

entre os lados do hexágono interno do pilar utilizada no programa MATLAB foi 2,743 mm.

5.2.2 – Distância entre os vértices dos hexágonos externos dos implantes

A tabela 6 apresenta os valores de curtose e assimetria para cada tipo de implante sob os diferentes níveis de torque, em relação à distância entre os vértices dos hexágonos externos das amostras. Estes valores foram analisados para verificar a normalidade dos resultados e assim decidir pelo teste estatístico mais adequado à distribuição normal e não-normal.

Tabela 6. Valores de curtose e assimetria para a distância entre os vértices dos hexágonos externos dos implantes avaliados sob diferentes níveis de torque.

Implantes e Torques (Ncm)	Curtose	Assimetria
HE 0	0,256	-0,925
HE 45	-0,683	-0,627
HE 60	2,787 *	-0,873
HE 80	9,549 *	3,063 *
TI 0	0,775	-0,830
TI 45	0,831	-1,218
TI 60	-1,422	-0,080
TI 80	-1,089	-0,002
NO 0	3,016 *	1,769
NO 45	3,524 *	1,578
NO 60	3,831 *	1,641
NO 80	2,020 *	1,279

* Distribuições não-normais

Os resultados das distâncias entre os vértices para as amostras de implantes Torque Interno apresentaram distribuição normal e possibilitaram a aplicação do teste de análise de variância (Graner, 1966) pois eram mais de 2 grupos de amostras independentes (tabela 7).

Tabela 7. Análise de variância (ANOVA) dos valores de distância entre os vértices para os implantes Torque Interno ($p < 0,05$).

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	Gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Intergrupos	0,002	3	0,001	9,945	0,000
Intragrupos	0,002	36	0,000	-	-
Total	0,004	39	-	-	-

Como houve diferença significativa entre as médias dos grupos, foi aplicado o teste de Tukey (Graner, 1966) para identificar onde se localizavam as diferenças (tabela 8).

Tabela 8. Teste de Tukey HSD dos valores de distância entre os vértices dos implantes Torque Interno ($p < 0,05$).

Grupos	1	2
TI 80	3,07330	-
TI 60	3,07440	-
TI 45	-	3,08660
TI 0	-	3,08770
Sig.	0,989	0,989

Para os implantes TI não houve diferença significativa entre os implantes intactos e após o torque de 45 Ncm. Após o torque de 60 Ncm encontrou-se diferença significativa com os valores obtidos com os implantes intactos e após o torque de 45 Ncm, mas não houve diferença significativa com os valores após o torque de 80 Ncm. Os implantes intactos apresentaram os menores valores de distância entre os vértices, e estes valores aumentaram como o aumento do torque aplicado.

Os resultados das distâncias entre os vértices para as amostras de implantes Hexágono Externo e Nobel Biocare apresentaram distribuição não-normal e por isso foi necessário aplicar testes não-paramétricos. O teste de

Kruskal-Wallis (Siegel, 1975) foi aplicado pois eram mais de 2 grupos de amostras independentes (tabela 9).

Tabela 9. Resultado do teste estatístico Kruskal-Wallis para os implantes Hexágono Externo e Nobel Biocare ($p < 0,05$).

Distância entre vértices	
Qui-quadrado	38,315
Gl	7
Sig.	0,000

Como houve diferença significativa entre as médias dos grupos, foi aplicado o teste U de Mann-Whitney (Siegel, 1975) para identificar onde se localizavam as diferenças, comparando os resultados de 2 em 2 grupos (tabela 10).

Tabela 10. Resultado do teste estatístico U de Mann-Whitney para os implantes Hexágono Externo e Nobel Biocare (* $p < 0,05$).

Comparações	Sig.
HE 0 x HE 45	0,596
HE 0 x HE 60	0,006 *
HE 0 x HE 80	0,000 *
HE 45 x HE 60	0,096
HE 45 x HE 80	0,000 *
HE 60 x HE 80	0,001 *
NO 0 x NO 45	0,126
NO 0 x NO 60	0,648
NO 0 x NO 80	0,156
NO 45 x NO 60	0,595
NO 45 x NO 80	0,970
NO 60 x NO 80	0,380

Os testes estatísticos aplicados aos valores de distância entre os vértices mostraram não haver diferença significativa para as comparações entre os diferentes níveis de torque aplicados aos implantes NO.

Os implantes HE não apresentaram diferença significativa entre os valores dos implantes intactos e após o torque de 45 Ncm. Os resultados dos implantes intactos comparados aos resultados após o torque de 60 Ncm mostraram diferença estatística significativa, com os menores valores para os implantes após o torque de 60 Ncm. Estes últimos foram iguais estatisticamente aos resultados após o torque 45 Ncm. Após o torque de 80 Ncm, os vértices dos implantes HE deformaram-se e assim foram encontradas diferenças significantes comparando com os demais torques aplicados e apresentaram os menores valores.

Novamente o teste U de Mann-Whitney (Siegel, 1975) foi aplicado para identificar onde se localizavam as diferenças nas comparações entre diferentes implantes para o mesmo nível de torque (tabela 11).

Tabela 11. Resultado do teste estatístico U de Mann-Whitney entre diferentes implantes sob o mesmo nível de torque (* $p < 0,05$).

Comparações	Sig.
HE 0 x TI 0	0,493
HE 0 x NO 0	0,003 *
TI 0 x NO 0	0,000 *
HE 45 x TI 45	0,212
HE 45 x NO 45	0,045 *
TI 45 x NO 45	0,000 *
HE 60 x TI 60	0,089
HE 60 x NO 60	0,226
TI 60 x NO 60	0,150
HE 80 x TI 80	0,000 *
HE 80 x NO 80	0,001 *
TI 80 x NO 80	0,129

As distâncias médias entre os vértices dos hexágonos externos das amostras medidas no microscópio, sob diferentes níveis de torque, são apresentadas na figura 20.

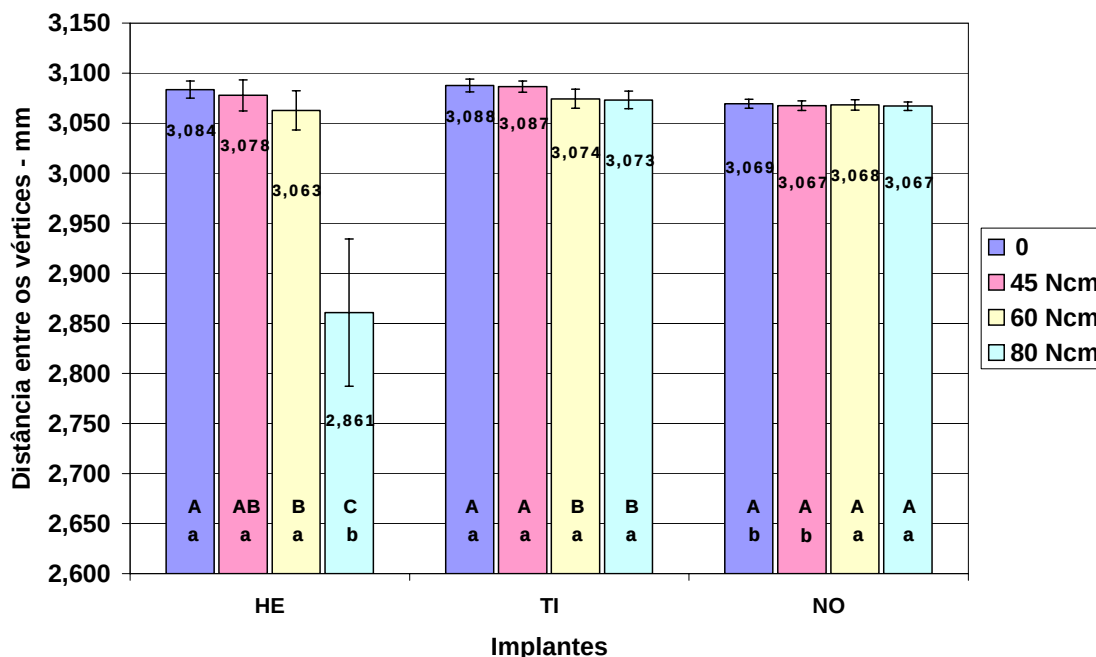


Figura 20. Média e desvio padrão das distâncias entre os vértices dos hexágonos externos dos implantes HE, TI e NO. Letras maiúsculas são usadas para comparação entre diferentes níveis de torque para o mesmo tipo de implante e letras minúsculas são usadas para comparação entre diferentes implantes para o mesmo nível de torque.

A análise estatística comprova a existência de diferença significativa entre os tipos de implantes utilizados na pesquisa. Com os implantes intactos e após o torque de 45 Ncm não houve diferença significativa entre HE e TI, mas ambos foram diferentes estatisticamente 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 significativa, com os implantes HE apresentando os menores valores de distância entre os vértices.

5.3 – LIBERDADE ROTACIONAL TEÓRICA

O cálculo da liberdade rotacional teórica para todas as amostras dos três tipos de implantes, sob os diferentes níveis de torque, foi realizado com o auxílio de equações geométricas de acordo com o modelo analítico apresentado por Lang *et al.* (2002). Para se obter estes ângulos rotacionais teóricos utilizou-se a média das distâncias entre os lados do hexágono interno do pilar, a qual teve como resultado o valor de 2,743 mm, e a média das distâncias experimentais entre os lados do hexágono externo dos implantes. O anexo 1 apresenta os resultados de liberdade rotacional experimental e teórica e as medidas das distâncias experimentais e teóricas entre os lados dos hexágonos externos dos implantes. Os valores de liberdade rotacional teórica estão relacionados da tabela 12.

Tabela 12. Valores de liberdade rotacional teórica.

HE 0	HE 45	HE 60	HE 80	TI 0	TI 45	TI 60	TI 80	NO 0	NO 45	NO 60	NO 80
3,7150°	3,4771°	4,2756°	-	3,4771°	3,1623°	3,4771°	3,4771°	3,6355°	3,3194°	3,1623°	3,3194°
2,9278°	2,7722°	3,8743°	-	3,2408°	2,9278°	3,2408°	3,2408°	2,3860°	2,4629°	2,5400°	2,4629°
3,7150°	3,4771°	4,2756°	-	3,5563°	3,1623°	3,2408°	3,3982°	2,7722°	2,7722°	2,6173°	2,7722°
4,0344°	4,2756°	4,8445°	-	3,5563°	3,4771°	3,4771°	3,7150°	2,9278°	2,6947°	2,6947°	2,8499°
3,7150°	4,0344°	4,4373°	-	3,0839°	2,9278°	3,0058°	3,3194°	2,8499°	3,0058°	2,9278°	2,7722°
3,7946°	3,6355°	4,1951°	-	3,2408°	3,2408°	3,2408°	3,2408°	2,4629°	2,6173°	2,5400°	2,6173°
4,0344°	3,5563°	4,8445°	-	3,1623°	3,0839°	3,1623°	3,2408°	2,6173°	2,3860°	2,4629°	2,3092°
3,0058°	3,0058°	3,8743°	-	3,4771°	3,4771°	3,3194°	3,6355°	3,2408°	2,4629°	2,6173°	2,6947°
4,2756°	4,2756°	5,0086°	-	3,1623°	3,1623°	3,0058°	3,1623°	2,4629°	2,3092°	2,3860°	2,3092°
3,0058°	2,8499°	4,0344°	-	3,4771°	3,3194°	3,4771°	3,7150°	2,7722°	2,4629°	2,6173°	2,6947°

A tabela 13 apresenta a média dos resultados obtidos com o modelo analítico utilizado com o auxílio do programa MATLAB (The MathWorks, Inc., Natick, MA, EUA). O erro relativo das médias, expresso em porcentagem, dos resultados experimentais e teóricos também são apresentados nesta tabela.

