Resultados

5 RESULTADOS

Os resultados descritos na **Tabela 5.1** são os de aperto e desaperto por amostra após 30 dias e foram registrados na máquina de tração sem qualquer submissão a testes estatísticos.

Tabela 5.1 - Resultados do experimento no momento do torque de aperto e desaperto com porcentagens puras

	Aperto inicial	Aperto real	Desaperto final	Desaperto Real	%
CONTROLE					
Controle1 - 35N	0,54785(-0,01305)g	0,53480	0,46622(-0,01300)g	0,45322	84,745
Controle2 - 35N	0,55934(-0,01327)g	0,54607	0,44499(-0,01305)g	0,43194	79,099
Controle3 - 35N	0,63644(-0,01128)g	0,62516	0,47174(0,01419)g	0,45755	73,189
Controle4 - 35N	0,50273(-0,01259)g	0,49014	0,43752(0,01322)g	0,42430	86,567
Controle5 - 35N	0,57131(-0,01320)g	0,55811	0,44761(0,01287)g	0,43474	77,895
JATEADO 35-320					
Jateado1 35N(#320)	0,71741(-0,01311)g	0,70430	0,41542(-0,01276)g	0,40266	57,171
Jateado1 35N(#320)	0,54727(-0,01314)g	0,53413	0,48472(-0,01171)g	0,47301	88,557
Jateado1 35N(#320)	0,75931(-0,01360)g	0,74571	0,48515(-0,01354)g	0,47161	63,243
Jateado1 35N(#320)	0,55806(-0,01433)g	0,54373	0,50327(-0,01357)g	0,48970	90,063
Jateado1 35N(#320)	0,64056(-0,01233)g	0,62823	0,44651(-0,01331)g	0,43320	68,955
JATEADO 25-320					
Jateado1 25N(#320)	0,35974(-0,01325)g	0,34649	0,27583(0,01463)g	0,26120	75,384
Jateado2 25N(#320)	0,36596(-0,01303)g	0,35293	0,29963(0,01223)g	0,28740	81,432
Jateado3 25N(#320)	0,41650(-0,01501)g	0,40149	0,29048(0,01289)g	0,27759	69,139
Jateado4 25N(#320)	0,39449(-0,01333)g	0,38116	0,32373(-0,01183)g	0,31190	81,829
Jateado5 25N(#320)	0,40221(-0,01430)g	0,38791	0,33191(-0,01208)g	0,31983	82,449
JATEADO 25-100					
Jateado1 25N(#100)	0,39143(-0,01225)g	0,37918	0,31790(-0,01366)g	0,30424	80,236
Jateado2 25N(#100)	0,40962(-0,01336)g	0,39626	0,30609(-0,01164)g	0,29445	74,307
Jateado3 25N(#100)	0,38382(-0,01298)g	0,37084	0,32342(-0,01247)g	0,31095	83,850
Jateado4 25N(#100)	0,40868(-0,01358)g	0,39510	0,32540(-0,01341)g	0,31199	78,964
Jateado5 25N(#100)	0,41122(-0,01330)g	0,39792	0,34422(-0,01379)g	0,33043	83,139
JATEADO25-320AD					
Jat.1 25N(#320)Adesivo	0,45504(-0,01316)g	0,44188	0,72769(-0,01248)g	0,71521	161,856
Jat.2 25N(#320)Adesivo	0,47402(-0,01403)g	0,45999	0,65884(-0,01233)g	0,64351	139,896
Jat.3 25N(#320)Adesivo	0,38572(-0,01327)g	0,37245	0,77010(-0,01213)g	0,75797	203,509
Jat.4 25N(#320)Adesivo	0,44944(-0,01295)g	0,43649	1,00275(-0,01371)g	1,00137	229,414
Jat.5 25N(#320)Adesivo	0,38154(-0,01315)g	0,36839	0,81829(-0,01344)g	0,80485	218,477
JATEADO25-100AD					
Jat.1 25N(#100)Adesivo	0,43627(-0,01321)g	0,42306	0,57110(-0,01420)g	0,55690	131,636
Jat.2 25N(#100)Adesivo	0,36455(-0,01200)g	0,35255	0,74172(-0,01221)g	0,72951	206,923
Jat.3 25N(#100)Adesivo	0,36343(-0,01342)g	0,35001	0,73437(-0,01170)g	0,72267	206,471
Jat.4 25N(#100)Adesivo	0,42741(-0,01333)g	0,41408	0,70550(-0,01355)g	0,69195	167,105
Jat.5 25N(#100)Adesivo	0,38489(-0,01390)g	0,37099	0,57859(-0,01335)g	0,56524	152,359

5.1 Análise Estatística

Os grupos expostos aos testes foram: Controle (35 N.cm), Jateado (35 N.cm – 320µ), Jateados (25 N.cm – 320µ), Jateados (25 N.cm – 100µ), Jateados + adesivo (25 N.cm – 320µ), Jateado + adesivo (25 N.cm – 100µ). No decorrer do estudo, os dados foram coletados e inseridos em um banco de dados de estatística (SPSS v.11.0, © SPSS Inc., Chicago, IL) para análise. As estatísticas descritivas foram calculadas para cada uma das variáveis de desfecho, para permitir comparações gerais entre os seis grupos de estudo.

A principal variável de desfecho, **Tabela 5.2**, foi a diferença percentual entre a quantidade de torque necessário para apertar e para soltar o pilar (a taxa de variação percentual, em vez da diferença, foi utilizada por causa das forças de aperto usadas entre os diferentes grupos). Devido ao número relativamente pequeno de amostras dentro de cada grupo (n = 5 / amostras do grupo) e da falta de normalidade confirmada nos dados, os métodos não-paramétricos foram utilizados para comparar os grupos.

Tabela 5.2 - Variável Dependente: Diferenças entre Torques (Aperto e Desaperto)

Grupo	Média	Desvio Padrão	Número de amostras
Controle 35 N.cm	.11050600	.039595605	5
Jateado 35 N.cm – 320µ	.17718400	.116015351	5
Jateado 25 N.cm – 320µ	.08241200	.024458742	5
Jateado 25 N.cm – 100µ	.07744800	.016119092	5
Jateado 25 N.cm – 320µ + Adesivo	-.271116	.107602085	5
Jateado 25 N.cm – 100µ + Adesivo	-.368742	.147265053	5
Total	-.032051	.227060300	30

As médias avaliadas entre os seis grupos são tais que pelo menos um grupo é estatisticamente diferente de pelo menos um outro grupo (p = 0,01). **Tabela 5.3.**

Tabela 5.3 - Teste Estatístico [a,b]

	Diferença em torques(Aperto-Desaperto)
Qui-quadrado	**20.303**
Grau de liberdade	**5**
Significância Assintótica	**.001**

a. Teste de Kruskal Wallis
b. Agrupamento variável: Grupo

Pelo fato de o tamanho da amostra ser demasiadamente reduzida para garantir uma distribuição (normal) Gaussiana, métodos não-paramétricos foram utilizados para as comparações bivariadas. O procedimento de *Tukey Honest Significant Difference* (Tukey HSD) foi utilizado para comparações múltiplas para identificar as diferenças entre grupos específicos. Para todas as análises, um valor de p <0,05 tornou a amostra estatisticamente significativa. As comparações múltiplas mostram exatamente onde essas diferenças realmente se encontram, **Tabela 5.4**.

