medidos com microscópio eletrônico de varredura, foi menor que 10 µm em todos os sistemas. Os autores ressaltam que a intenção deste estudo foi alertar fabricantes e clínicos do problema de infiltração bacteriana, podendo resultar em inflamação dos tecidos moles.

Ma *et al.*, em 1997, determinaram as tolerâncias de usinagem, ou falta de ajuste, entre os seguintes componentes de implantes no plano horizontal: pilar e cilindro de ouro, pilar e componente de moldagem quadrado, réplica em latão e cilindro de ouro, réplica em latão e componente de moldagem quadrado. Duas gerações de componentes da Nobel Biocare foram estudadas, sendo a primeira com pino guia e parafuso de ouro cônicos e a segunda com pino guia e parafuso de ouro com cabeça plana. As medidas foram realizadas nos eixos x e y com o auxílio da máquina de medidas coordenadas. Os resultados do estudo indicaram que as tolerâncias entre os componentes variaram de 22 a 100 µm, sendo que os componentes da segunda geração foram usinados com limites de tolerância menores.

Byrne *et al.*, em 1998, compararam a adaptação e ajuste marginal de pilares pré-usinados com pilares fundíveis em termos de ajuste pilar / implante e ajuste entre a parte inferior da cabeça do parafuso de ouro e a base do parafuso de pilar. Das seis combinações estudadas, duas utilizaram pilares fundíveis e apresentaram maior frequência e magnitude de discrepâncias verticais nas duas interfaces estudadas. Os resultados mostram que a presença de desajuste vertical pode reduzir a estabilidade mecânica do conjunto pilar / implante e atuar como um espaço para acúmulo de bactérias.

Standlee & Caputo, em 1999, examinaram a precisão de 7 controladores de torque eletrônicos da Nobel Biocare, modelo DEA-020, que estavam em uso clínico. A máquina de teste Instron foi utilizada para medir a força gerada pelo controlador de torque. Dez repetições dos níveis de torque de 10, 20 e 32 Ncm

foram registradas para cada dispositivo. Para o torque de 10 Ncm, foram encontrados torques de 7 a 28 Ncm. Para o torque de 20 Ncm, foram encontrados torques de 11 a 30 Ncm. Para o torque de 32 Ncm, foram encontrados torques de 17 a 37 Ncm. Erros acima de 3 vezes o torque de 10 ncm poderia ser um fator contribuinte para a falha do parafuso. Este estudo mostrou que para os controladores de torque testados, os níveis de torque foram imprevisíveis por causa dos grandes erros encontrados no mesmo dispositivo e entre os dispositivos. Os autores alertam os clínicos de estarem atentos aos controladores de torque em uso. Poderia ser mais vantajoso se ajustes pudessem ser feitos para regular estes dispositivos a níveis desejados, o que não é possível para os controladores de torque da Nobel Biocare.

Goodacre *et al.*, em 1999, realizaram uma revisão da literatura de todos os estudos clínicos disponíveis de 1981 a 1997, publicados em inglês ou com resumo em inglês, que apresentavam dados de sucesso e falhas no tratamento com implantes. Foram determinados os tipos de complicações relatadas e a quantidade de implantes perdidos relacionados ao tipo de prótese, arco, tempo, comprimento dos implantes e qualidade óssea. As conclusões foram: 1- mais implantes foram perdidos em overdentures que em outros tipos de próteses, principalmente no arco superior; 2- as perdas pré-protéticas e após a confecção da prótese variavam dependendo do tipo de prótese; 3- a perda de implantes foi mais freqüente no primeiro ano de função da prótese, do que em relação ao segundo ano, e maior no segundo em relação ao terceiro ano; 4- uma maior freqüência de falhas ocorreu com implantes curtos (7 a 10 mm) e também em osso tipo 4; 5- a perda óssea marginal no primeiro ano foi em média 0,93 mm, e nos anos seguintes de 0,1 mm em média; 6- as complicações no tecido peri-implantar foram inflamação ou proliferação gengival, deiscência e fístulas que ocorreram na interface implante / pilar; 7- o desaperto de parafuso foi a complicação mecânica mais freqüente, ocorrendo mais no parafuso do pilar, a maioria dos desapertos ocorreram em próteses unitárias; 8- o parafuso de ouro fraturou com mais freqüência do que o parafuso do pilar e a fratura de implante foi relatada em apenas nove trabalhos.

As tolerâncias dimensionais de cinco sistemas de implantes Master Screw da empresa Conexão foram analisadas no estudo de Elias *et al.*, em 1999. Eles compararam os resultados com dados da literatura referente às dimensões dos implantes Steri-Oss, Lifecore e Calcitek. A falta de ajuste entre os hexágonos do pilar e do implante tem causado desapertos frequentes de parafusos. O controle de fabricação é determinante nos limites de variação das dimensões dos implantes e seus componentes, minimizando os erros de processamento. Foram realizadas as medidas entre os lados dos hexágonos dos implantes para as 24 amostras de cada sistema. Verificou-se que o maior número de implantes apresentou dimensões entre 2,680 e 2,689 mm. Concluiu-se que a variação da dimensão do hexágono externo dos implantes Máster Screw é semelhante a dos implantes Steri-Oss, Lifecore e Calcitek.

Em estudo comparativo da adaptação entre componentes intermediários e implantes de sete diferentes sistemas, Neves, em 2000, avaliou o ajuste vertical e horizontal por meio de análise em microscópio eletrônico de varredura. Os sistemas de implantes avaliados foram: Serson, Titanium Fix, INP, Neodent, Napio, Conexão e Nobel Biocare. Para buscar explicações para os desajustes verticais e horizontais que ocorreram, foram realizadas as medidas das distâncias entre os lados dos hexágonos dos implantes e dos pilares, medidas dos diâmetros mínimo e nominal das roscas dos parafusos de pilares, medidas dos diâmetros da base dos pilares e das plataformas dos implantes e a localização do centro do implante e do pilar. Estas medidas foram realizadas em microscópio ótico tridimensional com software de medição automática – AutoMAP. A partir dos resultados do trabalho o autor sugere que estabeleça um órgão para fiscalizar o controle de qualidade da fabricação e da distribuição dos implantes comercializados no Brasil.

Brunski *et al.*, em 2000, publicaram uma revisão da literatura sobre o status atual e futuros desenvolvimentos de biomateriais e da biomecânica de implantes orais e maxilofaciais. Neste ano, os autores relataram a existência de

50 empresas cadastradas na FDA dos Estados Unidos, envolvidas na fabricação, propaganda e distribuição de implantes dentários. Em várias circunstâncias, estas empresas têm entrado no mercado simplesmente copiando ou fazendo pequenas alterações em tamanho, forma, material e/ou superfícies dos concorrentes, e exagerando na efetividade de seus novos produtos. A importância do entendimento do que ocorre na interface osso / implante e o desenvolvimento de métodos para controlar estes acontecimentos são discutidos pelos autores. Eles concluem que muito tem sido realizado para a avaliação dos implantes mas que deveriam ser encontradas maneiras dos produtos de pesquisas serem entregues nas mãos dos clínicos.

O estudo realizado por Vigolo *et al.*, em 2000, objetivou avaliar as mudanças na interface do implante após fundição de liga de metal nobre e aplicação de porcelana a 30 pilares UCLA com cinta de ouro da 3i. De acordo com os autores, o processamento laboratorial de próteses sobre implante pode alterar a superfície do pilar em contato com a cabeça do implante e assim o ajuste da interface. As mudanças foram acompanhadas pela comparação das seguintes medidas antes e após a fundição do metal e após a queima da porcelana: profundidade e comprimento do hexágono interno do pilar, diâmetro apical do pilar e liberdade rotacional entre implante e pilar. A análise estatística dos resultados não apresentou diferenças significantes em nenhum dos parâmetros estudados. Os autores ainda ressaltam que a apropriada escolha da combinação pilar / implante com baixas tolerâncias de usinagem, a seleção de adequada liga de fundição e o uso de procedimentos clínicos e laboratoriais meticulosos são importantes na redução do desajuste rotacional e aumenta a estabilidade da junção parafusada.

Neves *et al.*, em 2000, relatam que, no decorrer dos últimos anos, a Implantodontia firmou-se como uma realidade graças à longevidade dos tratamentos e aos resultados funcionais obtidos. As limitações dos componentes dificultavam a sua aplicação em determinadas situações clínicas. Novos componentes foram desenvolvidos para suprir as necessidades

estéticas e mecânicas mas criaram um mito de insegurança e preocupação aos clínicos que trabalham na área da prótese. Os autores avaliaram as indicações, contra-indicações, vantagens, desvantagens, técnica de instalação, torque e moldagem para cada tipo de pilar utilizado em casos múltiplos sobre implantes osseointegrados Brånemark-compatíveis de plataforma regular.

Neste mesmo ano, Neves *et al.* relatam que o alto percentual de sucesso dos implantes osseointegrados, sua longevidade e preservação da estrutura dental, fez com que fossem utilizados em restaurações unitárias. Significativas alterações morfológicas foram necessárias nos pilares para a resolução de casos unitários. A partir de então vários trabalhos surgiram para avaliar as vantagens de parafusar ou cimentar a prótese, desenvolver estética e boa emergência gengival. São fornecidos subsídios teóricos para a seleção do melhor pilar para cada caso unitário, além de informações técnicas sobre seu uso.

Binon, em 2000, publicou a evolução dos implantes e seus componentes nos Estados Unidos. Ele utilizou questionários, catálogos das empresas, telefonemas, e-mail e fax aos fabricantes para revisar os dados antes da publicação. Mais de 90 implantes podiam ser selecionados em uma variedade de diâmetros (100), comprimentos (126), superfícies (53), plataformas (72), junções (46) e desenhos do corpo do implante (52). Havia 20 geometrias diferentes da interface implante / pilar, o que influencia diretamente na força e estabilidade da junção, e conseqüentemente da prótese. A junção do tipo hexagonal externa tem sido a mais relatada na literatura devido ao seu extenso uso clínico. Em aplicações parciais e unitárias, a interface e o parafuso ficam expostos a forças laterais, levando ao desaperto do parafuso, relatado na literatura entre 6% e 48% dos casos. Alterações no desenho do parafuso melhoraram significativamente mas não eliminaram o problema da junção. Para superar as limitações inerentes à conexão hexagonal externa, uma variedade de conexões tem sido desenvolvida. Segundo o autor, as conexões internas demonstraram em testes mecânicos melhores propriedades mecânicas como

boa resistência, mínima rotação, estabilidade do parafuso e excelentes tolerâncias de usinagem. Além disso, na clínica, deve-se buscar também implantes com ótima distribuição, carga aplicada no longo eixo, número, comprimento e diâmetro adequados, eliminação de cantilevers, adaptação das próteses e controle de carga oclusal.

Bahat, em 2000, revisou 660 implantes do sistema Brånemark colocados em área posterior de maxila, restaurados com prótese fixa parcial metalocerâmica e acompanhados de 5 a 12 anos. Foram utilizados implantes maiores ou iguais a 4 mm, colocados em quantidade suficiente para suportar as elevadas forças oclusais e aplicado torque de no mínimo 40 Ncm nos implantes analisados. Caso o implante não tivesse atingido seu comprimento completo sob um torque de 40 Ncm, o implante era removido imediatamente. Dos 660 implantes colocados, 13 falharam entre a colocação e o carregamento, 12 foram perdidos entre o carregamento e o final do primeiro ano, 3 falharam entre o primeiro e o segundo ano e 7 falharam após 2 anos, sendo 2 por fraturas do implante. A taxa cumulativa de sucesso foi de 94,4% de 5 a 6 anos e 93,4% após 10 anos.