Tabela 13. Média e desvio padrão dos ângulos de liberdade rotacional teóricos e o erro relativo das médias dos resultados experimentais e teóricos para os implantes HE, TI e NO.

Torque	Liberdade Rotacional Teórica (°)			Erro Relativo (%)		
	HE*	TI	NO	HE	TI	NO
0	3,622±0,479	3,343±0,182	2,813±0,386	9,49	1,36	9,03
45 Ncm	3,536±0,547	3,194±0,193	2,649±0,313	8,00	3,48	1,26
60 Ncm	4,366±0,410	3,265±0,178	2,672±0,270	8,36	4,11	0,04
80 Ncm	-	3,414±0,210	2,680±0,295	-	0,80	1,75

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

A tabela 14 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 teórica.

Tabela 14. Valores de curtose e assimetria para os valores de liberdade rotacional teórica dos implantes avaliados sob diferentes níveis de torque.

Implantes e Torques (Ncm)	Curtose	Assimetria
HE 0	-1,176	-0,477
HE 45	-1,172	0,014
HE 60	-1,220	0,407
TI 0	-1,960	-0,116
TI 45	-0,672	0,159
TI 60	-1,019	-0,171
TI 80	-1,468	0,491
NO 0	1,115	1,123
NO 45	1,091	1,224
NO 60	1,814	1,370
NO 80	1,688	0,842

Os valores de liberdade rotacional teórica 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 15).

Tabela 15. Análise de variância (ANOVA) dos valores de liberdade rotacional teórica ($p < 0,05$).

Fonte de Variação	Soma de Quadrados	Gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Interseção	1142,546	1	1142,546	10216,029	0,000
Implantes	21,923	2	10,962	98,012	0,000
Torques	1,437	3	0,479	4,283	0,007
Interação	3,182	5	0,636	5,691	0,000
Erro	11,072	99	0,112	-	-
Total	1186,655	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 16).

Tabela 16. Teste de Tukey HSD dos valores de liberdade rotacional teórica ($p < 0,05$).

Grupos	1	2	3	4
NO 45	2,64930	-	-	-
NO 60	2,65650	-	-	-
NO 80	2,68010	-	-	-
NO 0	2,81280	2,81280	-	-
TI 45	-	3,19400	3,19400	-
TI 60	-	3,26470	3,26470	-
TI 0	-	-	3,34330	-
TI 80	-	-	3,41450	-
HE 45	-	-	3,53600	-
HE 0	-	-	3,62240	-
HE 60	-	-	-	4,36650
Sig.	0,991	0,103	0,150	1,000

De acordo com os resultados apresentados, não houve diferença significativa para os ângulos rotacionais teóricos dos implantes HE e TI intactos, mas estes foram diferentes significativamente dos implantes NO, que apresentaram os menores valores de liberdade rotacional teórica. 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. 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 17).

Tabela 17. Média e desvio padrão dos ângulos de liberdade rotacional teórica para os implantes HE, TI e NO (teste de Tukey – $p < 0,05$).

Liberdade Rotacional Teórica (°)			
Torque	HE	TI	NO
0	3,622±0,479 ^C	3,343±0,182 ^C	2,813±0,386 ^{AB}
45 Ncm	3,536±0,547 ^C	3,194±0,193 ^{BC}	2,649±0,313 ^A
60 Ncm	4,366±0,410 ^D	3,265±0,178 ^{BC}	2,657±0,229 ^A
80 Ncm	-	3,414±0,210 ^C	2,680±0,295 ^A

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. Para os implantes TI não foi encontrada diferença significativa comparando os diferentes níveis de torque, assim como para os implantes NO.

5.4 – CORRELAÇÃO ENTRE LIBERDADE ROTACIONAL EXPERIMENTAL E DISTÂNCIA ENTRE OS VÉRTICES DOS HEXÁGONOS EXTERNOS

A fim de correlacionar os resultados obtidos com as medidas de liberdade rotacional experimental e de distância entre os vértices dos hexágonos externos, foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson (Siegel, 1975). Os implantes TI e NO não apresentaram correlação estatisticamente significativa, enquanto que os implantes HE apresentaram correlação significativa. Ao avaliar a correlação sob os diferentes níveis de torque aplicados, foi verificada correlação significativa apenas entre os valores após o torque de 60 Ncm.

De acordo com o diagrama de dispersão, a relação entre as variáveis é inversa (figura 21).

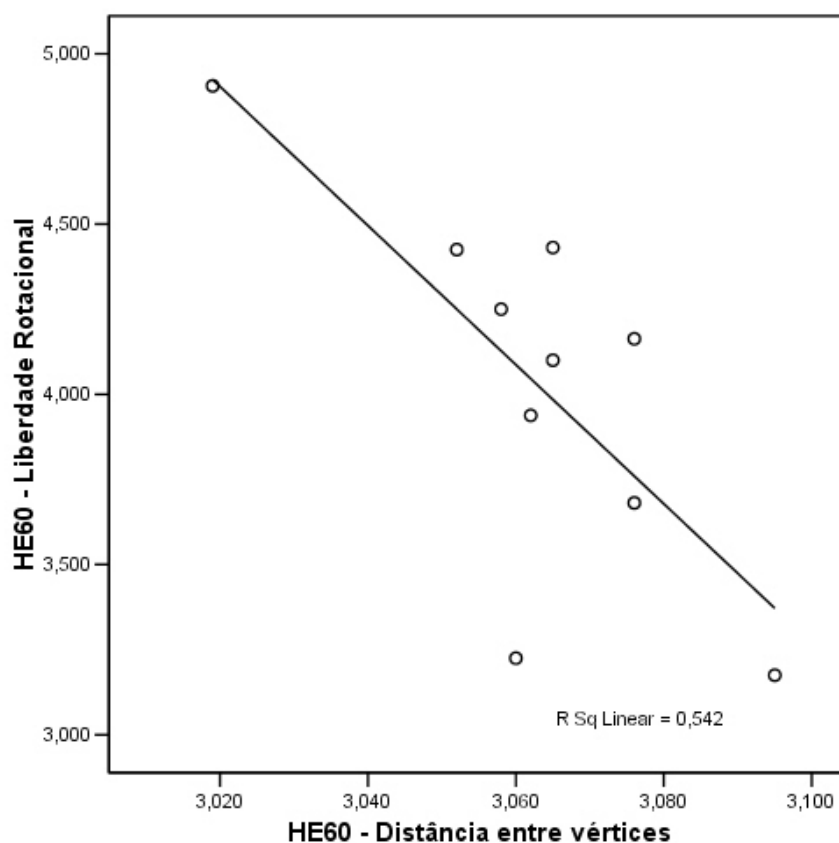


Figura 21. Diagrama de dispersão para os valores dos implantes HE após o torque de 60 Ncm.

Com o aumento da liberdade rotacional há diminuição da distância entre os vértices dos hexágonos externos dos implantes HE sob todos os níveis de torque e com apenas os valores após o torque de 60 Ncm, estabelecendo a correlação negativa, como pode ser observada na reta da figura 21.

As imagens de cada amostra obtidas no microscópio óptico mono ocular após os torques de 45, 60 e 80 Ncm estão apresentadas nos anexos 2 a 4. Tais imagens ilustram as deformações ocorridas nos vértices dos hexágonos externos dos implantes após a aplicação dos torques. Os implantes HE apresentaram diminuição das distâncias entre os vértices após a aplicação do torque de 60 Ncm e deformação após o torque de 80 Ncm, inclusive impossibilitando a leitura da liberdade rotacional (figura 22).

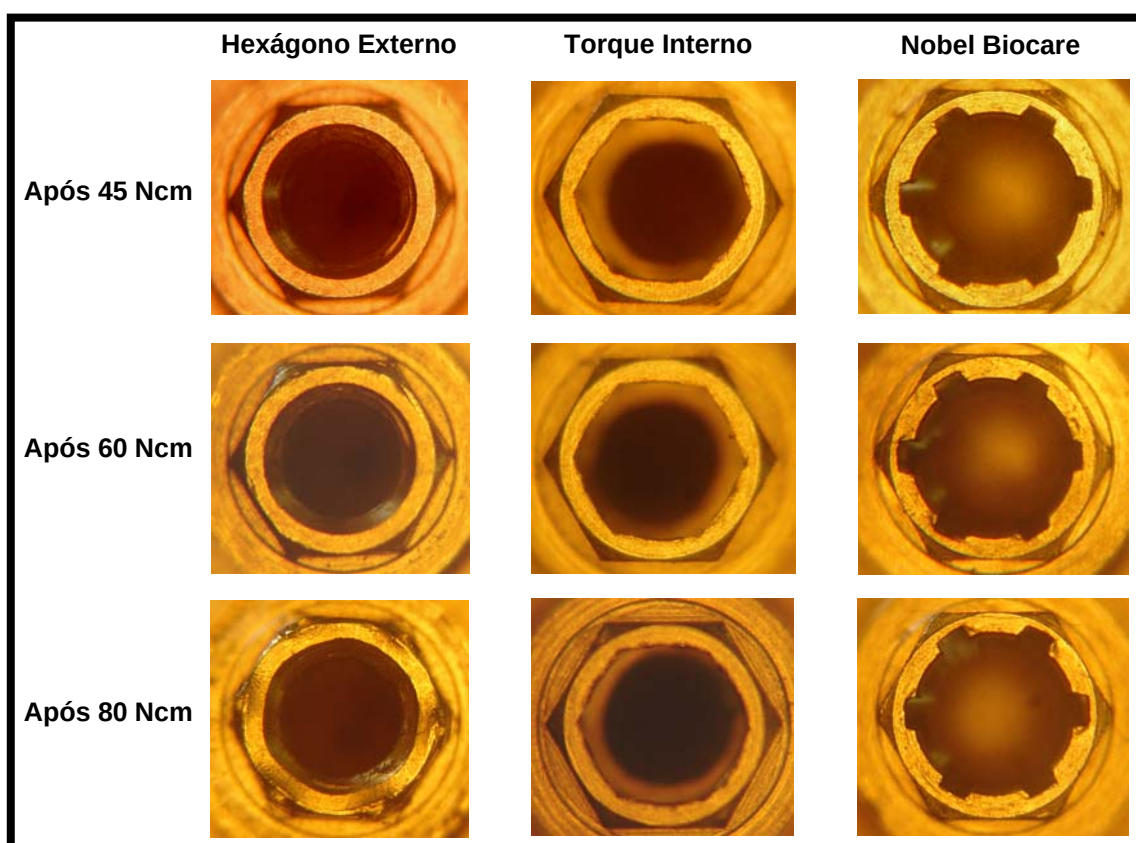


Figura 22. Imagens obtidas com o auxílio do microscópio óptico mono ocular para ilustrar as deformações ocorridas nos vértices dos hexágonos externos dos implantes após a aplicação dos torques.