(I)GRUPO	(J)GRUPO	Média Diferenças (I-J)	Erro Desvio Padrão		95% Intervalo de Confiança	
					Limite Inferior	Limite superior
Controle(35 N)	Controle(35 N) - Jateado 320	-.06667800	********	.849	-.24366801	.11031201
	Jateado 320 (25 N)	.02809400	********	.996	-.14889601	.20508401
	Jateado 100 (25 N)	.03305800	********	.992	-.14393201	.21004801
	Jateado 100 (25 N) + Cola	.38162200*	********	.000	.20463199	.55861201
	Jateado 320 (25 N) + Cola	.47924800*	********	.000	.30225799	.65623801
Controle (35 N) - Jateado 320	Controle (35 N)	.06667800	********	.849	-.11031201	.24366801
	Jateado 320 (25 N)	.09477200	********	.572	-.08221801	.27176201
	Jateado 100 (25 N)	.09973600	********	.519	-.07725401	.27672601
	Jateado 100 (25 N) + Cola	.44830000*	********	.000	.27130900	.62529001
	Jateado 320 (25 N) + Cola	.54592600*	********	.000	.36893599	.72291601
Jateado 320 (25 N)	Controle (35 N)	-.02809400	********	.996	-.20508401	.14889601
	Controle (35 N) - Jateado 320	-.09477200	********	.572	-.27176201	.08221801
	Jateado 100 (25 N)	.00496400	********	1.000	-.17202601	.18195401
	Jateado 100 (25 N) + Cola	.35352800*	********	.000	.17653799	.53051801
	Jateado 320 (25 N) + Cola	.45115400*	********	.000	.27416399	.62814401
Jateado 100 (25 N)	Controle (35 N)	-.03305800	********	.992	-.21004801	.14393201
	Controle (35 N) - Jateado 320	-.09973600	********	.519	-.27672601	.07725401
	Jateado 320 (25 N)	-.00496400	********	1.000	-.18195401	.17202601
	Jateado 100 (25 N) + Cola	.34856400*	********	.000	.17157399	.52555401
	Jateado 320 (25 N) + Cola	.44619000*	********	.000	.26919999	.62318001
Jateado 100 (25 N) + Cola	Controle (35 N)	-.38162200*	********	.000	-.55861201	-.20463199
	Controle (35 N) - Jateado 320	-.44830000*	********	.000	-.62529001	-.27130999
	Jateado 320 (25 N)	-.35352800*	********	.000	-.53051801	-.17653799
	Jateado 100 (25 N)	-.34856400*	********	.000	-.52555401	-.17157399
	Jateado 320 (25 N) + Cola	.09762600	********	.541	-.07936401	.27461601
Jateado 320 (25 N) + Cola	Controle (35 N)	-.47924800*	********	.000	-.65623801	-.30225799
	Controle (35 N) - Jateado 320	-.54592600*	********	.000	-.72291601	-.36893599
	Jateado 320 (25 N)	-.45115400*	********	.000	-.62814401	-.27416399
	Jateado 100 (25 N)	-.44619000*	********	.000	-.62318001	-.26919999
	Jateado 100 (25 N) + Cola	-.09762600	********	.541	-.27461601	.07936401

Tabela 5.4 – Comparações Múltiplas
Variável Dependente: Diferença nos torques (Aperto – Desaperto),Tukey HSD
*** A média da diferença é significante em 0,05.**

Há uma diferença estatisticamente significativa entre os resultados para o grupo Controle e os grupos de Jateados + adesivo.

O valor médio para o grupo Controle (35 N.cm) é estatisticamente diferente daquele para os grupos Jateados + adesivo. A magnitude da diferença entre os binários para o grupo Controle é maior do que para os grupos de adesivo. Isso significa que a quantidade de força necessária para soltar o pilar para o grupo Controle é muito menor do que o necessário para apertar o pilar, ao passo que para os grupos de Jateamento + adesivo, a força necessária para soltar é maior do que a necessária para apertar os componentes protéticos. A diferença da magnitude e a direção desta associação é estatisticamente significativa (p <0,001), **Gráfico 5.1.**

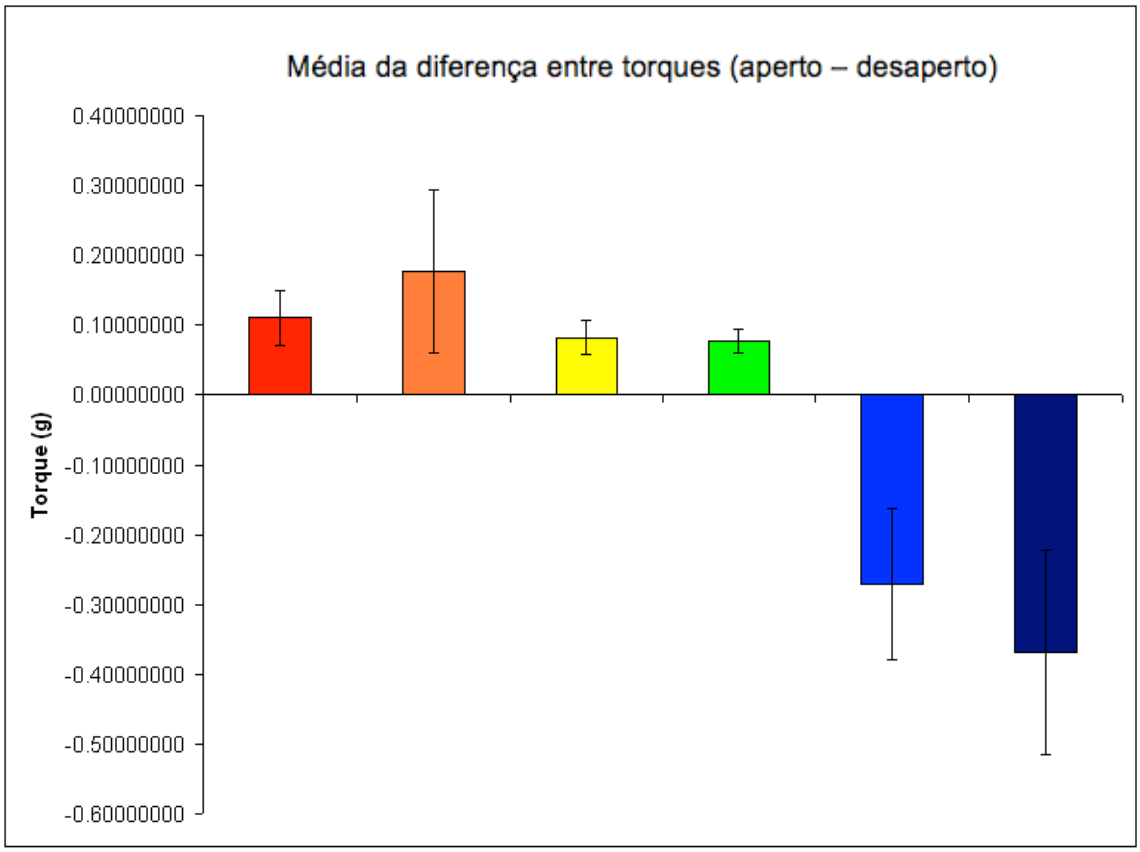

Gráfico 5.1 - Resultados de contratorque

Legenda:

Controle 35 N.cm	
Jateado 35 N.cm - 320µ	
Jateado 25 N.cm – 320µ	
Jateado 25 N.cm – 100µ	
Jateado 25 N.cm – 100µ + Adesivo	
Jateado 25 N.cm – 320µ + Adesivo	

A **Tabela 5.5** apresenta os resumos da média do torque de aperto, média de torque de desaperto e diferença dos torques (torque de aperto - torque de desaperto) e porcentagem do torque necessário para o afrouxamento dos componentes nos diversos grupos do estudo.