Baseado em modelos de elementos finitos tridimensionais, Merz *et al.*, em 2000, relataram que os implantes com junções cônicas apresentam mecânica superior e assim melhor estabilidade em longo prazo quando comparados aos implantes com junção de topo. Na configuração hexagonal externa, a pré-carga axial do parafuso de pilar é fator determinante para a estabilidade da conexão. Na junção cônica, a forma de travamento e fricção são os princípios básicos. A interface resiste às cargas laterais impedindo que as roscas do pilar desapertem. Os autores ainda complementam que esta interface cônica é estável e livre de rotação, o que diminui a incidência de complicações mecânicas como perda ou fratura do parafuso de pilar.

Em 2001, Tan & Nicholls compararam sete sistemas de pilares para implantes hexágono externo, medindo a pré-carga da junção parafusada. Os

autores afirmam que cada sistema de pilar tem parafuso de pilar específico que variam no material constituinte e na configuração mecânica, assim como na qualidade de usinagem. Foram analisados os seguintes pilares da Nobel Biocare: Standard regular, EsthetiCone regular, MirusCone regular, CeraOne regular, cilindro de ouro direto no implante e TiAdapt regular. Além destes foi analisado o pilar de titânio da Implant Innovations. A menor pré-carga medida foi 180,6 N para o pilar Standard e a maior pré-carga foi 666,4 N para o pilar CeraOne. Este resultado confirma a necessidade de maior pré-carga para os pilares diretos no implante, ou seja, que possuem apenas uma junção parafusada, favorecendo a função clínica. Nos implantes unitários, a pré-carga na junção parafusada do pilar é crítica para manter a integridade e resistência anti-rotacional. Quanto maior a pré-carga, mais estável é a junção parafusada e maior a resistência ao desaperto de parafuso.

A precisão de controladores de torque eletrônico foi testada por Mitrani *et al.*, em 2001, onde 10 torquímetros que já estavam em uso clínico por período mínimo de cinco anos foram comparados com 4 torquímetros novos. Segundo os autores o aperto de parafusos em restaurações implanto-suportadas tem sido problemático em casos que o torque aplicado é muito baixo e o desaperto de parafuso ocorre com mais frequência, como também quando o torque aplicado é muito elevado e a consequência é a fratura de parafuso. O controlador de torque eletrônico DEA 020 (Nobel Biocare), testado neste estudo, possui quatro diferentes regulagens de torque: 10, 20, 32 e 45 Ncm. Cada um destes torques pode ser aplicado aos parafusos de pilar em duas velocidades: baixa ou alta. O protocolo clínico foi simulado com implante Brånemark System de 3,75 mm de diâmetro e pilar CeraOne com parafuso de ouro. De acordo com os resultados, não foram encontradas diferenças estatísticas entre os torquímetros já em uso clínico e os novos, em nenhum dos níveis de torque aplicados.

Cibirka *et al.*, em 2001, examinaram as diferenças nos valores de desaperto do parafuso de pilar após o teste de fadiga quando as dimensões

entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar foram alterados ou o hexágono externo do implante foi eliminado. Os parafusos de pilares foram apertados utilizando o torque recomendado de 32 Ncm com um controlador de torque eletrônico. Marcas verticais que cruzavam a interface implante / pilar permitiram a avaliação do deslocamento longitudinal. Um dispositivo de teste de fadiga do tipo carrossel aplicava uma carga dinâmica entre 20 e 200 N para 5.000.000 ciclos. Após o teste de fadiga foi registrado o torque reverso com o torquímetro Tohnichi BTG-6. Como resultado do trabalho não foi notado nenhum pilar frouxo ou deslocamento longitudinal da interface pilar / implante. A análise de variância demonstrou diferenças significantes entre apenas o grupo de implante hexágono externo regular e o grupo modificado circular, com este último apresentando maiores valores de torque de desaperto e indicando menor perda da pré-carga. Os autores concluíram que aumentando a distância entre a largura do hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar não produziu um efeito estatisticamente significativo nos valores de torque de desaperto do parafuso após a carga cíclica. Eliminando o hexágono externo do implante e aumentando a altura da coluna circular resultou em um efeito significativo no parafuso de pilar de liga de ouro, quanto aos valores do torque de desaperto, após a carga cíclica, comparados com implantes de hexágono externo regular.

Na tentativa de examinar a exata orientação do hexágono do pilar ao hexágono do implante após o aperto do parafuso, Lang *et al.*, em 2002, pesquisaram pilares CeraOne, Estheticone, Procera e AuraAdapt, sendo 10 amostras de cada. Cada pilar era parafusado ao implante com o torque recomendado para atingir a ótima pré-carga no parafuso de pilar. Os espécimes foram então seccionados na direção horizontal na área dos hexágonos com uma serra diamantada. Para determinar o grau de rotação do pilar foi utilizada fórmula analítica baseada em geometria básica. Após traçar linhas das pontas dos hexágonos ao centro, o ângulo formado pelas linhas do pilar e do implante foi medido como grau de rotação do pilar. Os valores encontrados foram: AuraAdapt – 1,51°, CeraOne – 3,11°, Estheticone – 3,28°,

Procera – 3,53°. De acordo com os dados encontrados, os autores concluem que a precisão de ajuste sugerida por Binon como necessária para a estabilidade da junção parafusada foi alcançada e que o aperto do parafuso de pilar tem pouca influência na orientação do hexágono do pilar em volta do hexágono do implante.

Khraisat *et al.*, em 2002, avaliaram o efeito do tipo de junção na resistência à fadiga e no modo de falha dos sistemas de implantes Brånemark e ITI, no qual foram utilizados a junção hexagonal externa e a cônica interna de 8°, respectivamente. Segundo os autores, os fabricantes de implantes tentaram evitar falhas mecânicas aumentando o diâmetro do implante, modificando o tipo de junção parafusada, e/ou mudando o material. Estas soluções diminuíram mas não eliminaram a incidência de falhas mecânicas. Uma carga cíclica de 100 N foi aplicada perpendicular ao longo eixo da montagem a uma velocidade de 75 ciclos/minuto. Para investigar a resistência à fadiga da amostra durante 6 anos de função simulada, um alvo de 1.800.000 ciclos foi definido. Para o grupo Brånemark, o parafuso do pilar de liga de ouro fraturou em todas as amostras entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos. Para o grupo ITI, todas as amostras resistiram até 1.800.000 ciclos. Os autores afirmam que na conexão cônica, o travamento friccional do pilar ao implante com menos de 10 µm de abertura eliminou a vibração e o micromovimento do parafuso do pilar. Dentro das limitações deste estudo, os autores concluem que o efeito do tipo de junção na resistência à fadiga e no modo de falha do sistema de implante unitário da ITI foi significativamente melhor do que o implante unitário do sistema Brånemark testado.

Goodacre *et al.*, em 2003, relataram os tipos de complicações envolvendo os implantes osseointegrados e suas próteses. A partir de pesquisa realizada no Medline foram revisados artigos publicados em língua inglesa do ano de 1981 a 2001 que continham dados clínicos a respeito de sucesso, falha e/ou complicações. As complicações foram divididas em 6 categorias: cirúrgica, perda de implante, perda óssea, tecido mole peri-implantar, mecânica, estética

/ fonética. Os dados foram combinados e a média calculada para identificar as incidências das complicações. A complicação mais comum em implantes foram perda do mecanismo de retenção da overdenture (33%), perda de implante em maxila irradiada (25%), complicações relacionadas à hemorragia (24%), fratura de coroa em resina de prótese parcial fixa (22%), perda de implante com overdentures na maxila (21%), overdentures necessitando reembasamento (19%), perda de implante em osso tipo IV (16%) e fratura do clip / attachment de overdenture (16%).

A carga imediata ganhou popularidade entre os clínicos nos últimos anos. Entretanto, algumas questões relacionadas à esta técnica permanecem sem respostas. Por isso, Gapski *et al.*, em 2003, revisaram e analisaram criticamente a literatura publicada em 20 anos no campo da carga imediata. Os autores dividem a discussão em fatores relacionados à cirurgia, local de colocação dos implantes, implantes e oclusão. Os fatores cirúrgicos consistem em estabilidade primária do implante e técnica cirúrgica. Se o implante é colocado em osso esponjoso macio com pobre estabilidade inicial, freqüentemente resulta em encapsulamento por tecido conjuntivo, ao invés de osseointegração. O aquecimento gerado durante a perfuração óssea sem adequado resfriamento é associado com insucesso dos implantes. Os autores relatam o escasso número de trabalhos com implantes colocados em osso esponjoso macio. A alta previsibilidade dos implantes se refere na maioria em osso compacto da porção anterior da mandíbula. Doenças metabólicas como osteoporose, diabetes e hiperparatireoidismo podem influenciar significativamente o processo de cicatrização, assim como pacientes fumantes e que sofreram radiação. O implante parafusado possui maior retenção mecânica e habilidade para transferir forças compressivas. O desenho do parafuso minimiza micromovimentos do implante e melhora a estabilidade inicial, como também aumenta a área de superfície de contato. Os implantes com superfície rugosa necessitam de maiores forças para serem removidos do que os implantes lisos. A maioria dos estudos tem sugerido que os implantes deveriam ser ≥ 10 mm de comprimento para garantir as elevadas taxas de

sucesso. A carga imediata pode interferir com a habilidade de formação de novo osso para substituir o osso necrótico na interface osso / implante resultante do trauma cirúrgico. As forças oblíquas e horizontais causam maiores danos que as forças verticais. Entretanto, o bruxismo e a sobrecarga oclusal tem sido considerado possível contra-indicação para a carga imediata nos implantes devido à alta taxa de falhas. A estabilidade primária pode ser melhorada quando os implantes são unidos com fixação rígida. Os autores concluem que critérios certos devem ser seguidos para evitar qualquer falha desnecessária e assim garantir o sucesso em longo prazo dos implantes submetidos à carga imediata.

Por meio de estudo clínico, Cunha *et al.*, em 2004, avaliaram a estabilidade primária e o torque de colocação cirúrgica de implantes padrão do sistema Brånemark e implantes Brånemark TiUnite MK III. Também verificaram a correlação entre o torque de colocação e a estabilidade primária e analisaram a influência da forma do implante no torque de colocação e na estabilidade primária. O motor Osseocare (Nobel Biocare), com torque calibrado de 50 Ncm e 20 rpm, foi utilizado na colocação dos implantes. Foi utilizado o método de frequência de ressonância por meio de transdutor conectado ao implante para medir a rigidez do implante no osso, imediatamente após a sua colocação. Os autores não encontraram correlação entre o torque de colocação e a estabilidade primária, porém a forma do implante teve influência na estabilidade primária e no torque de colocação cirúrgica. Os implantes padrão do sistema Brånemark obtiveram maior média de torque de colocação cirúrgica, com 40,81 Ncm, quando comparados aos implantes Brånemark TiUnite MK III, com 33,40 Ncm, sendo responsável pela diferença estatística os valores do terço apical dos implantes devido à forma diferente entre eles. A média do quociente de estabilidade do implante obtido com o Osstell foi significativamente maior para os implantes padrão do sistema Brånemark, com 69, do que para os implantes Brånemark TiUnite MK III, com 66,92.