DISCUSSÃO

“Feliz aquele que transfere
o que sabe e aprende
o que ensina.”
Cora Coralina

6 – DISCUSSÃO

A discussão dos resultados foi feita considerando a hipótese proposta no trabalho, a metodologia utilizada e os resultados propriamente ditos. Toda a discussão é avaliada levando em consideração os trabalhos científicos relativos ao tema proposto.

O implante Torque Interno e o implante MK III Nobel Biocare, que transmitem o torque durante a inserção cirúrgica com a utilização de chaves com conexão interna, apresentaram melhor estabilidade do sistema quando comparados com o implante Hexágono Externo após a aplicação de torques de 60 e 80 Ncm, comprovando a hipótese proposta no trabalho.

6.1 – Metodologia

Os implantes odontológicos apresentaram consideráveis avanços nos últimos anos, porém os trabalhos publicados na área ainda demonstram a necessidade de aprimoramento dos diversos sistemas (Goodacre *et al.*, 1999 e 2003). Brånemark *et al.* (1977) descreveram o método de osseointegração dos implantes de titânio e o tratamento odontológico protético reabilitador sobre os mesmos com longevidade e previsibilidade. Desde então se tem buscado otimizar a técnica bem como solucionar problemas biológicos e mecânicos que eventualmente acometem os pacientes reabilitados.

A inserção de implantes odontológicos é feita por meio de junções externas ou internas aplicando certo nível de torque, podendo ocorrer deformação da junção levando a complicações biomecânicas ao longo do tempo. A fragilidade do hexágono externo de alguns sistemas pode comprometer o futuro da prótese, caso ocorra deformação dos vértices do hexágono devido ao torque aplicado no montador de implante. Nestas situações, os ângulos de liberdade rotacional entre pilar e implante são

aumentados, aspecto especialmente crítico em próteses unitárias (Binon & McHugh, 1996).

A adaptação precisa e passiva entre o implante e o pilar tem sido salientada por se caracterizar como fator significativo para o sucesso em longo prazo da restauração (Brånemark, 1983; Wicks *et al.*, 1994). A presença de rotação elevada na interface implante / pilar transfere tensão aos componentes do implante e ao osso, e pode resultar em desaperto ou fratura de parafuso, microfraturas do osso e perda da osseointegração (Adell *et al.*, 1981; Vigolo *et al.*, 2005). Segundo Cibirka *et al.* (2001), o efeito do tipo de interface na estabilidade da junção parafusada conectando implante e pilar permanece incerto, como é evidenciado pelas várias configurações disponíveis no mercado atual. O estudo realizado por Binon (2000) encontrou 20 geometrias diferentes da interface implante / pilar existentes no mercado.

Jörnégus *et al.* (1992) realizaram um estudo da estabilidade do parafuso de pilar em restaurações unitárias sobre implante utilizando o método de rotação do pilar dentro dos limites existentes entre os hexágonos de pilar e implante. Binon (1995) 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. O desajuste rotacional resulta em diminuição da rigidez da junção, mais rápida perda da pré-carga e aumento do índice de desaperto de parafuso (Binon & McHugh, 1996). Com o intuito de avaliar as características da interface implante / pilar vários autores também utilizaram o método de liberdade rotacional entre os hexágonos (Binon, 1996a e b; Vigolo *et al.*, 2000 e 2005; Lang *et al.*, 2002; Carrilho *et al.*, 2005).

A estabilidade da interface implante / pilar e conseqüentemente a causa de freqüentes desapertos de parafusos também pode ser avaliada pela medida da pré-carga, a qual se traduz como a tensão gerada no parafuso quando é aplicado o torque de aperto. Nos implantes unitários, a pré-carga na

junção parafusada do pilar é crítica para manter a integridade e a resistência anti-rotacional (Tan & Nicholls, 2001). Quanto maior a pré-carga, mais estável é a junção parafusada e maior a resistência ao desaperto de parafuso.

Ensaio de carga cíclica também podem ser utilizados para avaliar a estabilidade da interface implante / pilar, uma vez que a fadiga pode causar desaperto ou fratura de parafuso em longo prazo (Cibirka *et al.*, 2001). Em 2004, Khraisat *et al.* investigou o efeito da carga cíclica lateral com diferentes posições de aplicação de carga no desaperto do parafuso de pilar em sistema de implante hexágono externo. Os autores comentaram que quanto maior os micromovimentos laterais do pilar, mais ocorre perda da pré-carga, e conseqüente falha da junção. As forças externas progressivamente desgastam a pré-carga por causa da vibração do parafuso, desgaste das superfícies de encaixe e assentamento do encaixe.

A medida da pré-carga e o ensaio de carga cíclica não foram realizados no presente trabalho devido ao elevado custo total dos pilares e parafusos para cada implante e a necessidade de uma máquina de ensaios mecânicos que possibilitasse a aplicação de carga adequada para simular a função mastigatória. Além disso, o objetivo do trabalho foi atingido ao passo que a estabilidade da junção depende do ângulo de liberdade rotacional entre pilar e implante.

Neste trabalho, além da liberdade rotacional experimental, também foi avaliada a liberdade rotacional teórica por meio de um modelo analítico desenvolvido a partir de expressões matemáticas obtidas da geometria da conexão (Lang *et al.*, 2002). O objetivo da avaliação da liberdade rotacional teórica foi validar o modelo analítico utilizando os dados experimentais obtidos. A validação do modelo analítico proporciona a possibilidade de avaliação da liberdade rotacional de sistema de implantes sem a utilização de aparatos experimentais sofisticados.

Os implantes selecionados no presente trabalho foram do tipo hexágono externo utilizando dispositivos diferentes para a inserção cirúrgica. O implante Hexágono Externo (HE) foi inserido com o uso do montador conectado ao hexágono externo, enquanto que os implantes Torque Interno (TI) e MK III Nobel Biocare (NO) foram inseridos por meio de junções internas do tipo hexágono interno e estrelada, respectivamente. O intuito do trabalho foi o de comparar os implantes Hexágono Externo e Torque Interno da Neodent Implante Osteointegrável com o implante MK III da Nobel Biocare, por ser um sistema amplamente utilizado, com índice de sucesso elevado e com acompanhamentos longitudinais publicados (Cunha *et al.*, 2004; Mordenfeld *et al.*, 2004).

Utilizou-se o torquímetro eletrônico DEA 020 (Brånemark System, Nobelpharma, Suécia) para a aplicação do torque de 45 Ncm, por ser mais confiável e consistente do que a catraca manual (Wicks *et al.*, 1994; Goheen *et al.*, 1994; Mitrani *et al.*, 2001). Como o torque máximo atingido pelo torquímetro eletrônico é de 45 Ncm, os torques de 60 e 80 Ncm foram aplicados com a catraca torquímetro cirúrgica (Neodent Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil). O alcance do torque apropriado depende muito da calibração dos torquímetros, sejam eles eletrônicos ou manuais (Standlee & Caputo, 1999).

A junção do pilar ao hexágono externo destes implantes necessita ser confiável para o funcionamento apropriado e manutenção da estabilidade da prótese sobre implante (Merz *et al.*, 2000). Para isto ocorrer, as diferenças entre as dimensões do hexágono do pilar e do respectivo implante devem ser mínimas, propiciando ajuste passivo entre os componentes e prevenindo o surgimento de tensão no parafuso devido a desadaptação rotacional (Ma *et al.*, 1997). Estas características são essenciais em próteses unitárias (Binon, 1995). Por isso, neste trabalho, foram medidas as distâncias entre os vértices dos hexágonos externos dos implantes com o objetivo de avaliar a integridade do hexágono externo de todas as amostras intactas e após a simulação de inserção cirúrgica.

Em relação ao método de medida, é essencial a reprodutibilidade entre examinadores para que os resultados sejam válidos e o sistema de medida seja confiável. Estes cuidados são importantes para com os resultados de pesquisas e a comparação com outros estudos (Jemt *et al.*, 1996). A limitação deste trabalho está na medição das amostras em microscópio óptico mono ocular para medição (Carl Zeiss, Jena, Alemanha) com aumento de 20 vezes, pois depende do posicionamento da linha de referência pelo operador para efetuar as medidas. Neste caso, devido à alta resolução (0,001 mm) é importante que a linha de referência seja posicionada de maneira adequada. A leitura das três distâncias do hexágono foi realizada por dois operadores e a média foi obtida, a fim de minimizar os erros nas medidas.

Um fator importante a ser considerado é a tolerância de usinagem dos implantes e seus componentes, o que pode resultar em menor rotação do sistema e assim índices mais baixos de desaperto de parafusos (Schulte, 1994). O controle de fabricação é determinante nos limites de variação das dimensões dos implantes e seus componentes, minimizando os erros de processamento (Elias *et al.*, 1999). As implicações clínicas de variações dimensionais entre hexágonos de implante e pilar estão relacionadas a presenças de degraus ou fendas, que acumulam placa bacteriana e podem resultar em complicações dos tecidos moles e posterior perda óssea (Sones, 1989; Jansen *et al.*, 1997). Quirynen & van Steenberghe (1993) constataram em estudo clínico contaminação por microorganismos em quantidade significativa em todas as amostras de parafusos, mostrando que a interface possui desajuste vertical que permite a passagem destes microorganismos. Segundo Byrne *et al.* (1998), a presença de desajuste vertical pode reduzir a estabilidade mecânica do conjunto pilar / implante e atuar como um espaço para acúmulo de bactérias, levando a mucosites e peri-implantites.