Os valores de torque de aperto foram inconstantes em todas as amostras, mas, em alguns grupos, como o grupo Jateado 35 N.cm, isso se mostrou bastante evidente. Este grupo também não exigiu mais torque para soltar o componente do que para apertá-lo. Não havendo também diferença entre os grupos Controle 35 N.cm, e Jateado, 320 micra, 35 N.cm.

Não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,77$) no torque de aperto entre os grupos Jateados e apertados com 25 N.cm e os grupos experimentais Jateados 25 N.cm + adesivo (ou seja, a presença da cola não alterou significativamente o torque necessário para atingir os 25 N.cm, permitindo a este grupo atingir 25 N.cm, normalmente).

Os grupos Controle, Jateado 35 N.cm e Jateados 25 N.cm requiseram menos torque necessário para desparafusar o componente do que ao apertá-lo, quando do ensaio.

Os grupos experimentais (Jateados 25 N.cm + adesivo) exigiram mais torque para soltar os pilares do que para apertá-los. As diferenças entre os grupos foi estatisticamente significativa ($p = 0,001$).

Comparações de variação percentual de torque entre os diversos grupos de estudo, com o ajuste de p-valores, são resumidos na **Tabela 5.6**. Não houve diferença estatisticamente significativa entre a variação percentual do torque entre os grupos Controle e os grupos Jateados ($p > 0,996$).

Os grupos experimentais (Jateados 25 N.cm + Adesivo) foram significativamente diferentes de todos os outros grupos em relação à variação percentual de torque ($p < 0,001$), mas foram estatisticamente equivalentes entre si ($p = 0,79$), ou seja, entre esses grupos com adesivo, o tamanho da partícula de óxido de alumínio empregada, com 100 ou 320 micra, não houve um resultado melhor em um ou outro grupo.

A comparação entre os torques necessários para apertar os pilares do Controle a 35 N.cm e os necessários para afrouxar os componentes para os grupos

experimentais Jateados + adesivo mostraram que a quantidade de torque necessário para afrouxar o pilar para o grupo experimental Jateado + adesivo é estatisticamente maior do que o necessário para o torque de aperto dos pilares a 35 N.cm no grupo Controle (p <0,01). Esses dados sugerem que o torque do grupo Jateado + adesivo, apertados em 25 N.cm, traduz a um torque maior que 35 N.cm, mesmo estes sendo apertados em 25 N.cm.

Tabela 5.5 - Estatística Descritiva para os Grupos de Estudo

	35 N		25 N		25 N + Adesivo	
	Controle Liso	Jateado	Jateado 100	Jateado 320	Jateado 100	Jateado 320
	(n1 = 5)	(n2 = 5)	(n3 = 5)	(n4 = 5)	(n5 = 5)	(n6 = 5)
Média de aperto	0.55 ± 0.02	0.63 ± 0.09	0.39 ± 0.01	0.37 ± 0.02	0.38 ± 0.03	0.42 ± 0.04
Média de desaperto	0.44 ± 0.01	0.45 ± 0.04	0.31 ± 0.01	0.29 ± 0.02	0.65 ± 0.09	0.78 ± 0.13
Diferença[1] (Aperto - Desaperto)	0.11 ± 0.04	0.18 ± 0.12	0.08 ± 0.02	0.08 ± 0.02	-0.27 + 0.11	-0.37 + 0.15
Alteração Percentual[2]	19.7 ± 5.4	26.4 ± 14.9	19.9 ± 3.8	21.9 ± 5.7	-72.9 + 33.3	-90.6 ± 38.2

[1]Valores positivos indicam que mais torque foi requerido para apertar o componente do que para solta-lo; valores negativos indicam que mais torque foi requerido para soltar os componentes do que para aperta-los.
[2]Overall p-value = 0.001 (Kruskal-Wallis)

Tabela 5.6 - Resultados de Comparações Múltiplas para grupos de estudo

Grupos	Jateado 320 (35 N)	Jateado 320 (25 N)	Jateado 100 (25 N)
Controle (35 N)	0,996	1,000	1,000
Jateado 320 (35 N)	N/a	0,999	0,997
Jateado 320 (25 N)	0,999	N/a	1,000
Jateado 100 (25 N)	0,997	1,000	N/a

Grupos	Jateado 100 (25 N) + Adesivo	Jateado 320 (25 N) + Adesivo
Controle (35 N)	**< 0,001**	**< 0,001**
Jateado(35 N)	**< 0,001**	**< 0,001**
Jateado100 (25 N) + Adesivo	N/a	0,79
Jateado 320 (25 N) + Adesivo	0,79	N/a

Grupos	Jateado 320 (25 N)	Jateado 100 (25 N)
Jateado 100 (25 N) + Adesivo	**< 0,001**	**< 0,001**
Jateado 320 (25 N) + Adesivo	**< 0,001**	**< 0,001**

- P-valores correspondem aos obtidos com o procedimento de Tukey HSD para comparações múltiplas.

Os **Gráficos 5.2, 5.3, 5.4 e 5.5** mostram os comparativos entre apertos e desapertos nas amostras Jateadas100µ + adesivos com 25 N.cm e Jateadas 320µ+ adesivo com 25 N.cm, respectivamente.