Misch, em 2004, apresentou uma técnica para aplicação de carga imediata em implantes em mandíbulas totalmente edêntulas. O protocolo recomendado é a colocação de 4 a 5 implantes na porção anterior da mandíbula entre os forames mentonianos. O autor relata que a estabilidade primária para a carga imediata pode ser avaliada pelos valores de torque de inserção do implante. Embora estudos tenham sugerido diversos valores de torque de inserção, o autor estabeleceu o torque mínimo de 30 Ncm. Os implantes não deveriam girar ou exibir mobilidade quando o torque de 30 Ncm fosse alcançado. Então os pilares são instalados nos implantes e a prótese total inferior do paciente é convertida em prótese provisória fixa aos implantes. A prótese definitiva é confeccionada após 3 meses. Os autores concluem que a conversão da prótese do paciente oferece várias vantagens porque pode ser utilizada com os sistemas de implantes disponíveis no mercado e incorpora componentes convencionais de implantes.

Mordenfeld *et al.*, em 2004, examinaram em avaliação retrospectiva os resultados dos implantes de diâmetro largo utilizados em segmentos posteriores da maxila e da mandíbula em restaurações fixas. Entre os anos de 1997 e 2000 foram tratados 52 pacientes com 78 implantes MK II de plataforma larga. Nos exames entre setembro e novembro de 2001, foram avaliados a saúde geral e clínica dos pacientes e os parâmetros radiográficos. Os resultados apresentados pelos autores foram de 8 implantes perdidos, com taxa de sucesso de 89,8%. Geralmente os implantes foram colocados em osso de qualidade pobre, volume ósseo comprometido e excessivas forças oclusais, encorajando os autores pelos resultados encontrados. Baseado na taxa de sucesso relatada, os autores concluem que os implantes de diâmetro largo apresentam como alternativa viável de tratamento.

Buscando investigar o efeito da carga cíclica lateral com diferentes posições de aplicação de carga no desaperto do parafuso do pilar nos sistemas de implante de hexágono externo, Khraisat *et al.*, em 2004, realizaram estudo *in vitro* dos implantes Brånemark MK IV com pilares CeraOne (Nobel Biocare).

O torque reverso do parafuso do pilar foi registrado antes e após a aplicação de carga cêntrica e excêntrica. Além disso, o deslocamento rotacional do pilar e as mudanças microscópicas das superfícies encaixadas dos componentes da junção parafusada foram examinados. Para um grupo a carga cíclica de 150 N foi aplicada centralmente e perpendicular ao longo eixo do implante, enquanto que para outro grupo a mesma carga foi aplicada a 4 mm em uma direção de afrouxamento. Foram simulados 40 meses de função mastigatória com a aplicação de $1,0 \times 10^6$ ciclos. O torquímetro Tohnichi BTG-6 foi usado para aplicar o torque de 32 Ncm no parafuso de pilar. Cada amostra foi montada na máquina de teste de fadiga. A velocidade do carregamento foi 75 ciclos/min (1,25 Hz), similar à frequência mastigatória humana relatada. O grupo submetido a carga cêntrica apresentou maior valor de diferença do torque reverso ($-4,26 \pm 0,86$ Ncm), enquanto o grupo controle apresentou menor valor ($-0,38 \pm 0,26$ Ncm). Os autores concluíram que a queda do torque reverso após o carregamento está de acordo com o mecanismo de falha da junção. As forças externas progressivamente desgastam a pré-carga por causa da vibração do parafuso, desgaste das superfícies de encaixe e assentamento.

Vigolo *et al.*, em 2005, avaliaram mudanças na interface de implante hexágono externo com pilares estéticos de cerâmica reforçada com zircônia. As seguintes medidas foram comparadas antes e após o preparo do pilar: profundidade e largura do hexágono de titânio do pilar, diâmetro apical do pilar e liberdade rotacional entre os hexágonos de pilar e implante. Os resultados não apresentaram diferenças significantes relativas a nenhum dos parâmetros analisados, demonstrando que o ajuste original do pilar não foi significativamente alterado pelos processos laboratoriais.

Carrilho *et al.*, em 2005, compararam a liberdade rotacional de implantes hexágono externo e implantes hexágono interno. Cinco implantes de cada foram utilizados e as medidas dos hexágonos de pilar e implantes foram realizadas em sistema de medidas óticas, com precisão de 0,0001 mm. A média de liberdade rotacional encontrada para os implantes hexágono interno

foi de $5,5 \pm 1,9^\circ$ e para os implantes hexágono externo foi de $2,9 \pm 0,3^\circ$, sendo que todas as amostras hexagonal externa apresentaram liberdade rotacional menor que 5° .



PROPOSIÇÃO

“Uma longa viagem começa
com um único passo.”
Lao-Tsé

3 – PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a integridade do hexágono externo de novo sistema de implante, que apesar do hexágono externo utiliza hexágono interno para receber torque durante a inserção cirúrgica, comparando-o com implante convencional hexágono externo e com o implante hexágono externo Brånemark System MK III, por meio de simulação de inserção cirúrgica sob torques de 45, 60 e 80 Ncm. Avaliou-se para isto:

- Liberdade rotacional experimental entre hexágonos de implante e pilar em dispositivo apropriado;
- Liberdade rotacional teórica por meio de modelo matemático desenvolvido para determiná-la analiticamente;
- Distância entre vértices dos hexágonos externos dos implantes, após os diferentes níveis de torque, a fim de buscar uma correlação com os valores de liberdade rotacional;
- Comparação entre liberdade rotacional experimental e teórica com o objetivo de validar o modelo analítico.



*MATERIAL
E
MÉTODOS*

“A imaginação é mais importante
que o conhecimento.”
Albert Einstein

4 – MATERIAL E MÉTODOS

A liberdade rotacional dos implantes foi determinada experimentalmente e analiticamente. Para o modelo analítico, foi desenvolvida expressão matemática a partir da geometria de acoplamento do hexágono interno do pilar com o hexágono externo do implante. Para o modelo experimental, foi projetado e construído um dispositivo capaz de simular a inserção de implantes e determinar os valores das liberdades rotacionais após a aplicação de diferentes níveis de torque.

Neste capítulo são apresentados os materiais utilizados no experimento e todas as formulações utilizadas para avaliar a liberdade rotacional. Todas as análises foram feitas no Laboratório de Projetos Mecânicos e no Laboratório de Metrologia Dimensional da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

4.1 – LIBERDADE ROTACIONAL EXPERIMENTAL

4.1.1 – Implantes e dispositivos de adaptação dos pilares

Para a realização deste trabalho foram selecionados 10 implantes do tipo hexágono externo de cada grupo a seguir:

- Implantes Titamax Poros com montador (Hexágono Externo, HE; 3,75 x 11 mm, Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil);
- Implantes Titamax TI Cortical (Torque Interno, TI; 3,75 x 13 mm, Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil);
- Implantes Brånemark System MK III (Nobel Biocare, NO; 3,75 x 13 mm, Nobel Biocare, Yorba Linda, EUA).

Os implantes possuíam plataforma regular de 4,1 mm de diâmetro, diferindo apenas as chaves utilizadas para a inserção cirúrgica, como apresentado na figura 1. Cada implante foi colocado em recipiente

individualizado e numerado de 1 a 10, com os respectivos símbolos: HE, TI e NO.

A inserção cirúrgica do implante Hexágono Externo é feita com a chave chamada Conexão Sextavada que se adapta ao montador, o qual já vem de fábrica acoplado e parafusado ao hexágono externo do implante. O modo de inserção do implante Torque Interno é diferenciado devido à chave chamada Conexão TI se adaptar apenas ao hexágono interno do implante, não utilizando montador. Ambas as chaves são da empresa Neodent Implante Osteointegrável, a qual comercializa chaves para inserção do implante com contra-ângulo ou com a catraca torquímetro cirúrgica. Com relação ao implante MKIII, da empresa Nobel Biocare, a chave utilizada para a inserção do implante possui conexão em formato estrelado que se adapta à parte interna do implante também estrelada e por isso é chamada “Stargrip”.



Figura 1. Implantes do tipo hexágono externo (HE, TI e NO) com respectivas chaves para inserção cirúrgica.

Neste trabalho também foram utilizados pilares para implante hexágono externo de plataforma regular. O pilar Munhão Personalizado da empresa Neodent e o pilar CeraOne da empresa Nobel Biocare, ambos utilizados na confecção de próteses unitárias cimentadas, foram adquiridos para a realização da pesquisa. O pilar Munhão Personalizado e o pilar CeraOne, com medidas similares de distâncias entre os lados do hexágono interno, foram adaptados sob pressão aos dispositivos especialmente fabricados em aço para possibilitar a leitura da liberdade rotacional entre pilar e implante (figura 2).

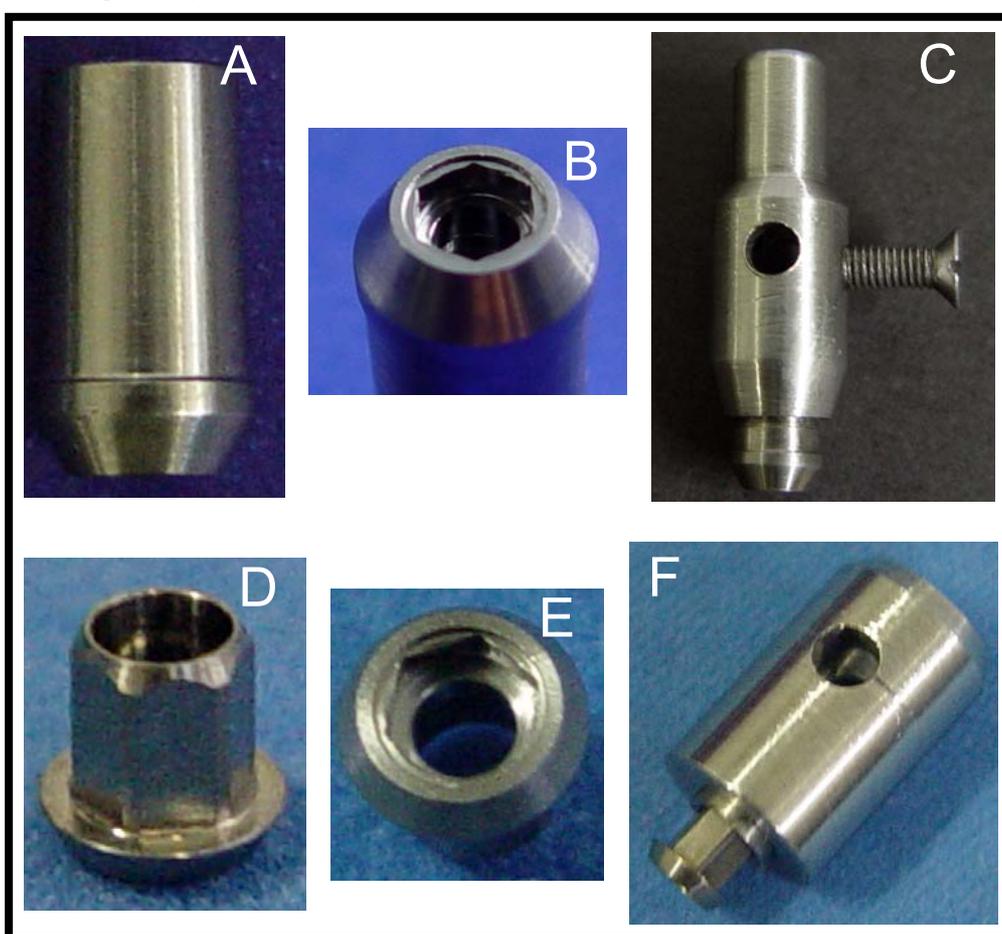


Figura 2. Pilares e dispositivos; A. Munhão Personalizado; B. Vista do hexágono interno do pilar Neodent; C. Pilar adaptado sob pressão ao dispositivo; D. Pilar CeraOne; E. Vista do hexágono interno do pilar Nobel Biocare; F. Pilar a ser cimentado no componente de moldagem de CeraOne adaptado sob pressão ao dispositivo.