6.2 – Resultados

6.2.1 – Liberdade rotacional experimental

Os resultados de liberdade rotacional experimental deste trabalho para todos os grupos foram inferiores a 5°. Segundo Binon (1995) a rotação menor que 5° é desejável para ótima estabilidade da junção. Isto é especialmente importante em restaurações unitárias (Haas *et al.*, 1995) onde o exato assentamento é crítico para atingir contatos interproximais reproduzíveis e ótimas características anti-rotacionais. Quando este desajuste rotacional é menor que 2° a estabilidade é ainda maior, sendo necessários 6,7 milhões de ciclos de carga para que ocorra o desaperto do parafuso (Binon, 1996a). Porém Cibirka *et al.* (2001) 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. Assim permanece incerto o efeito do hexágono do implante na estabilidade da junção parafusada.

O dispositivo experimental desenvolvido para a leitura da liberdade rotacional permite a fixação do implante por meio de parafusos para que não ocorra nenhuma movimentação da amostra. Somente a escala graduada era móvel para permitir seu deslocamento na mesa do dispositivo e facilitar a leitura da liberdade rotacional. Todas as amostras foram posicionadas com duas roscas acima do nível do dispositivo de fixação do implante por ser a altura necessária para posterior adaptação do pilar acoplado à haste na mesa do dispositivo experimental, e assim possibilitar a leitura da liberdade rotacional.

Os implantes HE apresentaram os maiores graus de rotação após o torque de 60 Ncm, com média de 4,03°, quando comparados com os implantes TI e NO após os diferentes níveis de torque. Após o torque de 80 Ncm os vértices dos implantes HE deformaram-se a ponto de anular o efeito anti-

rotacional, impossibilitando a medida da liberdade rotacional. Quando os implantes intactos e após o torque de 45 Ncm foram comparados, não houve diferença entre os implantes HE e TI, com média de 3,29°, o que indica que as tolerâncias de fabricação são as mesmas e que o montador não deformou os vértices dos implantes HE após este nível de torque. Os implantes NO apresentaram os menores valores de liberdade rotacional, com média de 2,63°, após os diferentes níveis de torque e foram diferentes estatisticamente dos implantes HE e TI. É provável que isto ocorreu devido ao limite máximo das dimensões do hexágono ser maior que o estabelecido para os implantes HE e TI, proporcionando maior justeza da junção. Os pilares utilizados eram de fabricantes diferentes mas possuíam a mesma dimensão média de 2,743 mm entre os lados do hexágono interno.

Binon (1995) determinou a liberdade rotacional de 13 sistemas de implantes hexágono externo, encontrando resultados de 4° a 6,7° para componentes do mesmo fabricante e de 3,5° a 10,1° para combinações de empresas. Em 1996, Binon pesquisou implantes hexágono externo das empresas Steri-Oss, Lifecore e Calcitek. 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° a 2,6° e os implantes Calcitek entre 3,5 e 5,2°. Lang *et al.* (2002) pesquisaram pilares Procera, Estheticone, CeraOne e AuraAdapt e estes obtiveram valores de liberdade rotacional de 3,53°, 3,28°, 3,11° e 1,51°, respectivamente.

Os resultados deste trabalho estão de acordo com as pesquisas anteriores que demonstram que componentes de diferentes empresas geram valores diferentes de liberdade rotacional.

6.2.2 – Simulação de inserção cirúrgica dos implantes

Misch (2004) estabeleceu o torque mínimo de 30 Ncm para que os implantes inseridos cirurgicamente obtivessem estabilidade primária para a

utilização de carga imediata. Os implantes não deveriam girar ou exibir mobilidade quando o torque de 30 Ncm fosse alcançado. Bahat (2000) avaliou o sucesso em longo prazo de implantes colocados na área posterior da maxila, com a condição de estabilidade primária a 40 Ncm. Os resultados obtidos foram de aproximadamente 95% de taxa de sucesso após 5 anos de colocação dos implantes na área posterior da maxila.

O torque de inserção cirúrgica dos implantes necessário para atingir a estabilidade primária é discutido no trabalho de Cunha *et al.* (2004). Foram avaliados implantes “Standard” do sistema Brånemark e implantes Brånemark TiUnite MK III, colocados com carga imediata. Os implantes “Standard” 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.

Neste trabalho, a simulação de inserção cirúrgica sob torques de 45, 60 e 80 Ncm avaliou as deformações nos vértices dos hexágonos externos dos implantes analisados e conseqüentes mudanças na rotação do pilar. Tais deformações nos vértices não foram encontradas nos implantes TI e NO, provavelmente porque a junção possui maior resistência mecânica. Segundo o fabricante os implantes TI são fabricados com titânio enriquecido. Os implantes HE deformaram os vértices dos hexágonos externos devido ao montador apresentar hexágono interno para conectar ao implante. A tolerância de usinagem do montador e o material utilizado na confecção do mesmo podem ter interferido nos vértices dos hexágonos dos implantes HE após a aplicação de torque elevado. Apenas os implantes HE apresentaram deformações nos vértices dos hexágonos externos após o torque de 80 Ncm. Clinicamente, estes implantes podem ser utilizados com segurança a partir do protocolo convencional “ad modum Brånemark”. Cada amostra foi colocada no dispositivo utilizado para simular a inserção cirúrgica do implante, sendo que sua fixação foi feita por parafusos externos. A fixação era ajustada sempre que

existia a tendência de giro da amostra quando da aplicação do torque ao implante.

Estes torques elevados de 60 e 80 Ncm podem ser atingidos quando os implantes são colocados em osso compacto e planejados para carga imediata. Entre os fabricantes de implantes o torque mínimo recomendado para a aplicação de carga imediata é de 35 Ncm, levando em consideração a estabilidade primária alcançada na interface osso / implante, mas algumas empresas não estabelecem o torque máximo a ser atingido. Outras recomendam entre 50 e 80 Ncm para que não ocorra deformação ou fratura dos implantes no momento de inserção cirúrgica.

6.2.3 – Medida das dimensões dos hexágonos de implantes e pilares

Os componentes protéticos são fabricados com tolerâncias compatíveis com os respectivos implantes para garantir a estabilidade da prótese. Neste sentido é de suma importância manter a integridade das interfaces para a futura conexão das próteses, principalmente as unitárias que utilizam os dispositivos anti-rotacionais. Por isso neste trabalho foram medidas as distâncias entre os vértices dos hexágonos externos dos implantes estudados visando avaliar a integridade e buscar uma correlação com os valores de liberdade rotacional após a aplicação de diferentes níveis de torque. Para a resolução de casos múltiplos com pilares do tipo “Multi-unit” ou “UCLA” não é essencial que o hexágono externo dos implantes esteja intacto devido ao fato destes componentes protéticos serem lisos para proporcionar o correto assentamento da estrutura metálica (no caso do “UCLA”) e por não possuir o hexágono interno (no caso do “Multi-unit”). Na reabilitação múltipla o paralelismo entre os implantes é difícil de alcançar e se fossem utilizados componentes com dispositivos anti-rotacionais o assentamento da estrutura poderia ser comprometido.

A integridade do hexágono externo foi avaliada em todas as amostras intactas, e as medidas das distâncias entre os vértices dos hexágonos não apresentaram diferenças significantes entre os implantes HE e TI devido, provavelmente, à mesma tolerância de usinagem. Este resultado comprova a padronização de produção industrial dos implantes analisados e elimina a possibilidade de possíveis variações serem contabilizadas a falhas iniciais. Porém, os resultados demonstram que houve diferença estatística destes implantes com os implantes NO intactos. Isto se deve aos limites de tolerância serem diferentes para cada fabricante. O mesmo foi observado com os resultados após o torque de 45 Ncm. Com a aplicação do torque de 60 Ncm, os três tipos de implantes estudados não apresentaram diferença estatística. Entretanto, os implantes HE sofreram deformação numericamente maior ocorrendo diminuição na distância entre os vértices. Este fato foi confirmado após o torque de 80 Ncm, já que o implante HE deformou-se a ponto do montador girar no implante e assim impossibilitar a leitura da liberdade rotacional. Quanto aos implantes TI, apresentaram resultados similares nas medidas das distâncias entre os vértices quando comparados com os implantes NO.

Ao correlacionar os valores de distância entre os vértices dos hexágonos externos e os valores de liberdade rotacional, foi encontrada correlação negativa apenas para os implantes HE após o torque de 60 Ncm. A diminuição das distâncias entre os vértices causou o aumento da liberdade rotacional entre pilar e implante.

É importante enfatizar que os implantes HE podem ser indicados para os casos em que o torque aplicado não ultrapasse 60 Ncm para que a previsibilidade da prótese sobre implante seja alcançada. Torques mais elevados podem danificar o hexágono externo e impedir a completa instalação do implante, além dos já comentados problemas relacionados a próteses unitárias. Os implantes TI e NO comprovaram sua eficiência e indicação para

casos em que o osso é mais compacto, necessitando de torques mais elevados.

A medida da distância entre os lados do hexágono interno dos pilares e do hexágono externo dos implantes foi realizada com o intuito de determinar as medidas teóricas da distância entre os lados do hexágono externo dos implantes e posteriormente a liberdade rotacional teórica. O modelo analítico foi utilizado no programa MATLAB para facilitar a aquisição destas medidas teóricas. As medidas entre os lados do hexágono externo dos implantes não foi utilizada para a comparação estatística entre os implantes estudados. Após a aplicação do torque de simulação de inserção cirúrgica, os lados do hexágono dos implantes HE eram comprometidos apenas nas proximidades dos vértices devido à conexão com o hexágono interno do montador. Por isso as distâncias entre os vértices dos hexágonos externos dos implantes foram utilizadas para análise das deformações dos sistemas, já que pouca ou nenhuma alteração seria percebida nos lados do hexágono.

6.2.4 – Liberdade rotacional teórica

Lang *et al.* (2002), para determinar o grau de rotação do pilar, desenvolveram fórmula analítica baseada em geometria básica. No presente trabalho estes ângulos rotacionais teóricos foram determinados com a utilização da média das distâncias entre os lados do hexágono interno do pilar (2,743 mm), e da média das distâncias experimentais entre os lados do hexágono externo dos implantes.

No programa MATLAB foi desenvolvido o código computacional de acordo com a formulação proposta. A partir dos resultados foi possível comparar a liberdade rotacional experimental com a teórica e validar o modelo analítico utilizado no trabalho. A análise estatística dos resultados experimentais entre os três tipos de implantes avaliados para o mesmo nível de torque foi idêntica à análise dos resultados teóricos. O erro relativo entre os

valores de liberdade rotacional experimental e teórico foi menor que 10% para todos os implantes analisados. Portanto, é válido afirmar que com as medidas das distâncias entre os lados dos hexágonos dos pilares e dos implantes é possível determinar o ângulo de liberdade rotacional de cada amostra após a aplicação dos diferentes níveis de torque, sem a necessidade de realizar as medidas de liberdade rotacional em dispositivo experimental. O modelo analítico é então possível de ser aplicado em futuros trabalhos de liberdade rotacional. Esta validação depende do instrumento de medida. Em sistemas de medida automatizados, onde não exista a interferência do usuário, a metodologia pode ser aplicada diretamente. Em sistemas convencionais de medida, como por exemplo o microscópio óptico mono ocular para medição (Carl Zeiss, Jena, Alemanha) utilizado no trabalho, existe a interferência do operador. Neste caso, é importante a utilização do modelo analítico programado em MATLAB para orientar as medidas experimentais das distâncias entre os lados dos hexágonos externos dos implantes.