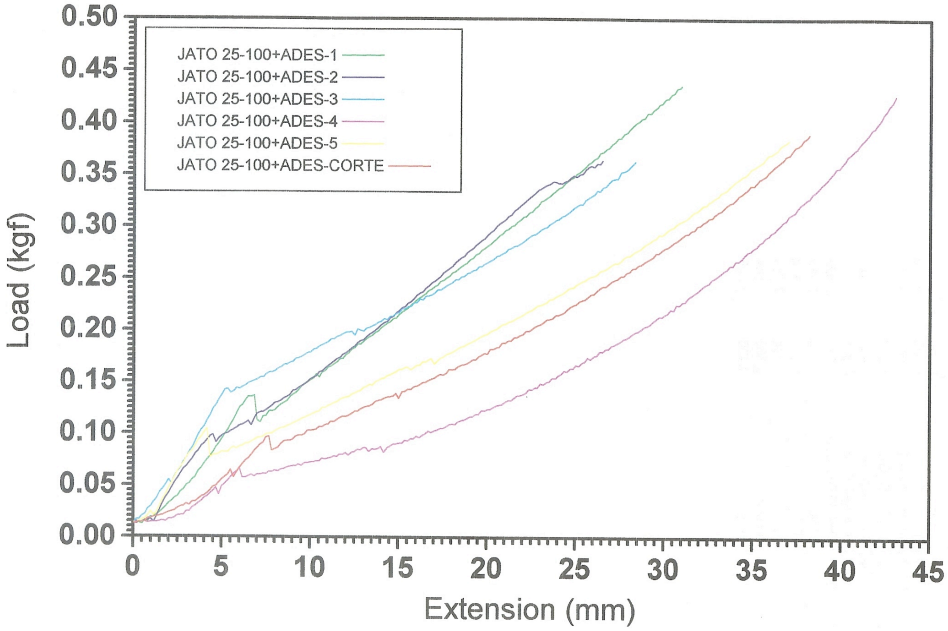

Gráfico 5.2 – Torque de aperto (Jateado 100 + adesivo) em 25 N.cm

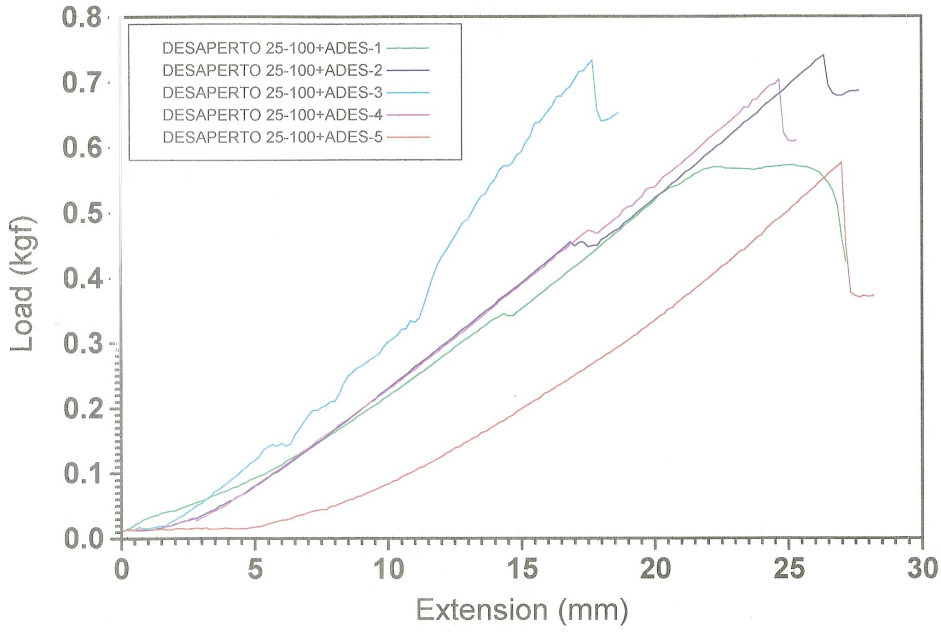

Gráfico 5.3 – Torque de desaperto, quebras de picos no vencimento da resistência

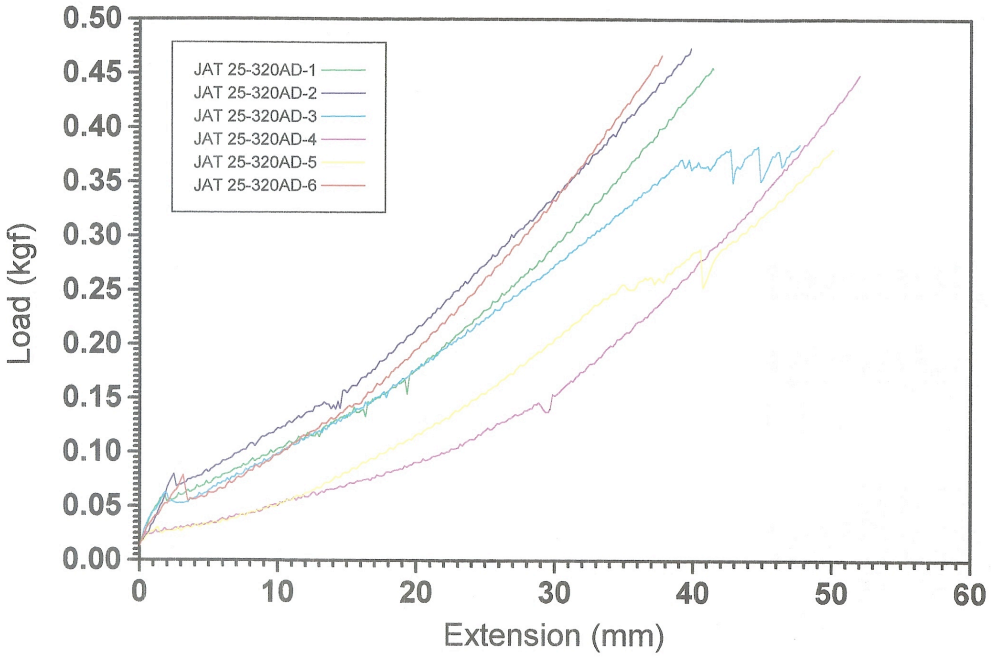

Gráfico 5.4 – Torque de aperto (Jateado 320+adesivo) em 25 N.cm

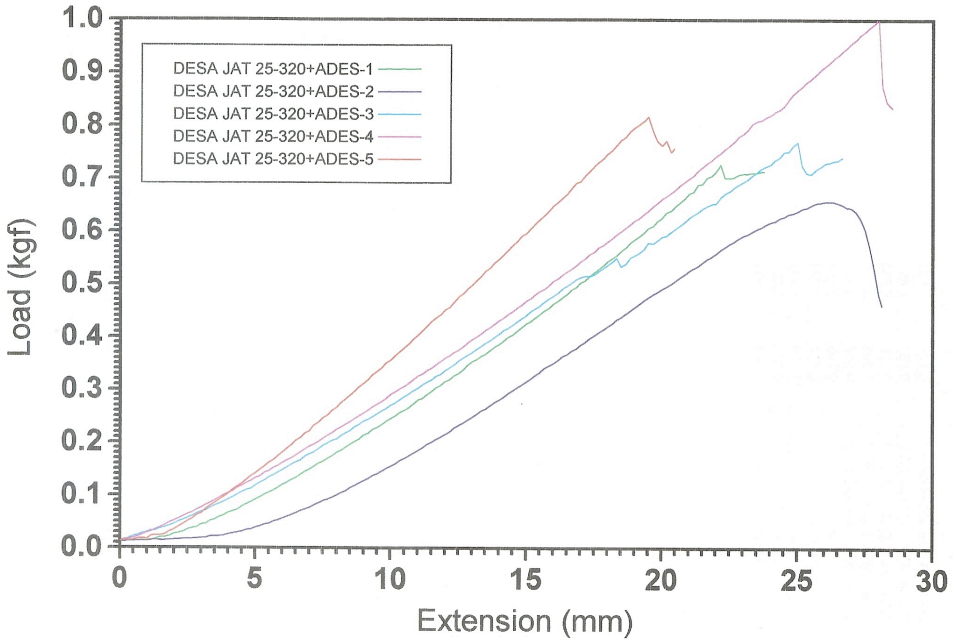

Gráfico 5.5 – Torque de desaperto, quebras de picos no vencimento da resistência

Discussão

6 DISCUSSÃO

Fraturas e afrouxamento de parafusos de *abutments* são relatados na literatura como incidências constantes, frequentemente nas regiões de pré-molares e molares, especialmente em restaurações unitárias (Dixon et al., 1995). Isso é explicado pela ação de forças externas que sempre amplificam as mudanças dinâmicas que ocorrem nas junções parafusadas. Os parafusos afrouxam somente se o somatório de forças externas que agem na tentativa de separar as partes da união superar a força que os mantém unidos (Binon, 1996).

Por tal motivo, conexões com cone morse, ou chamadas cônicas, foram inseridas na prática clínica no intuito de melhorar a biomecânica das conexões implante/pilar. Tais junções utilizam de grande pressão de contato entre as partes contactantes do pilar e do implante, e da resistência friccional resultante para se obter uma conexão segura (Bozkaya; Müftü, 2003).