O pilar CeraOne possui paredes externas em formato hexagonal e por isso foi cimentado com cimento de fosfato de zinco (SS White, Rio de Janeiro, Brasil) ao componente de moldagem de CeraOne.

Os dispositivos de adaptação dos pilares possuem um furo para o encaixe de uma haste a ser utilizada no experimento (figura 3).

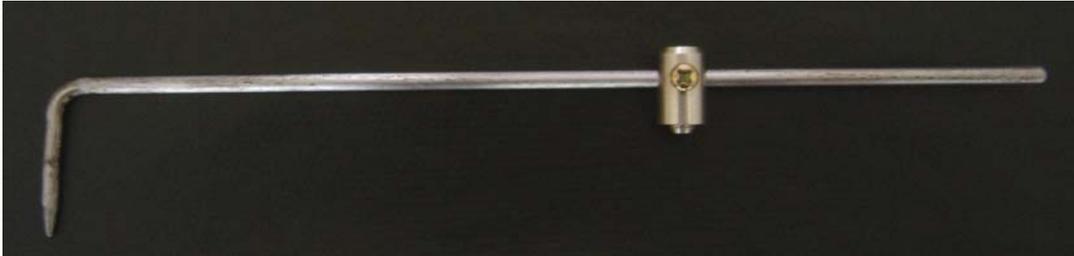


Figura 3. Dispositivo de adaptação do pilar encaixado na haste para a leitura da liberdade rotacional.

4.1.2 – Dispositivo experimental

O dispositivo experimental foi projetado e fabricado pela empresa Neodent Implante Osteointegrável e possui as dimensões apresentadas no desenho esquemático da figura 4.

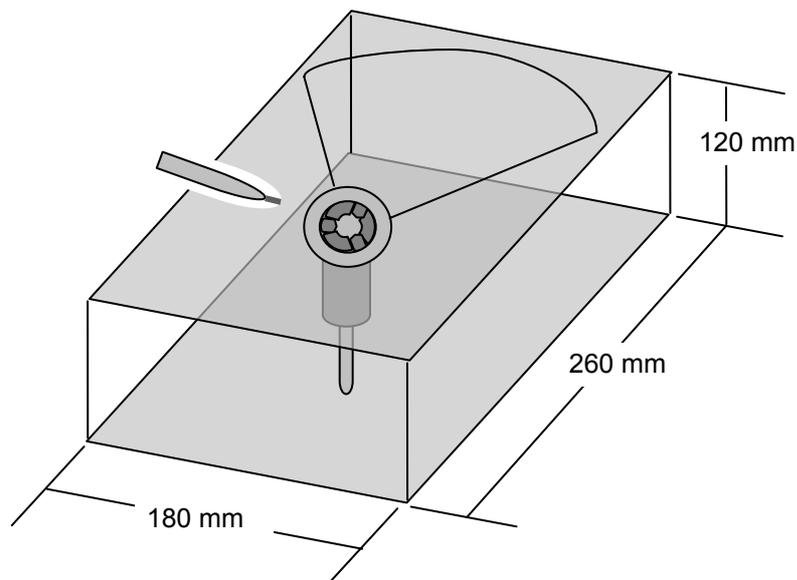


Figura 4. Desenho esquemático do dispositivo experimental.

O dispositivo experimental foi utilizado para simular a inserção cirúrgica de implantes odontológicos e medir os ângulos de liberdade rotacional experimental entre o pilar e o implante.

Inicialmente, o dispositivo possuía escala graduada com precisão de $0,5^\circ$ (figura 5), e por isso foi confeccionado o nônio para aumentar a precisão da leitura dos ângulos rotacionais.

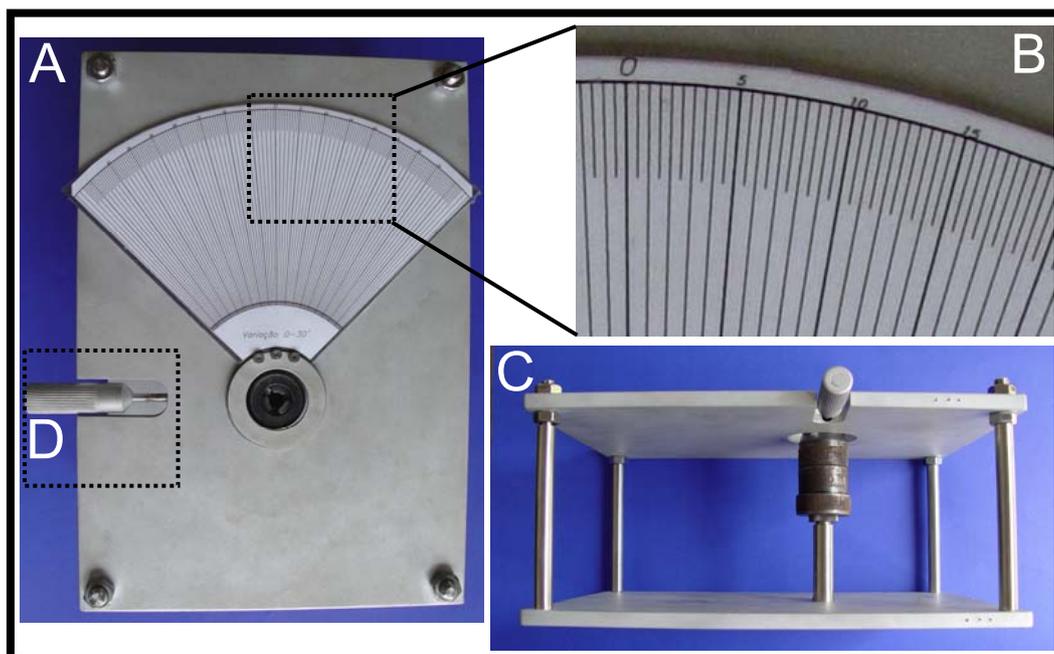


Figura 5. Dispositivo experimental; A- Dispositivo inicial; B- Escala graduada com precisão de $0,5^\circ$; C- Vista lateral com mandril de aperto rápido para fixar dispositivo para simular inserção dos implantes; D- Parafuso lateral.

O nônio foi confeccionado dividindo a menor resolução ($0,5^\circ$) em 20 partes iguais e assim aumentando a precisão da leitura para $0,025^\circ$, como pode ser observado na figura 6. A impressão do nônio foi feita em papel branco e posteriormente ele foi plastificado e colado em placa de alumínio com adesivo instantâneo universal (Super Bonder, Henkel Ltda). Esta placa de alumínio foi colocada na haste e parafusada para facilitar o posicionamento correto do nônio acima da escala graduada.

A escala graduada é móvel para permitir seu deslocamento na mesa e assim posicionar o início da leitura do ângulo na marca de referência a 0

grau, sendo fixada por um parafuso lateral. Na parte superior da mesa há uma abertura circular para o posicionamento do mandril de aperto rápido (Rohm, Alemanha) que irá fixar o dispositivo de aço para simular a inserção cirúrgica dos implantes.

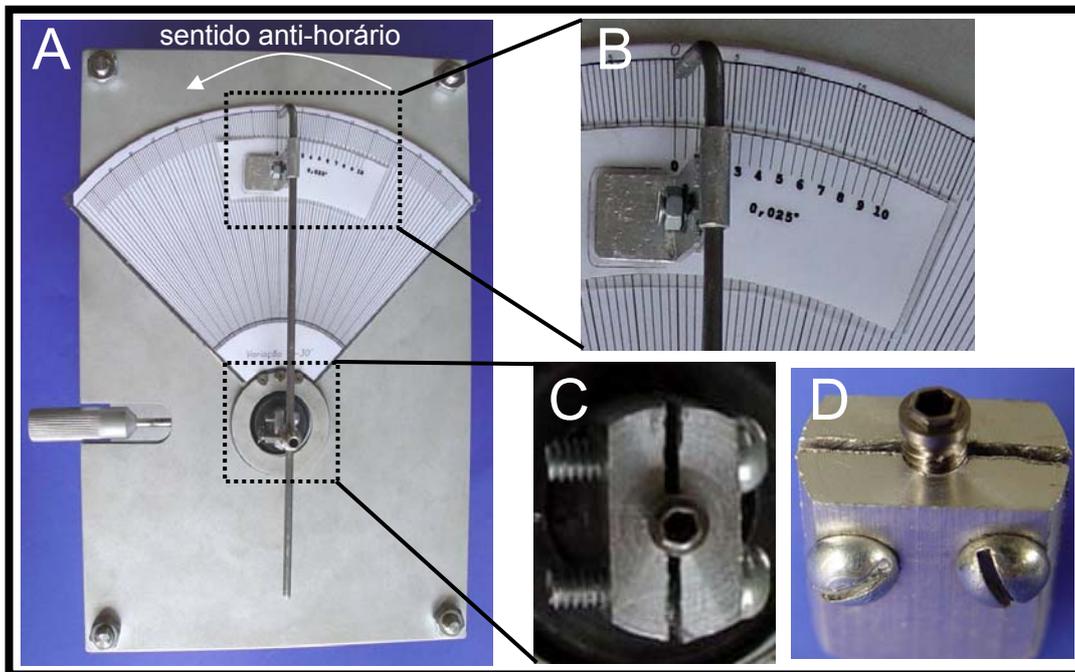


Figura 6. Dispositivo experimental; A- Dispositivo com a haste para medir os ângulos de liberdade rotacional; B- Escala graduada com precisão de 0,025°; C- Dispositivo para simular a inserção cirúrgica do implante; D- Implante posicionado no dispositivo.

A haste utilizada para a medida da liberdade rotacional foi confeccionada em aço e possui um comprimento adequado para posicionar o nônio próximo à escala graduada. Ao mesmo tempo, possui um braço de alavanca e rigidez que permite melhorar a sensibilidade do movimento de medida do ângulo de liberdade rotacional, sem sofrer deflexões.

O dispositivo para simular a inserção cirúrgica do implante também foi confeccionado em aço e possui uma fenda e a abertura de 3,75 mm para o posicionamento do implante. Todos os implantes foram posicionados com duas roscas acima do nível do dispositivo (figura 6D) e apertados ao dispositivo com

o auxílio de dois parafusos para posterior simulação de inserção cirúrgica, e assim padronizando os ensaios.