CONCLUSÃO

“Toda a conquista, todo o passo adiante
no conhecimento é consequência da
coragem, da dureza em relação
a si mesmo, da decência
consigo mesmo.”
Nietzsche

7 – CONCLUSÃO

Dentro da metodologia empregada neste estudo e com base na análise dos dados é possível concluir que:

- Os implantes HE e TI intactos e após o torque de 45 Ncm apresentaram liberdade rotacional similares, mas ambos foram diferentes estatisticamente dos implantes NO que apresentaram o menor valor médio.
- Quando os torques externos aplicados aos implantes aumentam, é observado que os implante TI e NO apresentam comportamentos mais estáveis com relação aos valores de liberdade rotacional. Após o torque de 60 Ncm, a liberdade rotacional dos implantes HE aumentou em média $0,75^\circ$, a dos implantes TI aumentou em média $0,1^\circ$ e a dos implantes NO aumentou em média $0,06^\circ$. Após o torque de 80 Ncm, a liberdade rotacional dos implantes TI diminuiu em média $0,02^\circ$ e a dos implantes NO diminuiu em média $0,04^\circ$, enquanto que os implantes HE não suportaram este torque elevado, deformando os vértices do hexágono externo.
- Os implantes TI e NO comportaram melhor que os implantes HE convencionalmente utilizados, embora sob torques abaixo de 60 Ncm nenhum implante HE apresentou liberdade rotacional maior que 5° .
- Com relação à distância entre os vértices do hexágono externo dos implantes, é possível afirmar que o torque de 60 Ncm aplicado ao montador dos implantes HE causou diminuição na distância entre os vértices. Após o torque de 80 Ncm, os vértices dos implantes HE deformaram e impossibilitou a leitura da liberdade rotacional, já que a rotação do sistema foi completa.
- O modelo analítico utilizado no programa MATLAB é válido para determinar o ângulo de liberdade rotacional de cada amostra após a aplicação dos

diferentes níveis de torque, sem a necessidade de realizar as medidas de liberdade rotacional em dispositivo experimental. Em sistemas de medida automatizados, onde não exista a interferência do usuário, a metodologia pode ser aplicada diretamente. Em sistemas convencionais de medida, como por exemplo o microscópio óptico mono ocular para medição (Carl Zeiss, Jena, Alemanha) utilizado no trabalho, existe a interferência do operador. Neste caso, é importante a utilização do modelo analítico programado em MATLAB para orientar as medidas experimentais das distâncias entre os lados dos hexágonos externos dos implantes.



REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg.** 1981;10:387-416.

Bahat O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15:646-653.

Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. **J Prosthet Dent.** 1995;74:51-55,.

Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int J Prosthodont.** 1995;8:162-178.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont.** 1996;9:149-160.

Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. **Implant Dent.** 1996;5:235-248.

Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont.** 1996;9:511-519.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15:76-94.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. **J Prosthet Dent.** 1998;80:184-192.

Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg.** 1977;16(suppl):1-132.

Brånemark P-I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent.** 1983;50:399-410.

Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15:15-46.

Carrilho GPB, Dias RP, Elias CN. Comparison of external and internal hex implants' rotational freedom: a pilot study. **Int J Prosthodont.** 2005;18:165-166.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J Prosthet Dent.** 2001;85:268-275.

Cunha HA, Francischone CE, Nary Filho H, Oliveira RCG. A comparison between cutting torque and resonance frequency in the assessment of primary stability and final torque capacity of standard an TiUnite single-tooth implants under immediate loading. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2004;19:578-585.

Elias CN, Vieira LHA, Lima JHC. Tolerâncias dimensionais em implantes dentários. **RBO.** 1999;56:234-238.

Gapski R, Wang H-L, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. **Clin Oral Impl Res.** 2003;14:515-527.

Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994;9:149-155.

Goodacre C, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J Prosthet Dent.** 1999;81:537-552.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J Prosthet Dent.** 2003;90:121-132.

Graner EA. **Estatística.** 2ª ed. São Paulo, Melhoramentos. 1966;184p.

Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. **J Prosthet Dent.** 1995;73:274-279.

Jansen VK, Conrads G, Richter E-J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1997;12:527-540.

Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent.** 1996;75:314-325.

Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1992;7:353-359.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J Prosthet Dent.** 2002;88:604-610.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J Prosthet Dent.** 2004;91:326-334.

Lang LA, Wang R-F, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J Prosthet Dent.** 2002;87:74-79.

Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1997;12:371-375.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15:519-526.

Misch CM. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prosthesis: the denture conversion technique. **J Oral Maxillofac Surg.** 2004;62:106-115, Suppl 2.

Mitrani R, Nicholls JI, Phillips KM, Ma T. Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2001;16:394-399.

Mordenfeld MH, Johansson A, Hedin M, Billström C, Fyrberg KA. A retrospective clinical study of wide-diameter implants used in posterior edentulous areas. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2004;19:387-392.

Neves FD, Fernandes Neto AJ, Oliveira MRS, Lima JHF. Seleção de intermediários para implantes Brånemark-compatíveis. Parte I: Casos de implantes múltiplos. **BCI.** 2000;7(25):6-19.

Neves FD, Fernandes Neto AJ, Oliveira MRS, Lima JHF, Galbiatti MAD. Seleção de intermediários para implantes Brånemark-compatíveis. Parte II: Casos de implantes individuais. **BCI.** 2000;7(26):76-87.

Neves FD. **Estudo comparativo da adaptação entre componentes intermediários e implantes de sete diferentes sistemas.** [tese] Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2000.

Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. **Clin Oral Impl Res.** 1993;4:158-161.

Quirynen M, Bollen CML, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system®. An in vitro study. **Clin Oral Impl Res.** 1994;5:239-244.

Schulte JK. External hex manufacturing tolerances of six implant systems: a pilot study. **Implant Dent.** 1994;3:51-53.

Siegel S. **Estatística não-paramétrica, para as ciências do comportamento.** São Paulo, McGraw Hill do Brasil, 1975.

Sones AD. Complications with osseointegrated implants. **J Prosthet Dent.** 1989;62:581-585.

Standlee JP, Caputo AA. Accuracy of an electric torque-limiting device for implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1999;14:278-281.

Tan KB, Nicholls JL. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2001;16:367-377.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. **J Prosthet Dent.** 2000;84:548-553.

Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: in original state and following abutment preparation. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2005;20:108-114.

Wicks RA, deRijk WG, Windeler AS. An evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turn analysis. **J Prosthodont.** 1994;3:206-212.



ANEXOS

"Tudo tem seu tempo e até certas manifestações
mais vigorosas e originais entram em voga
ou saem de moda. Mas a sabedoria
tem uma vantagem: é eterna."
Baltasar Gracián

ANEXO 1

As médias das medidas teóricas e experimentais da liberdade rotacional e das distâncias entre os lados do hexágono externo de cada implante dos três grupos estudados (HE, TI e NO) estão relacionadas nas tabelas 1 a 11. A média das distâncias entre os lados dos hexágonos internos dos pilares foi de 2,743 mm.

Tabela 1. Implantes HE intactos.

Amostras intactas	Liberdade rotacional experimental	Distância teórica entre lados	Distância experimental entre lados	Liberdade rotacional teórica
1	3,306°	2,7004 mm	2,694 mm	3,7150°
2	2,763°	2,7076 mm	2,704 mm	2,9278°
3	3,269°	2,7006 mm	2,694 mm	3,7150°
4	3,706°	2,6956 mm	2,690 mm	4,0344°
5	3,469°	2,6986 mm	2,694 mm	3,7150°
6	3,288°	2,7006 mm	2,693 mm	3,7946°
7	3,350°	2,7004 mm	2,690 mm	4,0344°
8	2,925°	2,7056 mm	2,703 mm	3,0058°
9	4,125°	2,6900 mm	2,687 mm	4,2756°
10	2,881°	2,7056 mm	2,703 mm	3,0058°

Tabela 2. Implantes HE após o torque de 45 Ncm.

Amostras após 45 Ncm	Liberdade rotacional experimental	Distância teórica entre lados	Distância experimental entre lados	Liberdade rotacional teórica
1	3,356°	2,7018 mm	2,697 mm	3,4771°
2	2,700°	2,7080 mm	2,706 mm	2,7722°
3	3,250°	2,7018 mm	2,697 mm	3,4771°
4	3,700°	2,6960 mm	2,687 mm	4,2756°
5	3,569°	2,6972 mm	2,690 mm	4,0344°
6	3,388°	2,6996 mm	2,695 mm	3,6355°
7	3,288°	2,7008 mm	2,696 mm	3,5563°
8	2,881°	2,7056 mm	2,703 mm	3,0058°
9	3,863°	2,6936 mm	2,687 mm	4,2756°
10	2,844°	2,7068 mm	2,705 mm	2,8499°

Tabela 3. Implantes HE após o torque de 60 Ncm.

Amostras após 60 Ncm	Liberdade rotacional experimental	Distância teórica entre lados	Distância experimental entre lados	Liberdade rotacional teórica
1	4,100°	2,6906 mm	2,687 mm	4,2756°
2	3,175°	2,7020 mm	2,692 mm	3,8743°
3	4,163°	2,6900 mm	2,687 mm	4,2756°
4	4,431°	2,6864 mm	2,680 mm	4,8445°
5	4,250°	2,6888 mm	2,685 mm	4,4373°
6	3,938°	2,6924 mm	2,688 mm	4,1951°
7	4,425°	2,6864 mm	2,680 mm	4,8445°
8	3,225°	2,7020 mm	2,692 mm	3,8743°
9	4,906°	2,6804 mm	2,678 mm	5,0086°
10	3,681°	2,6960 mm	2,690 mm	4,0344°

Tabela 4. Implantes TI intactos.

Amostras intactas	Liberdade rotacional experimental	Distância teórica entre lados	Distância experimental entre lados	Liberdade rotacional teórica
1	3,531°	2,6976 mm	2,697 mm	3,4771°
2	3,138°	2,7026 mm	2,700 mm	3,2408°
3	3,113°	2,7032 mm	2,696 mm	3,5563°
4	3,513°	2,6976 mm	2,696 mm	3,5563°
5	3,144°	2,7026 mm	2,702 mm	3,0839°
6	3,263°	2,7020 mm	2,700 mm	3,2408°
7	3,144°	2,7026 mm	2,701 mm	3,1623°
8	3,400°	2,6988 mm	2,697 mm	3,4771°
9	3,256°	2,7018 mm	2,701 mm	3,1623°
10	3,481°	2,6984 mm	2,697 mm	3,4771°

Tabela 5. Implantes TI após o torque de 45 Ncm.