Alguns problemas, evidentes em conexões implantares, não aparecem nas conexões cônicas onde as forças oclusais atuam na direção da inserção do pilar, o que aumenta a pressão de contato e a resistência friccional (Sutter et al., 1993; Bozkaya; Müftü, 2003).

Mas ainda é muito comum encontrar e perceber que a grande fatia do mercado de conexões para implantes são do tipo *butt-join*, mesmo sabendo que as desvantagens desse sistema em relação a estabilidade, segurança e diminuição de contaminação são grandes (Norton, 1997).

6.1 Torque de Aperto e Desaperto

A estabilidade de uma conexão é dependente da pré-carga obtida durante a aplicação do torque de aperto por meio de uma tensão compressiva gerada no parafuso enquanto este se encaixa em seu local de assentamento dentro do pilar e as roscas se encaixam dentro do corpo do implante. No processo de apertar o

parafuso, se alonga e pressiona-se as duas partes, mantendo-as juntas, criando uma força de travamento (Burguete et al., 1994; Dixon et al., 1995; Binon, 2000a; Khraisat et al., 2004a; Khraisat et al., 2004b).

Em componentes cone morse, além da pré-carga gerada no parafuso da base de um componente TIS, que possui o parafuso dentro ou no centro do *abutment*, uma pré-carga de tração se desenvolve no parafuso e uma força de resistência é exercida no eixo principal do componente que aplica esta força, consequentemente, na parte cônica da conexão de tal forma que a resistência da conexão e a pré-carga são de igual magnitude (Bozkaya; Müftü, 2005).

Porém, a força de resistência ao aperto tem contribuições devido a força de fricção e a força normal. Isso melhora e estabiliza em muito esse tipo de conexão. Nese trabalho, foram utilizados componentes sólidos que possuem em sua base esse tipo de parafusos acoplados na sua parte superior a um corpo tronco cônico com 8 graus de inclinação de parede que atarraxa diretamente no leito tronco cônico do implante.

No torque de aperto dos componentes do grupo 1, pelo controle visual das amostras, todas foram interrompidas pelo operador na marcação de 35 N.cm. Contudo, houve uma variação de aperto entre as amostras registrada na máquina de tração entre 0,490 e 0,625 gramas. Essa variação pode ser explicada pela presença de micro diferenças de fabricação dos componentes no mesmo lote no quesito assentamento (Sakaguchi; Borgensen, 1995), ou, ainda, uma possível contaminação de componentes por algum debril em uma falha no processo de limpeza (Stamenkovic et al., 2001).

De posse destes dados, podemos perceber que a acuidade visual não pode ser confiada plenamente devido às diferenças encontradas entre os grupos e nos grupos das amostras, o que provavelmente ocorre todos os dias na prática clínica, com componentes sendo apertados com torques erronêos. Algumas variáveis, outrora citadas, tais como amostras diferentes dentro de um mesmo lote (Sakaguchi; Borgensen, 1995) e calibração e acuidade dos torquímetros (Simon; Caput, 2002; Standlee et al., 2002) podem alterar significativamente os valores de torque de aperto em componentes clinicamente instalados sem previsões clínicas do que isso acarreta.

No grupo 2, algumas amostras se mostraram mais resistentes ao torque pois requereram um maior torque de aperto, atingindo aproximadamente 750 gramas, registrado em máquina, mesmo sendo apontado no controle visual, 35 N.cm. Contudo, as demais amostras se mostraram parecidas com o grupo 1. Além da discrepância entre as amostras, como preconizado por Sakaguchi e Borgensen, (1995), uma outra hipótese é que alguns picos de rugosidades oriundas do jateamento possam ter-se rompido no momento do torque de aperto, e funcionado como debris na interface componente/implante, aumentando o coeficiente de atrito e a resistência ao torque de aperto em algumas amostras; ou, ainda, aumentando as microrrugosidades, as quais deveriam ser vencidas no momento do torque de aperto para se atingir o torque recomendado (Tabor, 1981). Contudo, essas amostras não tiveram uma melhor eficácia no valor de contra-torque e estatisticamente os resultados não foram significativamente expressivos, mantendo-se a média do grupo, que foi parecida com o grupo 1**,** ou seja, um menor torque de desaperto quando comparado ao torque de aperto. Assim, não temos a possibilidade de afirmar categoricamente que somente o jateamento, em torque de 35 N.cm, foi capaz de aumentar o valor de contra-torque, superando os 100% do torque de aperto.

Apesar de o sistema de conexão cônica ser considerado extremamente confiável, os resultados deste trabalho confirmam os resultados encontrados por Norton (1999), onde nenhum dos componentes do Grupo 1 ultrapassou os 100% do torque de aperto no momento do desaperto, os quais contrapõem os resultados encontrados no trabalho de Sutter et al. (1993).

Nos grupos 3 e 4, os valores registrados em máquina foram proporcionalmente parecidos com o grupo 1 e 2. Avaliando em porcentagens os grupos, percebemos que o valor dos dois grupos são muito parecidos com os grupos 1 e 2, porém, estes componentes receberam praticamente metade do torque recomendado pelo fabricante, o que nos sugere pouco torque, e consequentemente menos força de contato entre as partes, a porção cônica com a microrrugosidade, manteve proporcionalmente, mesmo que não estatisticamente, o valor de contra-torque, e também nenhuma amostra destes grupos mostrou torque de remoção maior do que 100% do torque de aperto.

Entre os grupos 3 e 4, não houve diferenças significativas, o que provavelmente mostra que o tamanho da particula de óxido jateado sobre o componente não interferiu no coeficiente de atrito, e não melhorou particularmente em nada o resultado entre eles e nestes dois grupos. Contudo, os valores obtidos são próximos e proporcionalmente se os tivessem apertado com 35 N.cm, perto de 80%.

As diferenças estatísticas afirmam que o grupos 5 e 6 mostram que um torque de 25 N.cm + adesivo é melhor do que, ou tão eficiente quanto apertar componentes com 35 N.cm, pois o torque para soltar estes componentes foi maior do que o grupo 1, o qual teve como média de torque de desaperto o valor de 80,29%. Esses dados sugerem que o torque dos grupos 5 e 6, ou seja, bem menos do que o torque recomendado, remetem a um torque de remoção maior do que se tivessem sido apertados com 35 N.cm.

Os valores de contra-torque para estes dois grupos ultrapassam aqueles preconizados por Sutter et al. (1993), que afirmou que os valores de contra-torque eram em média 10 e 15% superiores ao torque de aperto; contudo, nossos resultados não confirmaram esses feitos, proporcionando um valor de contra-torque em torno de 50% maiores.

Neste estudo e nestes grupos foi possível observar que o torque de aperto foi facilitado pelo uso da fina camada de adesivo líquido, facilitando a pré-carga e reduzindo o coeficiente de atrito, alcançando facilmente o torque desejado, pois não houve grandes diferenças entre as amostras. Após o torque alcançado e cura do adesivo, há uma espécie de mistura de amassamento da superfície externa do componente com o interior do implante, onde os picos criados pelo jateamento possivelmente se deformaram contra a parede do cone no implante e formaram uma camada irregular com a presença de adesivo, preenchendo os micro-espaços que possivelmente ficaram.

Esses dois eventos, sejam estes um maior imbricamento das partes contactantes e a adesividade conseguida pelo adesivo, em algumas amostras, elevaram até uma vez e meia o valor de contra-torque, superando mesmo os valores de torque de aperto do grupo 1, mesmo sendo torqueados com 25 N.cm.