4.1.3 – Medida dos ângulos de liberdade rotacional experimental

Para iniciar a medida dos ângulos de liberdade rotacional experimental, cada implante foi colocado no dispositivo e adaptado ao pilar e à haste, sem a necessidade de parafuso de pilar. Os pilares possuíam dimensões similares de distância entre os lados do hexágono interno, sendo que o pilar da Neodent foi utilizado com as amostras dos implantes Hexágono Externo e o pilar da Nobel Biocare foi utilizado com as amostras dos implantes Torque Interno e Nobel Biocare. As leituras dos ângulos de liberdade rotacional foram feitas com os implantes intactos, antes de qualquer solicitação mecânica ou aplicação de torque, posicionados no dispositivo, e após a aplicação dos torques de 45, 60 e 80 Ncm, simulando a inserção cirúrgica dos implantes.

Como descrito no item 4.1.2, a escala graduada apresenta sistema que permite sua movimentação na mesa do dispositivo para que o zero da escala coincida com o ponto inicial de medida do ângulo rotacional. Este ponto inicial é marcado quando um dos vértices do hexágono externo do implante toca um dos lados do hexágono interno do pilar, como apresentado na figura 7A.

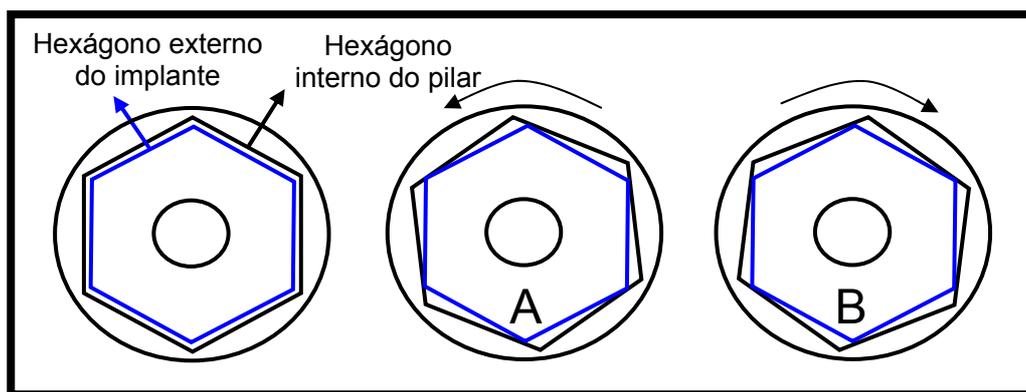


Figura 7. Desenho esquemático do acoplamento do pilar ao implante; A- Movimentação do pilar para o sentido anti-horário; B- Movimentação do pilar para o sentido horário.

Então, o ponto inicial foi obtido girando-se a haste com a mão no sentido anti-horário até que houvesse resistência da junção, ou seja, até que o vértice do implante tocasse o lado do pilar. Nesta posição a escala graduada é ajustada na marca de referência a 0 grau e estabilizada pelo parafuso lateral do dispositivo experimental. Na seqüência, a haste foi movimentada no sentido horário até que, novamente, ocorresse resistência da junção, ou seja, até que o vértice do implante tocasse o lado do pilar. Neste momento era feita a leitura do ângulo de liberdade rotacional experimental. Para minimizar o efeito da interferência da sensibilidade da resistência nas leituras dos ângulos de liberdade rotacional, cada leitura foi repetida duas vezes por dois operadores e sendo obtida a média dos quatro valores medidos.

4.1.4 – Simulação de inserção cirúrgica dos implantes

Para simular o efeito de inserção cirúrgica, os implantes foram submetidos a três níveis de torque: 45, 60 e 80 Ncm. Cada implante foi posicionado no dispositivo fabricado em aço e os dois parafusos foram apertados, de tal forma que não permitia a movimentação dos implantes quando submetidos à leitura dos ângulos de liberdade rotacional (figura 8).

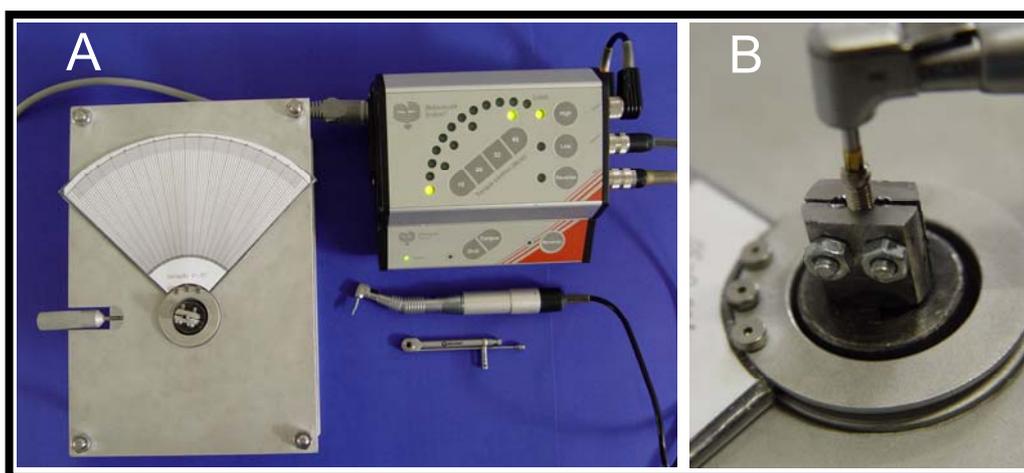


Figura 8. Simulação de inserção cirúrgica; A- Controlador de torque eletrônico para a aplicação do torque de 45 Ncm; B- Chave para contra-ângulo posicionada no implante.

O torque de 45 Ncm foi aplicado nos grupos, com o auxílio de micro-motor e contra-ângulo do controlador de torque eletrônico (DEA 020, Brånemark System, Nobelpharma, Suécia) em baixa rotação. Foram utilizadas as chaves para contra-ângulo dos respectivos implantes.

Os torques de 60 Ncm e 80 Ncm foram aplicados aos implantes com o auxílio de catraca torquímetro cirúrgica (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil) e das respectivas chaves para catraca, como apresentado na figura 9.

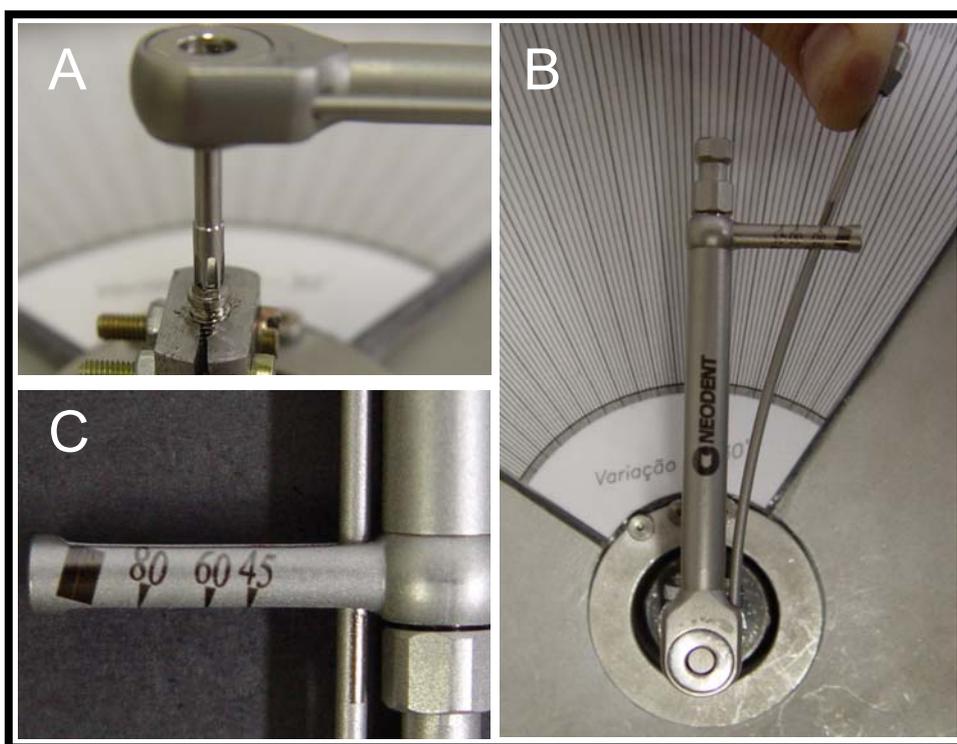


Figura 9. Simulação de inserção cirúrgica; A- Chave para catraca torquímetro cirúrgica posicionada no implante; B- Catraca torquímetro cirúrgica para a aplicação dos torques de 60 e 80 Ncm; C- Vista aproximada da catraca com a marcação dos torques de 45, 60 e 80 Ncm.

Após a aplicação de cada nível de torque, os valores dos ângulos de liberdade rotacional foram obtidos para todas as amostras de forma semelhante aos obtidos para os implantes intactos.

4.2 – MEDIDA DAS DIMENSÕES DOS HEXÁGONOS DOS IMPLANTES E DOS PILARES

Após a medida dos ângulos de liberdade rotacional, os implantes e os dispositivos de adaptação dos pilares foram levados ao microscópio óptico mono ocular para medição (Carl Zeiss, Jena, Alemanha), com aumento de 20 vezes e resolução de 0,001 mm (figura 10), para que fossem obtidas as dimensões dos hexágonos. A figura 10 também apresenta o dispositivo adaptado ao microscópio para orientar as medidas dos hexágonos.

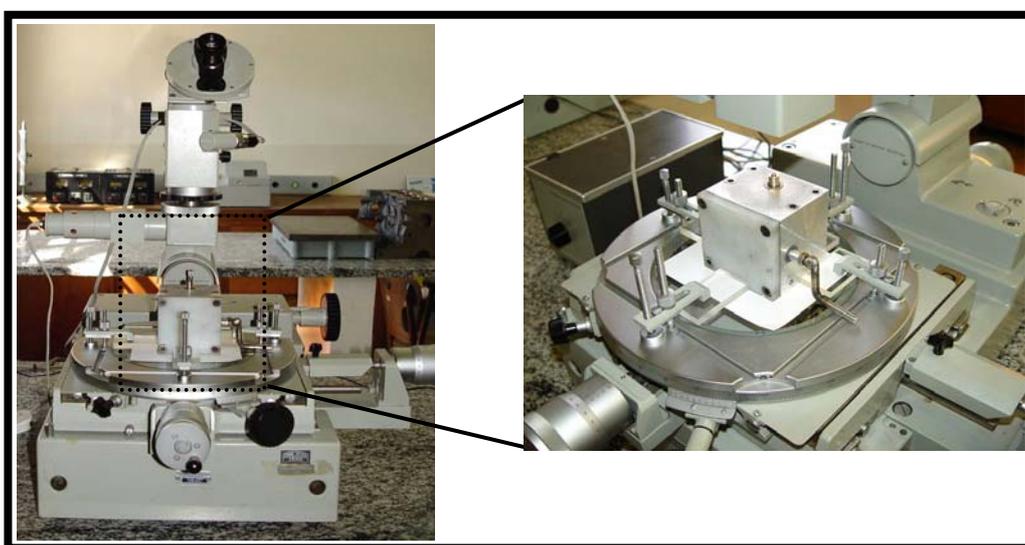


Figura 10. Microscópio óptico mono ocular para medição do Laboratório de Metrologia Dimensional – FEMEC e ampliação do dispositivo utilizado nas medições.