Amostras após 45 Ncm	Liberdade rotacional experimental	Distância teórica entre lados	Distância experimental entre lados	Liberdade rotacional teórica
1	3,338°	2,7004 mm	2,701 mm	3,1623°
2	3,106°	2,7032 mm	2,704 mm	2,9278°
3	3,319°	2,7008 mm	2,701 mm	3,1623°
4	3,500°	2,6984 mm	2,697 mm	3,4771°
5	3,075°	2,7036 mm	2,704 mm	2,9278°
6	3,375°	2,6996 mm	2,700 mm	3,2408°
7	3,306°	2,7006 mm	2,702 mm	3,0839°
8	3,650°	2,6962 mm	2,697 mm	3,4771°
9	2,925°	2,7060 mm	2,701 mm	3,1623°
10	3,494°	2,6988 mm	2,699 mm	3,3194°

Tabela 6. Implantes TI após o torque de 60 Ncm.

Amostras após 60 Ncm	Liberdade rotacional experimental	Distância teórica entre lados	Distância experimental entre lados	Liberdade rotacional teórica
1	3,531°	2,6976 mm	2,697 mm	3,4771°
2	3,525°	2,6976 mm	2,700 mm	3,2408°
3	3,313°	2,7004 mm	2,700 mm	3,2408°
4	3,544°	2,6972 mm	2,697 mm	3,4771°
5	3,213°	2,7020 mm	2,703 mm	3,0058°
6	3,419°	2,6990 mm	2,700 mm	3,2408°
7	3,300°	2,7008 mm	2,701 mm	3,1623°
8	3,594°	2,6972 mm	2,699 mm	3,3194°
9	3,000°	2,7044 mm	2,703 mm	3,0058°
10	3,613°	2,6964 mm	2,697 mm	3,4771°

Tabela 7. Implantes TI após o torque de 80 Ncm.

Amostras após 80 Ncm	Liberdade rotacional experimental	Distância teórica entre lados	Distância experimental entre lados	Liberdade rotacional teórica
1	3,363°	2,6996 mm	2,697 mm	3,4771°
2	3,188°	2,7016 mm	2,700 mm	3,2408°
3	3,300°	2,7008 mm	2,698 mm	3,3982°
4	3,656°	2,6960 mm	2,694 mm	3,7150°
5	3,275°	2,7008 mm	2,699 mm	3,3194°
6	3,313°	2,7004 mm	2,700 mm	3,2408°
7	3,331°	2,7004 mm	2,700 mm	3,2408°
8	3,588°	2,6972 mm	2,695 mm	3,6355°
9	3,088°	2,7032 mm	2,701 mm	3,1623°
10	3,769°	2,6948 mm	2,694 mm	3,7150°

Tabela 8. Implantes NO intactos.

Amostras intactas	Liberdade rotacional experimental	Distância teórica entre lados	Distância experimental entre lados	Liberdade rotacional teórica
1	3,356°	2,6992 mm	2,695 mm	3,6355°
2	2,138°	2,7152 mm	2,711 mm	2,3860°
3	2,506°	2,7104 mm	2,706 mm	2,7722°
4	2,756°	2,7076 mm	2,704 mm	2,9278°
5	2,850°	2,7060 mm	2,705 mm	2,8499°
6	2,438°	2,7110 mm	2,710 mm	2,4629°
7	2,438°	2,7110 mm	2,708 mm	2,6173°
8	2,594°	2,7092 mm	2,700 mm	3,2408°
9	2,163°	2,7148 mm	2,710 mm	2,4629°
10	2,563°	2,7196 mm	2,706 mm	2,7722°

Tabela 9. Implantes NO após o torque de 45 Ncm.

Amostras após 45 Ncm	Liberdade rotacional experimental	Distância teórica entre lados	Distância experimental entre lados	Liberdade rotacional teórica
1	3,388°	2,6996 mm	2,699 mm	3,3194°
2	2,344°	2,7128 mm	2,710 mm	2,4629°
3	2,806°	2,7068 mm	2,706 mm	2,7722°
4	2,794°	2,7068 mm	2,707 mm	2,6947°
5	2,775°	2,7074 mm	2,703 mm	3,0058°
6	2,325°	2,7128 mm	2,708 mm	2,6173°
7	2,338°	2,7128 mm	2,711 mm	2,3860°
8	2,606°	2,7096 mm	2,710 mm	2,4629°
9	2,231°	2,7146 mm	2,712 mm	2,3092°
10	2,556°	2,7104 mm	2,710 mm	2,4629°

Tabela 10. Implantes NO após o torque de 60 Ncm.

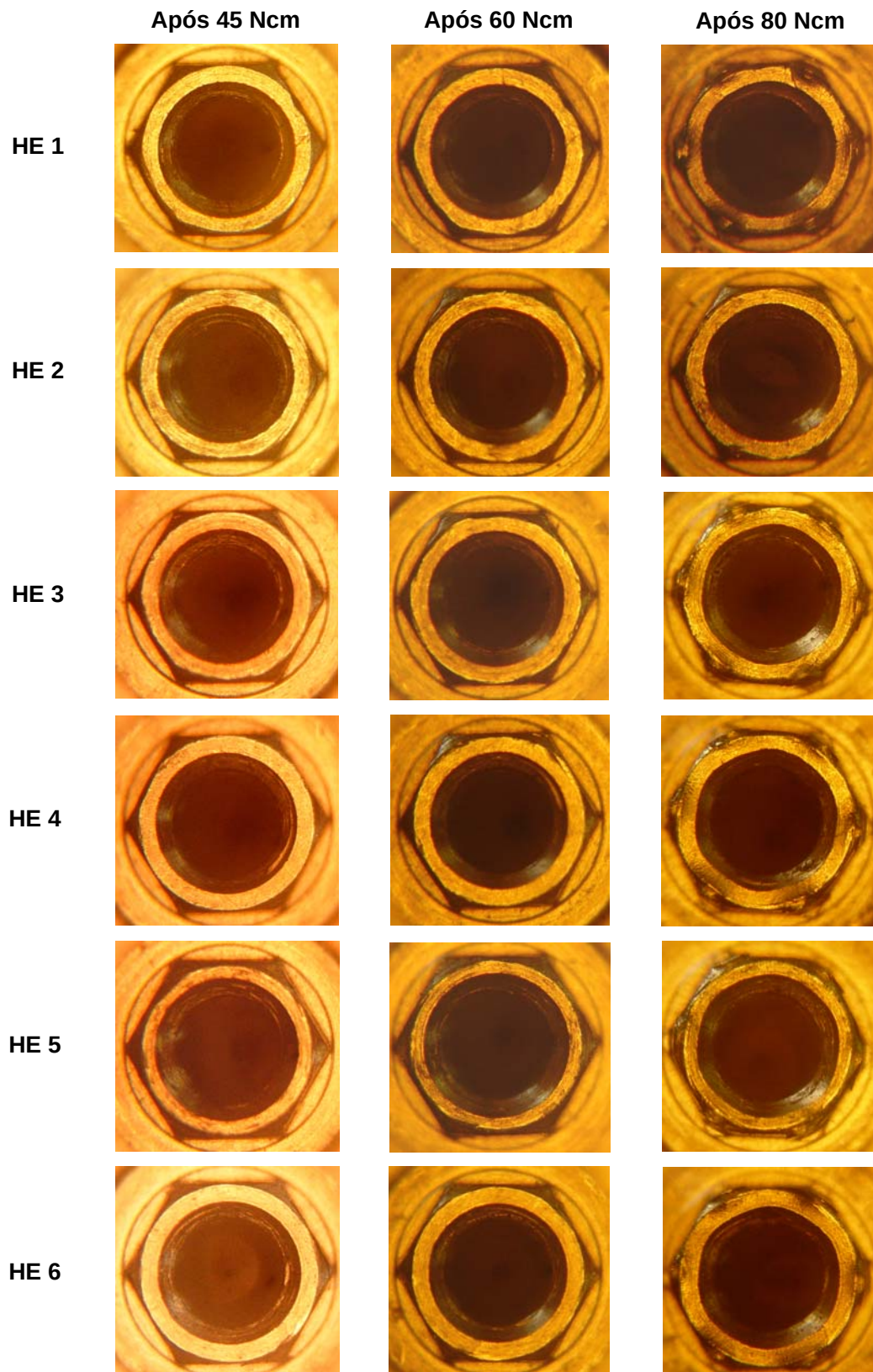
Amostras após 60 Ncm	Liberdade rotacional experimental	Distância teórica entre lados	Distância experimental entre lados	Liberdade rotacional teórica
1	3,413°	2,6996 mm	2,701 mm	3,1623°
2	2,294°	2,7136 mm	2,709 mm	2,5400°
3	2,775°	2,7074 mm	2,708 mm	2,6173°
4	2,688°	2,7086 mm	2,707 mm	2,6947°
5	2,781°	2,7074 mm	2,704 mm	2,9278°
6	2,513°	2,7106 mm	2,709 mm	2,5400°
7	2,269°	2,7136 mm	2,710 mm	2,4629°
8	2,844°	2,7068 mm	2,708 mm	2,6173°
9	2,369°	2,7124 mm	2,711 mm	2,3860°
10	2,781°	2,7074 mm	2,708 mm	2,6173°