Isto está de acordo com o preconizado por Stamenkovic et al. (2001), onde conexões com alto valor de pressão de contato, dependendo de algumas alterações,

podem criar uma resistência ao contra-torque de até duas vezes maior do que o valor original. Ainda, se diferentes lubrificantes e diferentes condições de aperto forem utilizados, esta resistência pode chegar a cinco vezes mais. Um posterior trabalho deverá ser planejado para avaliação microscópica das estruturas deformadas e pós-cura do adesivo.

6.2 Geometria da Conexão

Existem no mercado mais de vinte diferentes configurações de interface implante/*abutment*. Segundo Binon (2000b), esta interface é classificada como interna e externa, tendo como diferença uma porção do componente que invade a área interna do implante, ou é invadido por ele.

Diferentes geometrias foram projetadas, dentre as quais temos a octogonal, a hexagonal, a cone hexagonal, a cilíndrica hexagonal, e a sua importância reside no fato de ela ser um dos determinantes primários da força e estabilidade de união, bem como da estabilidade rotacional e de localização (Binon, 2000b).

Em aplicações clínicas parciais e unitárias, a junção e o parafuso ficam expostos a forças laterais, levando ao desaperto do parafuso, relatado na literatura entre 6% e 48% dos casos (Binon, 2000b; Sahin et al., 2002). Alterações no desenho do parafuso e aplicação de torque controlado melhoraram significativamente, mas não eliminaram o problema. As conexões internas demonstraram em testes mecânicos melhores propriedades mecânicas, como boa resistência ao desaperto, mínima rotação, estabilidade do parafuso e excelente tolerância de usinagem, resultando em uma interface mais estável (Binon, 2000b).

Alem de Binon (2000b), vários autores relatam que as junções internas têm demonstrado melhores resultados mecânicos, como por exemplo, aumento no valor de contra-torque, quando comparados com junções externas (Möllersten et al., 1997; Khraisat et al., 2002; Sahin et al., 2002; Lang et al., 2003; Akour et al., 2005; Kitagawa et al., 2005).

Neste trabalho, foram utilizadas conexões cônicas internas com paredes anguladas, que possuem estas características supracitadas e demonstram resultados realmente melhores do que conexões hexagonais internas e externas.

Contudo, este trabalho tem a função de trazer à tona novamente a discussão quanto à estabilidade e à resistência destas conexões à forças de contra-torque, os quais, quando maiores do que os valores de torque de aperto, são sugeridos por alguns autores do meio odontológico, como “solda a frio”, mesmo que estes não tenham realizado nenhuma avaliação microscópica, e sim somente pela avaliação do valor contra-torque. Neste trabalho, após investigação teórica e prática, avaliando resultados, e comparando-os com de outros autores, ficou nítido que isso não acontece.

Para Levine et al. (1997, 1999), o baixo índice de perda (3,6%) dos componentes depende de uma combinação entre a geometria cônica de 8 graus de junção e o torque sobre ele aplicado (35 Ncm). O componente por si só funcionaria como um amortecedor, evitando vibrações e micromovimentos na base do parafuso, garantindo uma longevidade da eficácia da restauração.

Merz et al. (2000), em seu estudo comparativo com elementos finitos ressaltaram que a geometria da conexão cônica facilita o travamento do componente, facilitando a fricção dos componentes, tornando estas características, forma e fricção, princípios fundamentais. Isto previne micromovimentos e suporta movimentos de cargas laterais, protegendo os passos de rosca do parafuso da base de uma carga funcional excessiva. Mesmo sob a ação de cargas em ângulo de 45 graus, uma força normal é mantida pressionada no componente cônico, garantindo uma retenção pelas forças friccionais, o que não acontece em conexões do tipo hexágono externo.

A fricção entre as partes contactantes é maior quanto maior for precisão entre o *abutment* e o implante, aumentando as propriedades de tensão dos parafusos (Binon et al., 1994; Binon, 1996, 1998; Merz et al., 2000; Bozkaya; Müftü, 2003).

Diversos fatores estão envolvidos na compressão exercida na junção de próteses parafusadas, tais como: módulo de elasticidade dos materiais envolvidos, adaptação dos componentes, lubrificação, torque aplicado, temperatura do sistema, coeficiente de fricção entre as superfícies em contato, (Burguete et al., 1994), além do desenho da cabeça do parafuso (Sakaguchi; Borgensen, 1995).

Segundo Sakaguchi e Borgensen (1995), em um mesmo lote de componentes protéticos pode haver uma diferença significante na pré-carga alcançada devido a fatores como coeficiente de fricção, este diretamente influenciado pela dureza do

material das roscas, acabamento da superfície, quantidade e propriedades de um filme lubrificante, e velocidade do apertamento. Para o mesmo valor de torque, quanto maior o coeficiente de fricção, menor será a pré-carga (Burguete et al., 1994; Sakaguchi; Borgensen, 1995; Martin et al., 2001). Todos os nossos componentes foram obtidos de um mesmo lote e também apresentaram diferentes valores registrados em máquina, confirmando que os valores de pré-carga e torque são diferentes para várias amostras dentro de um mesmo grupo de produção, assim como afirmaram os autores supracitados.

Khraisat et al. (2000a) demonstraram que implantes com conexões com travamento por fricção têm microespaço entre componente e implante menor do que 10µm, eliminando vibrações e micromovimentos do componente protético, e, como resultado, forças laterais eram resistidas pela face cônica do componente, garantindo a estabilidade da junção e protegendo os passos de rosca do parafuso base.

Khraisat et al. (2002), avaliando resistência à fadiga e modo de falha de implantes, e Schwarz (2000), avaliando complicações mecânicas em implantes, tais como pré-carga adequada, precisão do assentamento entre as partes e características antirrotacionais, observaram que as conexões do tipo cônica são muito mais seguras e previsíveis à complicações pelo desenho cônico apresentado no conjunto implante/componente, dispersando toda carga functional pela interface da conexão.

Nedir et al. (2006), avaliando complicações protéticas com implantes dentais com componentes cônicos, em um grupo de próteses fixas, observou um baixíssima taxa de perda de *abutment* ou parafuso (0,4%). Valores avaliados em uma seleção de pacientes particulares que, conclui o autor, são parecidos com índices obtidos em populações recrutadas em grandes universidades.

Apesar dos índices mostrarem valores baixíssimos para perdas de componentes do tipo cônicos, Behneke et al. (2000) relataram sem maiores explicações em seu trabalho uma perda de parafusos oclusais no valor de 12% das restaurações avaliadas, índice este que, apesar de poucos detalhes, mostra-se elevado.

Mas o que garante tamanha estabilidade neste tipo de conexão é o fato dela, em sua geometria, possuir um cilindrico cônico, com paredes de 2,5 mm de altura,

com ângulagem de 8 graus e que muitos autores relatam ter um bom assentamento entre as partes, proporcionando um grau de imbricamento suficiente para mantê-las estáveis, sobre a qual alguns autores sugerem a ocorrência da soldagem a frio entre as partes após torque de aperto (Sutter et al., 1993; Norton, 1999).

Burguete et al. (1994) apontaram que o uso de um pequeno ângulo de conicidade e um comprimento de contato de paredes longas ampliam as forças de inserção e a retenção friccional do sistema de conexão cônica.