O dispositivo foi utilizado com o objetivo de permitir a rotação das amostras em torno de um mesmo ponto de referência, a fim de padronizar as leituras sem a interferência do operador. O dispositivo possui uma manivela conectada em sistema de engrenagem interna que possibilita este movimento de rotação da amostra. Cada pilar ou implante é colocado neste dispositivo e a manivela é girada em sentido horário para posicionar um dos três lados ou vértices, e assim estabelecer a referência de início das medidas.

As primeiras medidas realizadas foram das distâncias entre os lados do hexágono interno dos pilares (figura 11). Dois operadores mediram as três distâncias de cada hexágono e a média foi determinada.

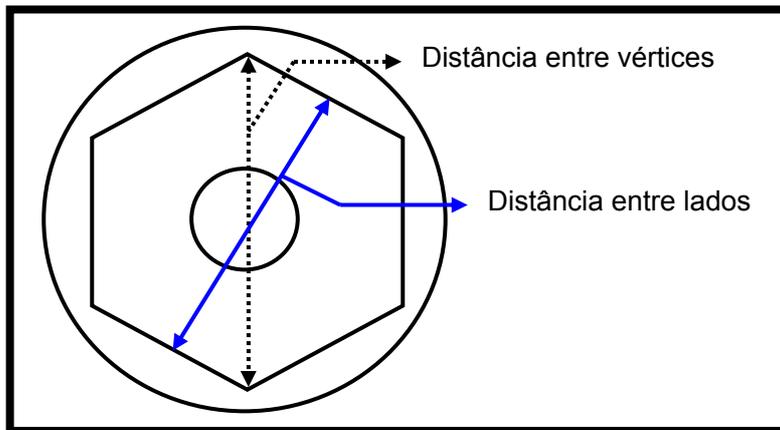


Figura 11. Desenho esquemático das distâncias entre os vértices e entre os lados do hexágono.

As distâncias entre os vértices do hexágono externo dos implantes também foram utilizadas para avaliar a integridade do hexágono externo dos três grupos de implantes. Estas distâncias foram obtidas para todos os implantes intactos, antes de qualquer solicitação mecânica, e após a aplicação dos torques de 45, 60 e 80 Ncm (figura 12).

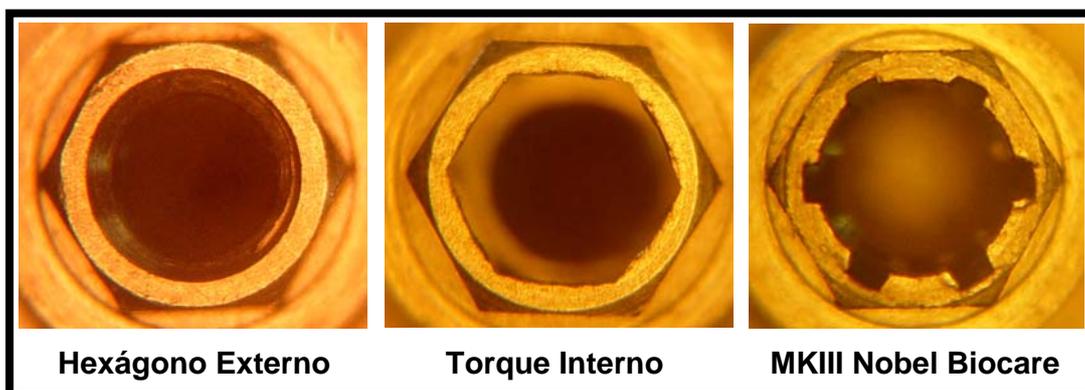


Figura 12. Imagens dos implantes de cada grupo analisado no microscópio óptico mono ocular.

Dois operadores mediram as três distâncias entre os vértices de cada hexágono, e a média foi determinada. Foram realizadas fotografias com

câmera digital, marca Sony modelo DSC-F717, com o objetivo de ilustrar as ocorrências. Os anexos 2 a 4 apresentam as imagens das 10 amostras dos três tipos de implantes após os torques de 45, 60 e 80 Ncm.

4.3 – LIBERDADE ROTACIONAL TEÓRICA

Paralelamente, foi desenvolvido um modelo analítico para determinar a distância teórica entre os lados do hexágono externo do implante e o valor do ângulo de liberdade rotacional teórico, para cada amostra. Este modelo é similar ao modelo de Lang *et al.* (2002). Neste caso, o objetivo desta abordagem é validar o modelo analítico de acordo com os dados experimentais obtidos.

Para formular o modelo foi considerada a figura 13 que mostra um esquema do hexágono interno do pilar posicionado com o hexágono externo do implante. A liberdade rotacional é definida pelo ângulo (α) formado pelas duas linhas que unem os respectivos vértices com o ponto central (O).

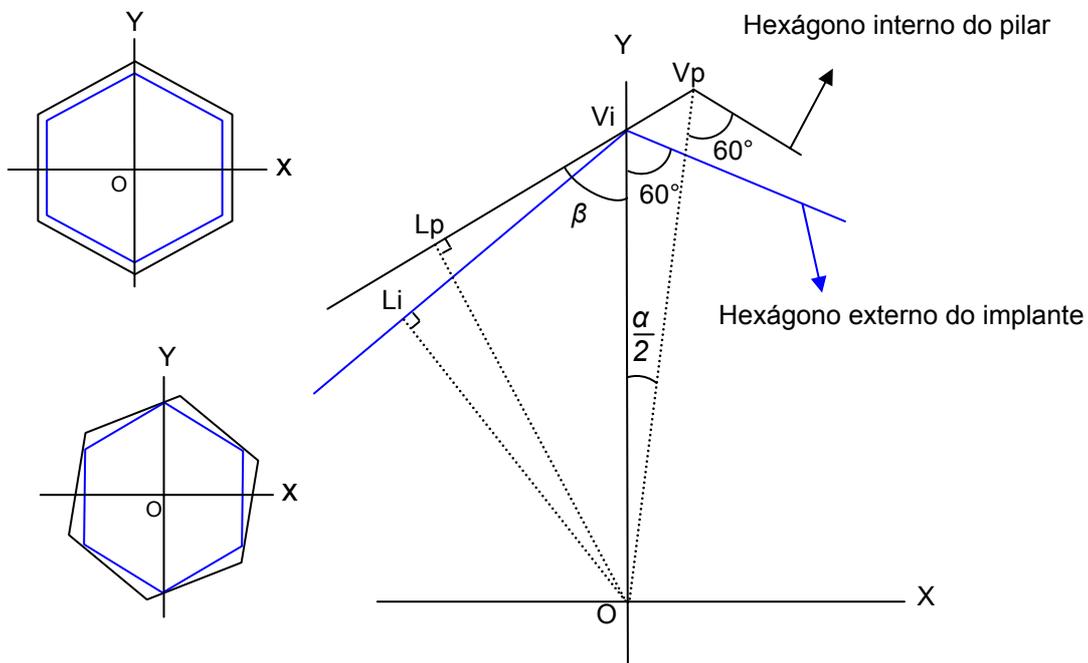


Figura 13. Desenho esquemático para determinação das distâncias entre os lados do hexágono externo do implante e do ângulo de liberdade rotacional teórico.

Da figura 13 pode-se definir as seguintes relações geométricas:

$$\overline{VpO} = \frac{\overline{LpO}}{\sin 60} \quad (1)$$

Onde:

\overline{VpO} : Distância entre o vértice do hexágono do pilar até o ponto central

\overline{LpO} : Distância entre o centro do lado do hexágono do pilar até o ponto central

$$\overline{ViO} = \frac{\overline{LiO}}{\sin 60} \quad (2)$$

Onde:

\overline{ViO} : Distância entre o vértice do hexágono do implante até o ponto central

\overline{LiO} : Distância entre o centro do lado do hexágono do implante até o ponto central

$$\overline{ViLp} = \sqrt{\overline{ViO}^2 - \overline{LpO}^2} \quad (3)$$

Onde:

\overline{ViLp} : Distância entre o vértice do hexágono do implante até o centro do lado do hexágono do pilar

$$\overline{VpVi} = \left[\frac{\overline{LpO}}{\tan 60} \right] - \overline{ViLp} \quad (4)$$

Onde:

\overline{VpVi} : Distância entre o vértice do hexágono do pilar até o vértice do hexágono do implante

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{\overline{LpO}}{\overline{ViLp}} \right) \quad (5)$$

$$X_i = \overline{VpVi} \sin \beta \quad (6)$$

$$Y_i = \overline{ViO} + \overline{VpVi} \cos \beta \quad (7)$$

Das equações 1 a 7, obtém-se o valor do ângulo de liberdade rotacional teórico, da seguinte forma:

$$\alpha = 2 \left(\tan^{-1} \frac{X_i}{Y_i} \right) \quad (8)$$

À partir destas equações foi desenvolvido um programa em ambiente de computação científica MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA) (figura 14) para calcular as medidas teóricas entre os lados do hexágono externo do implante.

Com a metade da média das distâncias entre os lados do hexágono interno do pilar e a liberdade rotacional experimental de cada implante, calculados anteriormente, foi possível estabelecer a medida teórica da distância entre os lados do hexágono externo do implante.

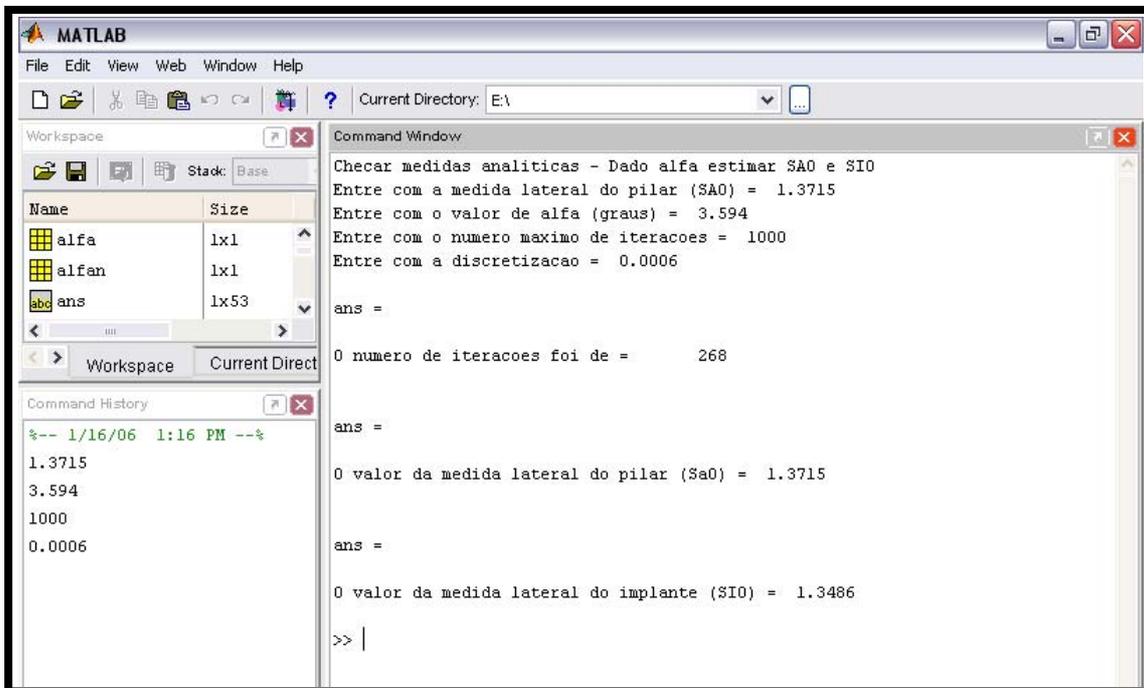


Figura 14. Programa MATLAB utilizado para aquisição teórica das medidas entre os lados dos hexágonos externos dos implantes.