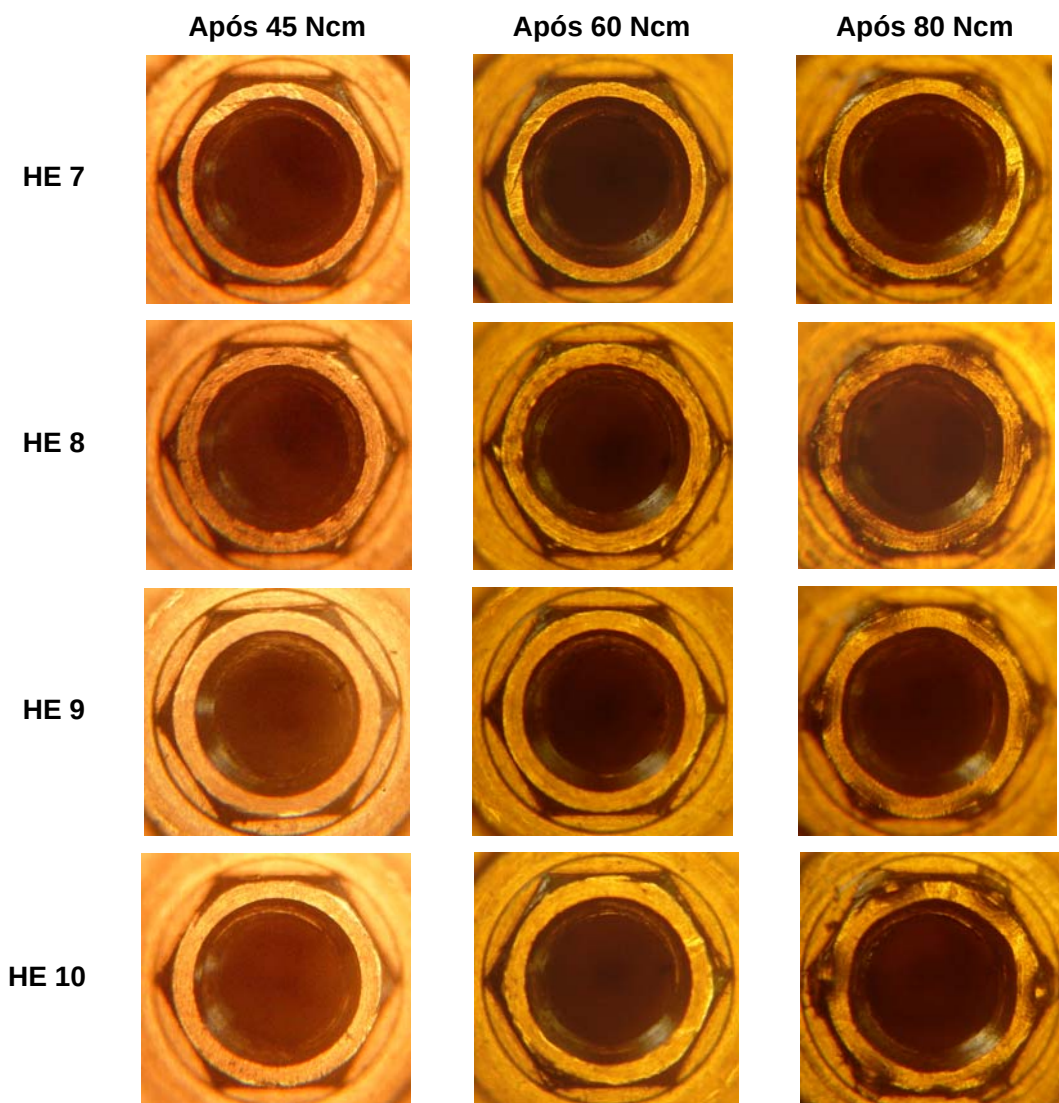
Tabela 11. Implantes NO após o torque de 80 Ncm.

Amostras após 80 Ncm	Liberdade rotacional experimental	Distância teórica entre lados	Distância experimental entre lados	Liberdade rotacional teórica
1	3,313°	2,7008 mm	2,699 mm	3,3194°
2	2,338°	2,7128 mm	2,710 mm	2,4629°
3	2,825°	2,7066 mm	2,706 mm	2,7722°
4	2,906°	2,7056 mm	2,705 mm	2,8499°
5	2,825°	2,7066 mm	2,706 mm	2,7722°
6	2,406°	2,7116 mm	2,708 mm	2,6173°
7	2,300°	2,7132 mm	2,712 mm	2,3092°
8	2,650°	2,7092 mm	2,707 mm	2,6947°
9	2,194°	2,7146 mm	2,712 mm	2,3092°
10	2,588°	2,7096 mm	2,707 mm	2,6947°

ANEXO 2

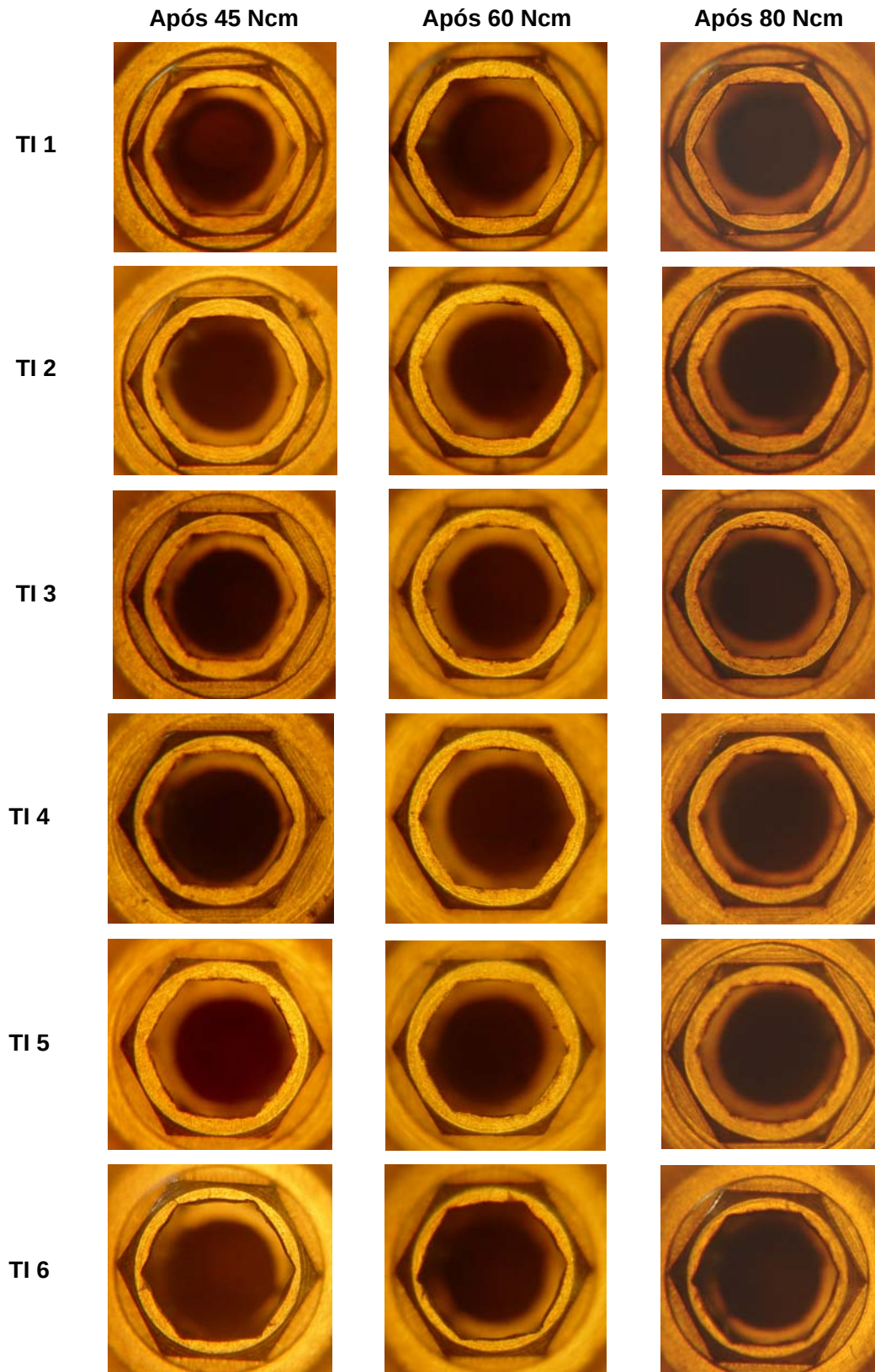
Imagens dos implantes Hexágono Externo após torques de 45, 60 e 80 Ncm.