A redução de área foi avaliada por Norton (1999), mostrando uma profunda influência nos valores de contra-torque, onde, aumentado-se a área de superfície da interface componente/implante, aumentaria a resistência ao contra-torque, considerando este como um fator relevante no aumento de valores de contra-torque.

Bozkaya e Müftü (2005) também afirmaram que o comprimento da face de contato é um parâmetro mais prático de ser ajustado e alterado pelas empresas e exerce uma fortíssima influência no aumento dos valores de contra-torque. Fato este que contrapõe os dados obtidos por Squier et al. (2002), em que o acréscimo de um índex interno, reduzindo a área de contato em 31% em implantes Straumann®, não mostrou nenhum efeito deletério na resistência ao desaperto destes componentes.

A eficiência também depende do ângulo da conexão, em que um aumento de 1 a 10 graus diminuiria a eficiência de 0,97 para 0,90. (Bozkaya; Müftü, 2005). Existem no mercado várias empresas que alteram o comprimento de parede, diâmetro e inclinação, aumentando-se a área de contato, como, por exemplo, implantes Astra®, em que os diâmetros são de 4,0 mm, com inclinação de cone em 11 graus e área de contato de 27,9 mm^2, estes apertados em 25 N.cm, como recomendado, e implantes Straumann®, com diâmetro de 4,1 mm, 8 graus de inclinação de parede e uma área de 23,2 mm^2, e consequentemente um aperto de 35 N.cm (Norton, 1999).

A criação de microrrugosidades, obtidas a partir do jateamento de óxido de alumínio sobre o componente da conexão, aumenta, ainda que pouco, a superfície de contato, a qual contém picos e depressões que, no momento do torque de aperto, deformaram e entraram em contato íntimo com as paredes internas dos implantes, aumentando o imbricamento entre as partes.

Ding et al. (2003) acreditam que a área de contato não é um fator determinante e que a eficiência da conexão recai sobre a força friccional, que seria a força normal vezes o coeficiente de atrito. Os autores ainda afirmam que um segundo torque de

aperto no mesmo componente melhora a conexão pois mais fricção é criada e mais resistência à forças torcionais é desenvolvida em componentes TIS com parafuso passante.

Por outro lado, Weiss et al. (2000) concluem que torques de aperto e desaperto repetidos para uso em procedimentos laboratoriais devem ser evitados e diminuídos para que a resistência ao torque de desaperto não caia bruscamente. Em um torque e contra-torque foi visto entre 3% e 31% menos de contra-torque, e, após cinco aberturas e fechamentos, aumento para 4,5% a 36%. Isso diminuiria o coeficiente de fricção na cabeça dos parafusos, nos passos de rosca e partes contactantes cônicas, reduzindo os valores de torque de desaperto.

Ricciardi Coppedê et al. (2009) investigaram, por meio de torques repetidos de aperto e desaperto, com e sem carga oclusal, o indíce de perda de valores de torques de desapertos. O valor para torques de desaperto cai a níveis críticos, inversamente proporcional ao número de repetições, e Barbosa et al. (2011) avaliaram a perda do torque inicial quando usados novos parafusos de pilares e após sucessivos apertos e desapertos. Os autores concluíram que a porcentagem de perda de torque inicial foi menor quando os parafusos já haviam sofrido a aplicação do primeiro torque, mantendo-se estáveis após os demais torques.

Alguns autores recomendam um segundo torque de aperto após alguns minutos do primeiro (Breeding et al., 1993; Binon et al., 1994; Dixon et al., 1995; Binon, 2000b; Kraisat et al., 2004b; Att et al., 2006) devido ao recuo elástico ou assentamento do parafuso e suas partes contactantes.

No presente estudo, torques repetidos foram evitados, mesmo após a limpeza dos implantes e componentes, e, em algumas amostras, com a aplicação do adesivo. Os componentes sofreram somente o primeiro torque até a primeira resistência e foram apertados em máquina, na tentativa de manutenção dos coeficientes de atrito obtidos pelo jateamento e adesivo.

Segundo Norton (2000a), a possibilidade de aumento da “solda a frio” por conta do recuo elástico dos componentes não foi demonstrado pelo retardo no desaperto dos componentes testados. Em oposição a isso, Squier (2002) aguardou trinta dias para que esse efeito de recuo fosse eliminado, assim como descrito por outros autores, como fator primordial para manutenção do coeficiente de atrito

(Stamenkovic et al., 2001; Bozkaya; Müftü, 2005; Geng et al., 2001), que relataram uma redução de eficiência da conexão em torno de 2 a 10%.

Como esta variável parece influenciar nos valores de coeficiente de atrito, neste presente estudo foi seguida a proposta de Squier et al. (2002), e, foram aguardados trinta dias após o torque de aperto para execução do torque de desaperto, para que nenhuma alteração mecânica desse assentamento exercesse influência no coeficiente de atrito e nos valores de contra-torque.

Norton (1999) afirma que, na ausência da “solda a frio”, a aparente estabilidade dos componentes cônicos depende muito mais da melhora do suporte contra forças desfavoráveis de torção e melhora na confecção, a título de encaixe, dos componentes cônicos.

6.3 Soldagem a Frio

Soldagem é uma operação que visa obter a união de duas ou mais peças, assegurando, na junta soldada, a continuidade de propriedades físicas, químicas e metalúrgicas (Modenesi, 2004).

Soldagem fria é um dos processos de soldagem, por pressão ou por deformação, e é realizada pela aplicação de uma forte tensão localizada à temperatura ambiente das peças a serem unidas, geralmente por rotação ou por pressão controlada. Em condições normais de ambiente, há uma destruição da superfície, isto é, do óxido das camadas de materiais metálicos na superfície da área de solda (Modenesi, 2004).

Nessas áreas, a superfície de metal limpo e polido é exposta nos dois componentes a serem soldados, sobre os quais deve ser causado um contato suficiente para gerar forças interatômicas, necessárias para formar a solda. Esse processo é aplicável em metais de elevada ductilidade, como alumínio e cobre, tendo como aplicação típica a união de condutores de eletricidade, e é analisado pós-solda por técnicas destrutivas (Wainer et al., 1992).

Solda fria é definida erroneamente em conexões implantares quando há um aumento no torque de afrouxamento em relação ao torque de apertamento

resultante de imbricamento de paredes sob pressão unindo as faces (Norton, 1999). Este termo, sob o ponto de vista mecânico, apresenta-se erroneamente, pois soldagem é a junção molecular entre as partes contactantes, as quais necessitam encontrar superfícies extremamente polidas para que esse contato íntimo molecular possa existir, e, consequentemente, essa soldagem possa ocorrer, tudo isso sobre uma pressão controlada exercida sobre as partes (Wainer et al., 1992). Neste trabalho, com o jateamento de óxido de alumínio, esta hipótese já é descartada, pois a superfície do componente nem polida mais será.

Mesmo em componentes não tratados, quando avaliados em microscopia eletrônica de varredura, se mostram com rugosidades, não permitindo assim a "solda a frio". Todas as superfícies possuem um grau de rugosidade (Tabor, 1981).

Esta junção acaba por se tornar extremamente impermeável e com valores de resistência ao contra-torque altíssimos, o que não acontece em nenhum sistema de implante, segundo a conclusão do trabalho de Gross et al. (1999a), em que todos os grupos de implantes testados, com possível "solda a frio", apresentaram infiltração de fluidos e esta impermeabilidade não foi detectada.