Estes valores teóricos de distância entre os lados serviram de orientação para a leitura das medidas entre os lados dos hexágonos externos de cada amostra no microscópio óptico mono ocular para medição, como explicado no item 4.2.

Após a aquisição das medidas entre os lados dos hexágonos dos implantes no microscópio óptico mono ocular, novamente utilizou-se o programa MATLAB para calcular a medida teórica da liberdade rotacional (figura 15).

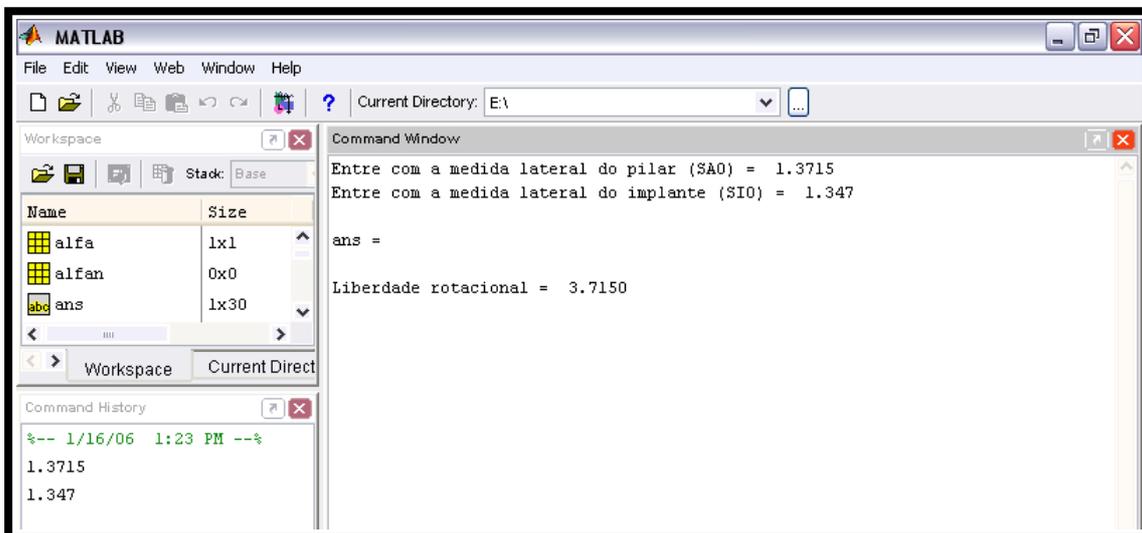


Figura 15. Programa MATLAB utilizado para aquisição teórica da liberdade rotacional.

No anexo 5 é apresentada a listagem do código computacional desenvolvido em ambiente MATLAB.

4.4 – SEQUÊNCIA DO EXPERIMENTO

Os passos para a realização do experimento foram os seguintes:

1. Cada implante intacto, antes de qualquer solicitação mecânica, foi posicionado no dispositivo para a leitura dos ângulos de liberdade

- rotacional experimental. Cada leitura era repetida duas vezes por dois operadores e a média dos quatro valores era obtida.
2. As medidas das distâncias entre os lados do hexágono interno dos pilares foram realizadas no microscópio óptico mono ocular. Dois operadores mediram as três distâncias de cada hexágono e a média foi determinada.
 3. O modelo analítico no programa MATLAB foi utilizado para determinar a distância entre os lados do hexágono externo de cada implante e assim orientar a leitura de cada amostra no microscópio óptico mono ocular.
 4. As distâncias entre os vértices e entre os lados do hexágono externo dos implantes foram obtidas para todas as amostras intactas. Dois operadores mediram as três distâncias entre vértices e as três distâncias entre os lados de cada hexágono, e a média de cada foi determinada. As medidas foram realizadas no mesmo microscópio óptico mono ocular.
 5. Após a aquisição destas medidas, novamente utilizou-se o programa MATLAB para calcular a medida teórica da liberdade rotacional, a fim de validar o modelo analítico de acordo com os dados experimentais obtidos.
 6. Para simular o efeito de colocação cirúrgica, os implantes foram submetidos ao torque de 45 Ncm, com o auxílio de micro-motor e contra-ângulo do controlador de torque eletrônico (DEA 020, Brånemark System, Nobelpharma, Suécia).
 7. Os passos 1 a 5 foram repetidos com todas as amostras após a aplicação do torque de 45 Ncm.
 8. Os implantes foram submetidos ao torque de 60 Ncm, com o auxílio de catraca torquímetro cirúrgica.
 9. Os passos 1 a 5 foram repetidos para todas as amostras após a aplicação do torque de 60 Ncm.
 10. Os implantes foram submetidos ao torque de 80 Ncm, com o auxílio de catraca torquímetro cirúrgica.

11. Os passos 1 a 5 foram repetidos para todas as amostras após a aplicação do torque de 80 Ncm.

4.5 – ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

Inicialmente os dados foram submetidos ao teste de normalidade, com os cálculos dos coeficientes de curtose e assimetria. Para os dados com distribuições normais foram aplicados testes paramétricos. Utilizou-se o teste de análise de variância (ANOVA) multifatorial 3x4, com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças significantes, utilizando o programa estatístico SPSS 12.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA). Quando houve diferença significativa entre as médias dos grupos, foi aplicado o teste de comparação múltipla de Tukey, com nível de significância de 5%, para identificar onde se localizavam as diferenças. Para os dados com distribuições não-normais foram aplicados testes não-paramétricos. Utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis, com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças significantes. Quando houve diferença significativa entre as médias dos grupos, foi aplicado o teste U de Mann-Whitney para identificar onde se localizavam as diferenças, comparando os resultados de 2 em 2 grupos. Ainda foi realizado o teste de correlação de Pearson para a soma geral das médias da liberdade rotacional experimental e da distância entre os vértices e para cada tipo de implante testado, sob cada nível de torque aplicado.



RESULTADOS

“Se me falam, eu esqueço;
se o vejo, me lembro;
se o faço, entendo.”
Provérbio Chinês

5 – RESULTADOS

A análise estatística dos resultados foi iniciada com o teste de normalidade para os valores de liberdade rotacional experimental e teórica e para os valores de distância entre os vértices, devido aos dados estar em escala intervalar ou de razão. Assim foram feitos os cálculos dos coeficientes de curtose e assimetria, onde valores menores que -2 e maiores que +2 indicaram distribuições não-normais.

5.1 – LIBERDADE ROTACIONAL EXPERIMENTAL

Os valores de liberdade rotacional experimental são mostrados na tabela 1. Após o torque de 80 Ncm os vértices dos implantes Hexágono Externo (HE) deformaram-se a ponto de anular o efeito anti-rotacional, impossibilitando a medida da liberdade rotacional.

Tabela 1. Valores de liberdade rotacional experimental.

HE 0	HE 45	HE 60	HE 80	TI 0	TI 45	TI 60	TI 80	NO 0	NO 45	NO 60	NO 80
3,306°	3,356°	4,100°	-	3,531°	3,338°	3,531°	3,363°	3,356°	3,388°	3,413°	3,313°
2,763°	2,700°	3,175°	-	3,138°	3,106°	3,525°	3,188°	2,138°	2,344°	2,294°	2,338°
3,269°	3,250°	4,163°	-	3,113°	3,319°	3,313°	3,300°	2,506°	2,806°	2,775°	2,825°
3,706°	3,700°	4,431°	-	3,513°	3,500°	3,544°	3,656°	2,756°	2,794°	2,688°	2,906°
3,469°	3,569°	4,250°	-	3,144°	3,075°	3,213°	3,275°	2,850°	2,775°	2,781°	2,825°
3,288°	3,388°	3,938°	-	3,263°	3,375°	3,419°	3,313°	2,438°	2,325°	2,513°	2,406°
3,350°	3,288°	4,425°	-	3,144°	3,306°	3,300°	3,331°	2,438°	2,338°	2,269°	2,300°
2,925°	2,881°	3,225°	-	3,400°	3,650°	3,594°	3,588°	2,594°	2,606°	2,844°	2,650°
4,125°	3,863°	4,906°	-	3,256°	2,925°	3,000°	3,088°	2,163°	2,231°	2,369°	2,194°
2,881°	2,844°	3,681°	-	3,481°	3,494°	3,613°	3,769°	2,563°	2,556°	2,781°	2,588°

A tabela 2 apresenta os valores de curtose e assimetria para cada tipo de implante intacto e sob os diferentes níveis de torque, em relação à liberdade rotacional experimental.

Tabela 2. Valores de curtose e assimetria para os valores de liberdade rotacional experimental dos implantes avaliados sob diferentes níveis de torque.

Implantes e Torques* (Ncm)	Curtose	Assimetria
HE 0	0,606	0,657
HE 45	-0,903	-0,051
HE 60	-0,330	-0,322
TI 0	-1,816	0,341
TI 45	-0,385	-0,317
TI 60	0,371	-0,972
TI 80	-0,480	0,640
NO 0	1,814	1,032
NO 45	1,732	1,182
NO 60	1,559	0,933
NO 80	0,117	0,641

* Após o torque de 80 Ncm os vértices dos implantes Hexágono Externo (HE) deformaram-se a ponto de anular o efeito anti-rotacional, impossibilitando a medida da liberdade rotacional.

Os valores de liberdade rotacional experimental apresentaram distribuição normal e possibilitou a aplicação do teste de análise de variância (Graner, 1966) 3 x 4 (três tipos de implantes por quatro tipos de torque), por serem mais de 2 grupos de amostras independentes (tabela 3).

Tabela 3. Análise de variância (ANOVA) dos valores de liberdade rotacional experimental ($p < 0,05$).

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	Gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Interseção	1068,991	1	1068,991	9457,399	0,000
Implantes	16,684	2	8,342	73,804	0,000
Torques	1,873	3	0,624	5,522	0,002
Interação	1,900	5	0,380	3,362	0,008
Erro	11,190	99	0,113	-	-
Total	1114,988	110	-	-	-

Como houve diferença significativa entre as médias dos grupos, foi aplicado o teste de comparação múltipla de Tukey (Graner, 1966) para identificar onde se localizavam as diferenças (tabela 4).

Tabela 4. Teste de Tukey HSD dos valores de liberdade rotacional experimental ($p < 0,05$).

Grupos	1	2	3
NO 0	2,58020	-	-
NO 45	2,61630	-	-
NO 80	2,63450	-	-
NO 60	2,67270	-	-
HE 45	-	3,27390	-
TI 0	-	3,29830	-
HE 0	-	3,30820	-
TI 45	-	3,30880	-
TI 80	-	3,38710	-
TI 60	-	3,40520	-
HE 60	-	-	4,02940
Sig.	1,000	0,998	1,000

De acordo com os resultados apresentados, não houve diferença significativa para os ângulos rotacionais dos implantes HE e TI intactos, mas estes foram diferentes significativamente dos implantes NO, que apresentaram os menores valores de liberdade rotacional. O mesmo resultado foi observado para os implantes submetidos ao torque de 45 Ncm. Após o torque de 60 Ncm, verificou-se diferença significativa entre os três tipos de implantes avaliados. Neste caso, observou-se que os valores de HE foram maiores que os valores de TI, e estes por sua vez maiores que os valores de NO (figura 16). Após o torque de 80 Ncm, os vértices dos implantes HE deformaram-se a ponto de anular o efeito anti-rotacional, impossibilitando a medida dos respectivos ângulos rotacionais. Comparando os implantes TI e NO após o torque de 80 Ncm, foi encontrada diferença estatística significativa com os valores de NO menores que os valores de TI (tabela 5).