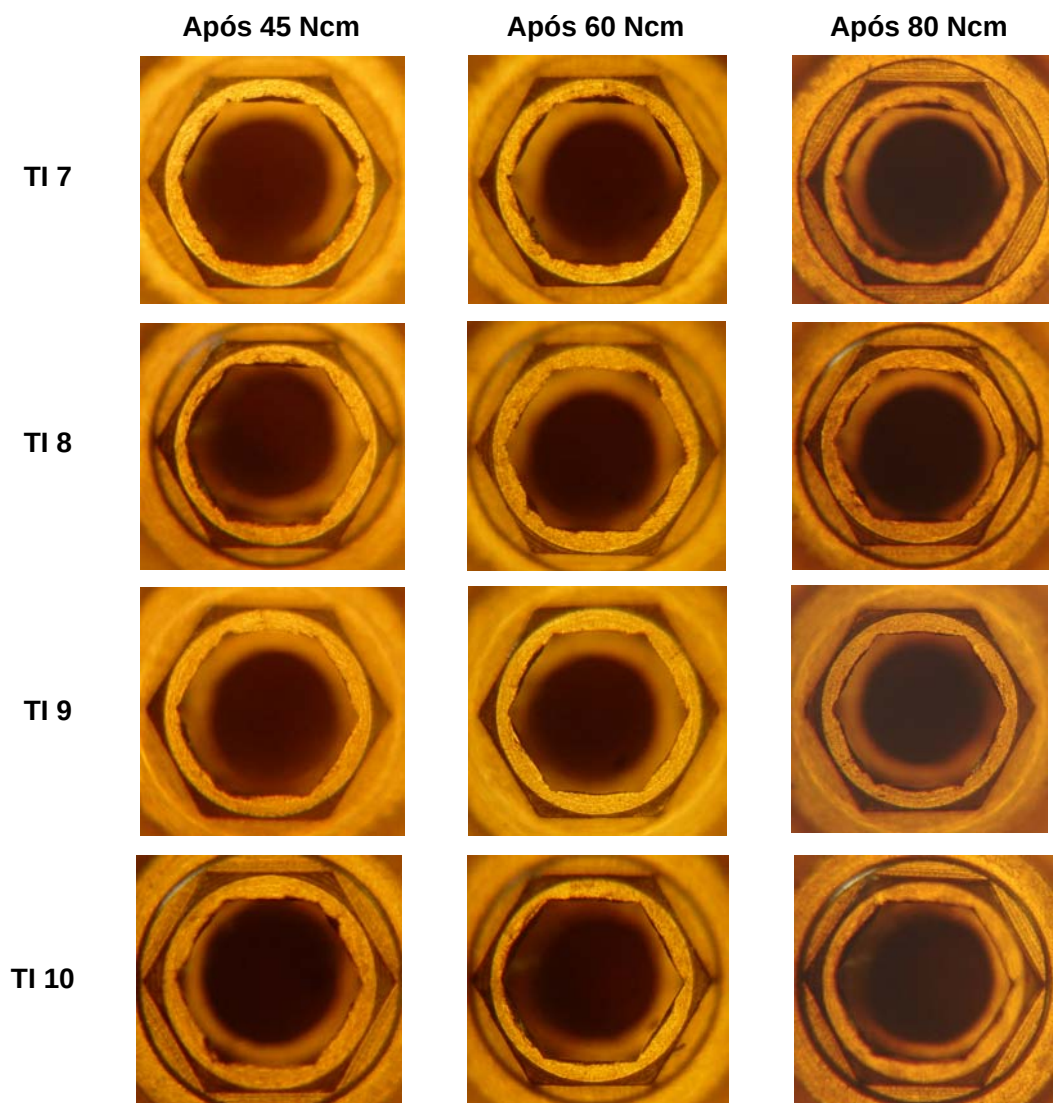




ANEXO 3

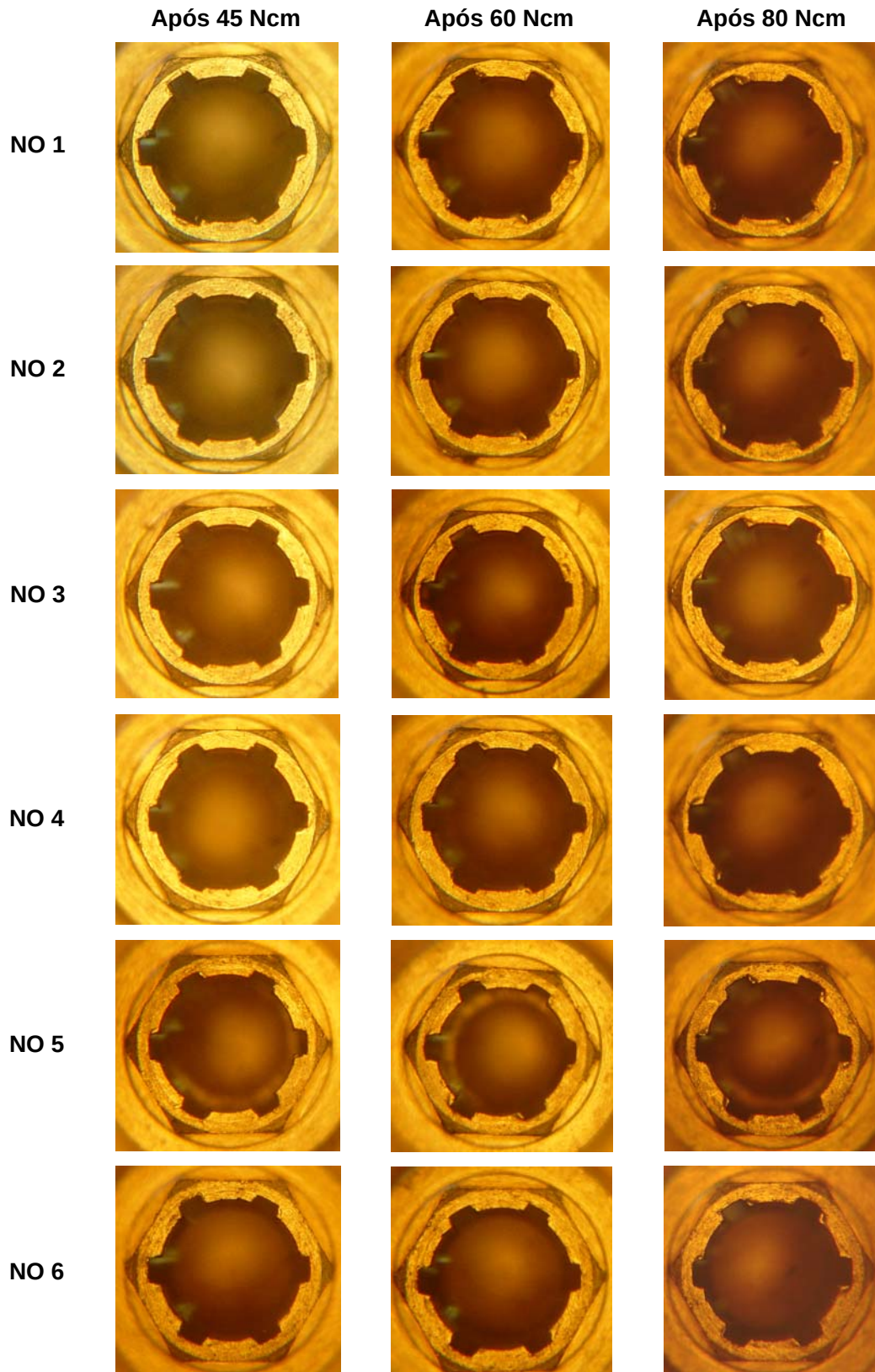
Imagens dos implantes Torque Interno após torques de 45, 60 e 80 Ncm.

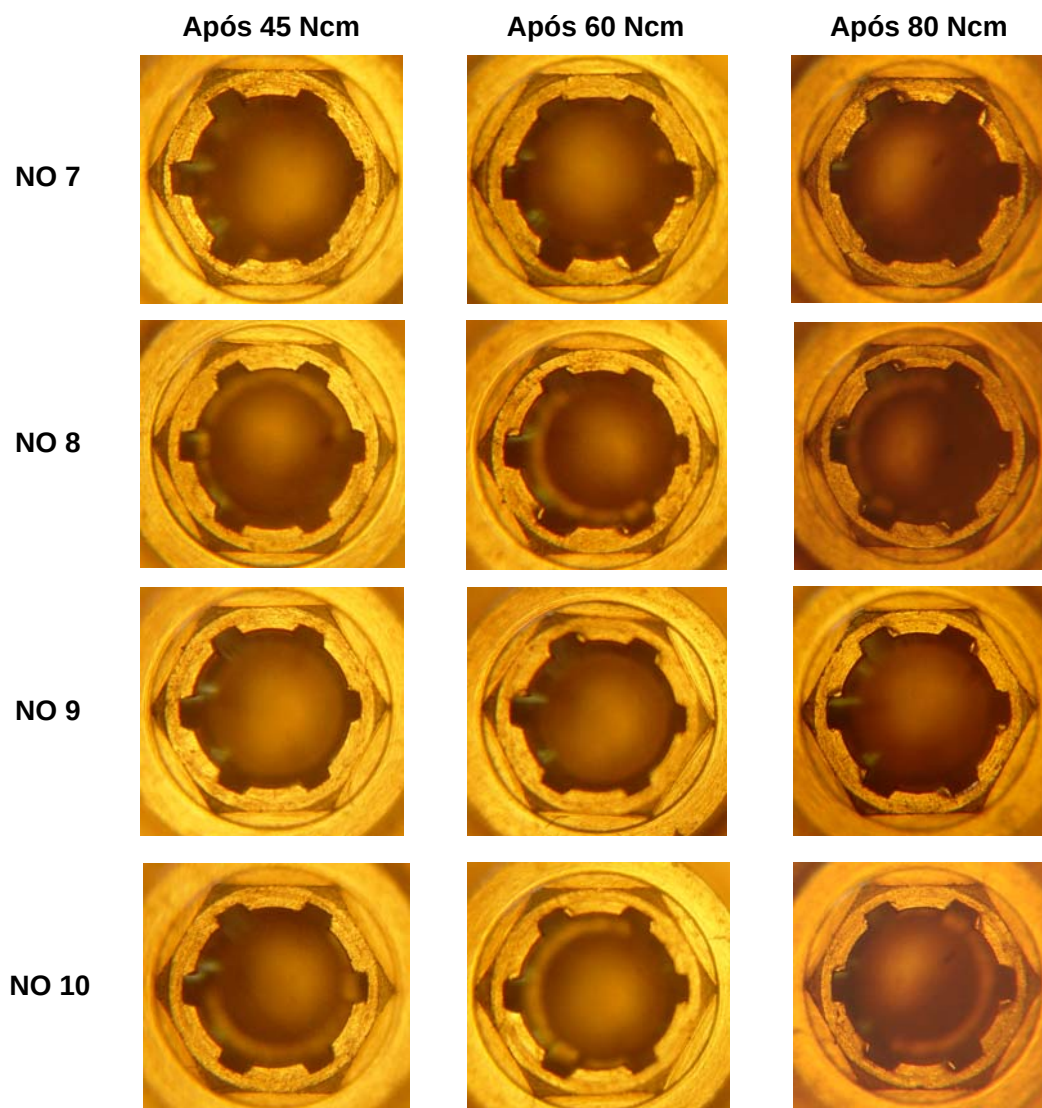




ANEXO 4

Imagens dos implantes MK III Nobel Biocare após torques de 45, 60 e 80 Ncm.





ANEXO 5

Listagem do código computacional desenvolvido em ambiente MATLAB:

Matlab – Cálculo da medida entre os lados do hexágono externo do implante e da liberdade rotacional de cada amostra

```
clear;clc;
sao=input('Entre com a medida lateral do pilar (SAO) = ');
sio=input('Entre com a medida lateral do implante (SIO) = ');
vao=sao/sin(pi/3);
vio=sio/sin(pi/3);
visa=sqrt((vio^2)-(sao^2));
vavi=((sao/tan(pi/3))-visa);
beta=atan(sao/visa);
x=vavi*sin(beta);
y=vio+(vavi*cos(beta));
alfa=2*atan(x/y);

sprintf('Liberdade rotacional = %2.4f',(alfa*180/pi))
pause;clc;

disp('Checar medidas analiticas - Dado alfa estimar SAO e SIO');

%Dado sao, estimar sio
%saon=sao;
saon=input('Entre com a medida lateral do pilar (SAO) = ');
alfan=input('Entre com o valor de alfa (graus) = ');
numit=input('Entre com o numero maximo de iteracoes = ');
discre=input('Entre com a discretizacao = ');

alfan=alfan*pi/180;
```

```

sion=(saon*sin(pi/3))+discre;
aux4=2;
aux7=1;

aux1=(saon/tan(pi/3));
aux2=sqrt((sion/sin(pi/3))^2-(saon^2));
if sion >= saon
    break;
end
vavin=aux1-aux2;
aux4=sion/vavin;
aux5=sin(pi/3)/(tan(alfan/2));
betan=atan(saon/aux2);
aux6=sin(betan)-(cos(betan)*tan(alfan/2));
aux7=aux6*aux5;
tol(1)=abs((aux4-aux7));

for i=2:numit,
    sion=sion+discre;
    if sion >= saon
        break;
    end
    aux1=(saon/tan(pi/3));
    aux2=sqrt((sion/sin(pi/3))^2-(saon^2));
    vavin=aux1-aux2;
    aux4=sion/vavin;
    aux5=sin(pi/3)/(tan(alfan/2));
    betan=atan(saon/aux2);
    aux6=sin(betan)-(cos(betan)*tan(alfan/2));
    aux7=aux6*aux5;

```

```

teste(i)=abs(aux4-aux7);
if teste(i) > tol(i-1),
    sprintf('O numero de iteracoes foi de = %8i',i)
    break;
end
tol(i)=teste(i);
end
x=1:i;
plot(x,teste);

sprintf('O valor da medida lateral do pilar (SaO) = %2.4f',saon)
sprintf('O valor da medida lateral do implante (SIO) = %2.4f',sion)

```