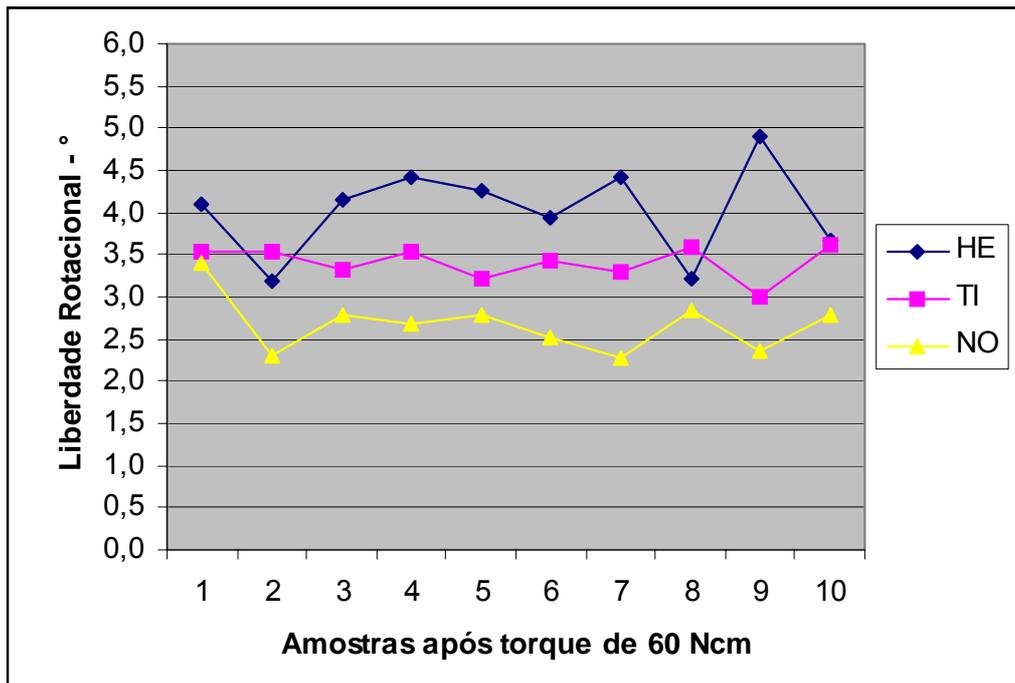


Figura 16. Liberdade rotacional dos implantes após o torque de 60 Ncm.

Tabela 5. Média e desvio padrão dos ângulos de liberdade rotacional experimental para os implantes HE, TI e NO (teste de Tukey – $p < 0,05$).

Liberdade Rotacional Experimental (°)			
Torque	HE*	TI	NO
0	3,308±0,406 ^B	3,298±0,168 ^B	2,580±0,353 ^A
45 Ncm	3,274±0,380 ^B	3,309±0,220 ^B	2,616±0,346 ^A
60 Ncm	4,029±0,544 ^C	3,405±0,197 ^B	2,673±0,339 ^A
80 Ncm	-	3,387±0,215 ^B	2,635±0,342 ^A

* Após o torque de 80 Ncm os vértices dos implantes Hexágono Externo (HE) deformaram-se a ponto de anular o efeito anti-rotacional.

Os grupos que não são significativamente diferentes ($p < 0,05$) são marcados com a mesma letra.

Ao avaliar a liberdade rotacional experimental dentro do grupo de implante e variando o torque aplicado, apenas os implantes HE após o torque de 60 Ncm, com os maiores valores, apresentaram diferença significativa em relação aos implantes intactos e após o torque de 45 Ncm (figura 17). Para os

implantes TI (figura 18) não foi encontrada diferença significativa comparando os diferentes níveis de torque, assim como para os implantes NO (figura 19).

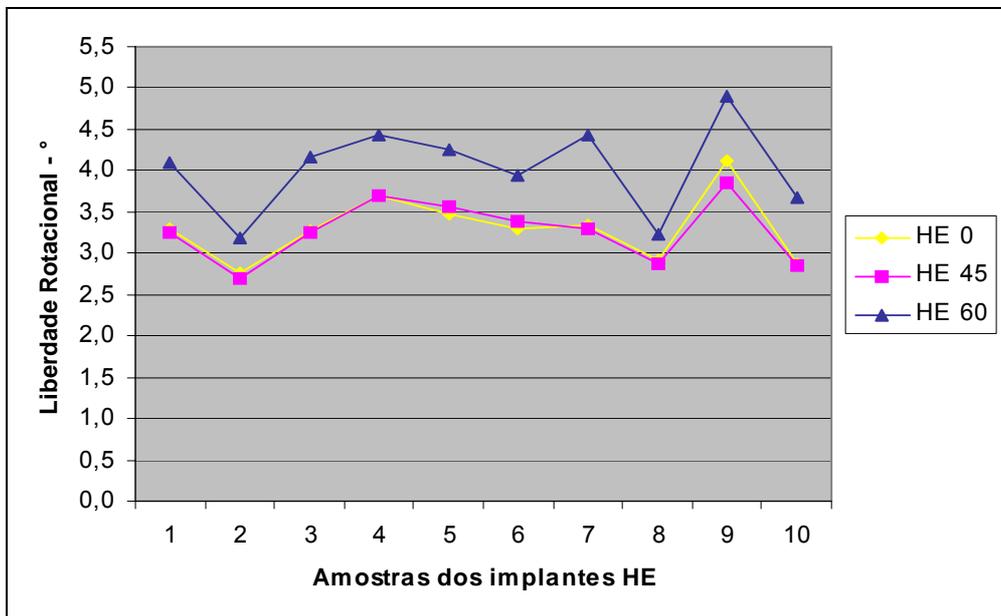


Figura 17. Liberdade rotacional dos implantes HE intactos e após torque de 45 e 60 Ncm.

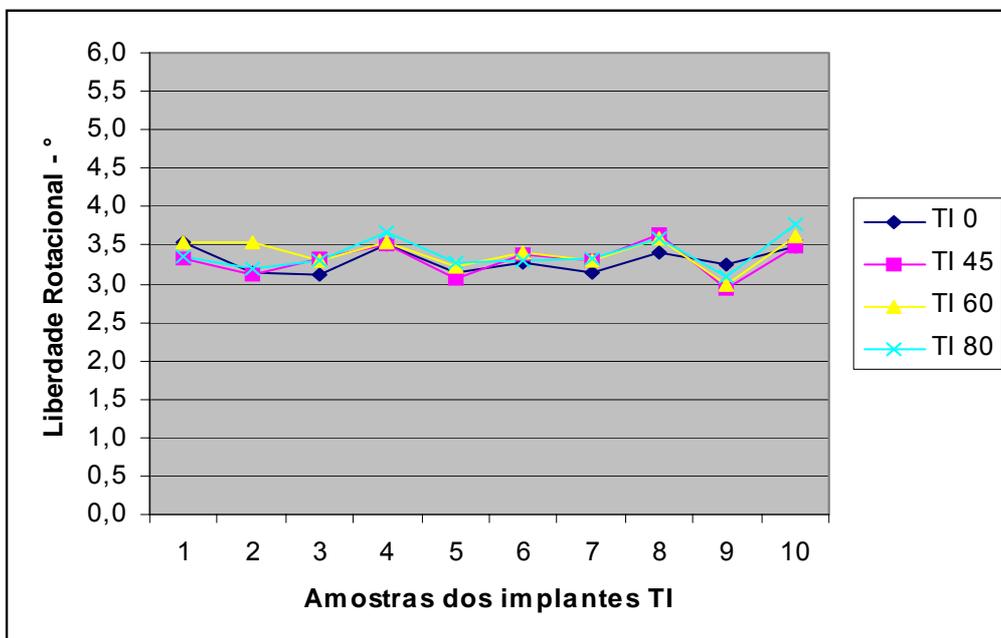


Figura 18. Liberdade rotacional dos implantes TI intactos e após torque de 45, 60 e 80 Ncm.

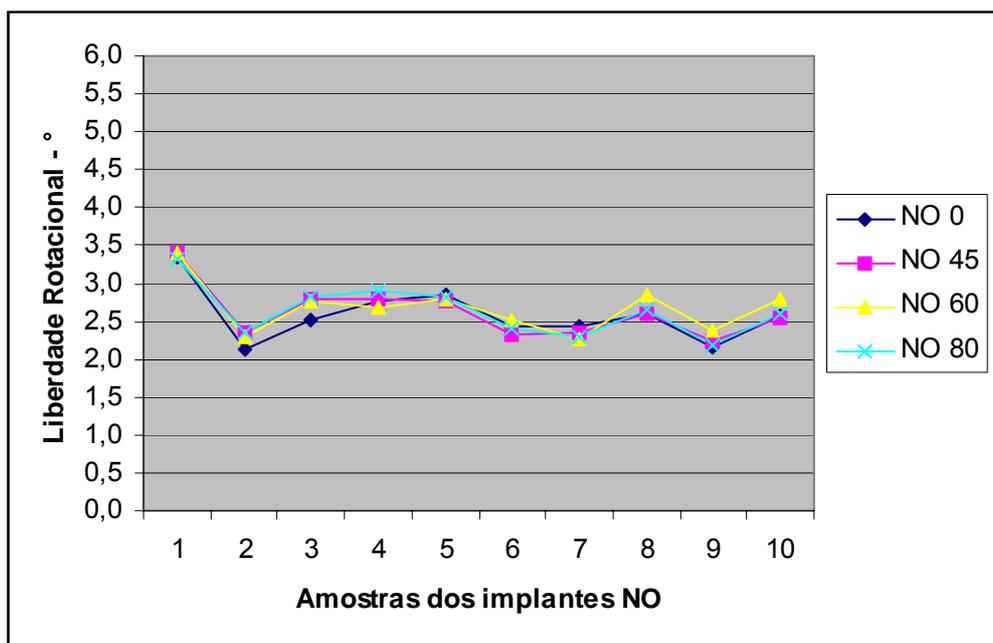


Figura 19. Liberdade rotacional dos implantes NO intactos e após torque de 45, 60 e 80 Ncm.

5.2 – MEDIDA DAS DIMENSÕES DOS HEXÁGONOS EXTERNOS DOS IMPLANTES

5.2.1 – Distância entre os lados dos hexágonos externos dos implantes

O programa MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA) foi utilizado para calcular as medidas teóricas entre os lados dos hexágonos externos dos implantes com a finalidade de orientar a medição do hexágono externo de cada amostra no microscópio óptico mono ocular para medição (Carl Zeiss, Jena, Alemanha). A medida das distâncias entre os lados foi realizada pois o modelo analítico necessitava desta medida e da medida da distância entre os lados do hexágono interno do pilar para se obter a liberdade rotacional teórica. A partir do valor da liberdade rotacional teórica para cada amostra seria possível comparar com a liberdade rotacional experimental, com o objetivo de validar o modelo analítico. O anexo 1 apresenta as tabelas dos resultados experimentais e teóricos de cada uma das 10 amostras. A distância