A literatura é controversa sobre a ocorrência de "solda fria" em implantes com conexões em cone morse, já que as partes contactantes não são extremamente polidas e a pressão de contato entre as partes não pode ser tão elevada. Sutter et al. (1993) relataram um torque de remoção de componente de implantes Straumann® que foi de 124% em relação aos 35 N.cm do torque de instalação. Quando cargas dinâmicas foram aplicadas, o torque de remoção foi em média 107% do torque de aperto, o que, teórica e erroneamente, evidenciou a "solda fria" dos conjuntos implante/pilar.

Contudo, no trabalho de Sutter e colaboradores, poucos detalhes mecânicos, como geometria da conexão e coeficiente de atrito empregados, foram descritos.

Torques máximos de 400 N.cm foram apresentados versus aos 125 N.cm apresentados por conexões regulares de assentamento, com ângulo de 90 graus, o que possibilitou aos autores encontrar resultados entre 10 e 15% mais altos no torque de desaperto, quando comparados ao torque de aperto. Fato esse que contrapunha os valores regulares de 10% menor para conexões hexagonais.

Entretanto, torques muito altos são impraticáveis na diária clínica, pois os torques de remoção de implante, ou, simplesmente para girar um implante em um

rebordo alveolar, não são tão altos assim e uma “solda a frio” só poderia ser obtida a partir de torques de mais de 100 Newtons (Norton, 1999).

Sullivan et al. (1996), em um trabalho clínico aleatório, fez um estudo de valores de torque reverso para remoção de implantes de vários tipos ósseos. O estudo foi realizado em voluntários e em 404 implantes examinados, depois de carregamento e teste de torque reverso. Os valores dependem de alguns fatores inclusos na osteointegração, tais como comprimento e largura do implante, assim como superfície tratada do implante, e qualidade do osso. O autor concluiu que níveis de torque reverso entre 10 N.cm e 20 N.cm ficam abaixo de 50% do torque reverso necessário para remover um implante carregado em osso tipo IV (considerado o mais mole). Outros trabalhos relatam uma média de torque de remoção de implantes de 116 N.cm (Albrektsson et al., 1986).

Por meio deste nosso estudo, com as alterações propostas, abre-se a janela para se usar um torque menor, com a mesma eficiência no desempenho deste tipo de conexão, para ser usado sobre implantes recém instalados em cargas imediatas, ou, ainda, sobre implantes colocados em ossos mais moles, como os do tipo IV, evitando a microfratura óssea, girando este implante no momento do torque de aperto de componentes protéticos.

Como definição de “solda a frio”, torques maiores, porém, impraticáveis clinicamente, podem fazer com que dois cones com 8 graus de inclinação de paredes se fundam e se tornem uno. Contudo, existe a reversibilidade, tão discutida por vários autores, como McGlumphy et al. (1998), e Weiss et al. (2000), em que esta seria a maior vantagem das restaurações parafusadas sobre implantes, pela possibilidade de checar as prótese vez em quando, porém, a frequência de desaperto indesejado nos componentes é a pior desvantagem. Talvez seja por isso que as empresas fabricantes de implantes e componentes não produzam componentes e/ou implantes com características para uma “solda a frio” ou para se obterem maiores valores de contra-torque.

Mesmo sem “solda a frio”, depois de testes de dois milhões de ciclos percebeu-se que esse tipo de desenho de conexão não apresentava diminuição no torque de desaperto, o que não era observado em conexões hexagonais. Assim, Sutter et al. (1993), concluíram que a conexão, em sua parte cônica, funcionava como um amortecedor de cargas, evitando afrouxamento de parafusos, e/ou fraturas, aliviando

o parafuso condutor da conexão, e que qualquer conexão cônico-metálica com 8 graus ou menos de parede nos componentes poderia gerar um assentamento com um imbricamento mecânico muito forte; contudo, como foi visto neste trabalho, os grupos 1, 2, 3 e 4 apresentaram valores de contra-torque menores do que de torque de aperto.

Um equívoco neste presente trabalho foi de não realizarmos uma ciclagem com cargas oclusais ou laterais sob a ação térmica e não térmica sobre os componentes apertados, tanto o grupo controle, quanto os grupos testados, para avaliar qual seria o comportamento da conexão com características alteradas no que diz respeito aos valores de contra-torque.

Squier et al. (2002) o fizeram e dividiram, em seu estudo, grupo com termociclagem e sem termociclagem, e não acharam diferenças estatísticas entre eles. Contudo, a possibilidade de se realizar essa alteração em laboratórios ou propriamente na clínica é viável, aumentando o coeficiente de atrito, melhorando a estabilidade e aumentando os valores de contra-torque, ainda que não testada em testes de ciclagem, mas somente sob o ponto de vista de torque e contra-torque.

Entretanto, autores como Norton (1999) não acharam valores altos para conexões cone morse, que relatou que para níveis clinicamente relevantes de torque de instalação de componentes (20 a 40 N.cm), o torque de remoção foi aproximadamente 80% a 85% para todas as unidades testadas, e a “solda fria” não ocorreu, apesar de sugerir que a soldagem a frio tenha sido aparente em séries de alto torque, com 100 ou mais Newtons, com novos componentes. Mas nenhum teste com microscopia eletrônica com cortes de amostras foi realizado para esta confirmação.

Neste estudo, os resultados foram muito parecidos com a média estatística obtida por Norton (1999), no grupo controle, em pilares sólidos convencionais e novos, sem qualquer alteração onde a “solda fria” não ocorreu nos pilares apertados com 35 N.cm pois a média de valores de contra-torque foi de 80,29% dos valores do torque de aperto, média esta bem longe dos valores encontrados por Sutter et al. (1993).

Ding et al. (2003) citam os resultados de Sutter et al. (1993), os quais afirmaram que a conexão tinha 124% de resistência ao torque de desaperto com 25 N.cm, o que não ficou evidente também em seu estudo, onde a média foi de 97% a

101% do torque de aperto e com valores de torque em 35 N.cm.

6.4 Coeficiente de Atrito e Propriedades

O coeficiente de fricção é uma propriedade muito complexa e frequentemente incompreendida, que depende de muitos fatores, incluindo propriedades mecânicas (natureza e propriedades dos materiais), rugosidades da interface e a presença, ou não, de contaminantes na região (Williams, 2000), e alguns casos da força normal (Adams et al., 2003).

Stamenkovic et al. (2001) citam alguns outros fatores importantes sobre o coeficiente de atrito, como propriedades de um filme lubrificante e tempo de contato de união das faces contactantes.

Lang et al. (2003), percebendo a importância do coeficiente de atrito para a estabilização de componentes, avaliaram valores na tentativa de determinar o melhor coeficiente de atrito gerado na pré-carga para manutenção de componentes protéticos.

Os autores também lembraram que o torque de aperto é considerado igual à pré-carga no parafuso da conexão. Simulando coeficientes de atrito de 0,20 e 0,12, percebeu-se que um valor de 75% do valor requerido poderia ser aplicado com a mesma eficiência em valores de coeficente de atrito menor, melhorando a pré-carga.

Quando torques são aplicados a parafusos novos, a energia é expandida nas irregularidades da superfície rugosa do parafuso e da face do componente. Após o encaixe do parafuso, as irregularidades da superfície são aplainadas e um torque adicional é aplicado com a elongação do parafuso, criando-se uma pré-carga (Lang et al., 2003).

Opostamente e segundo Burguete et al. (1994), o torque de aperto aplicado e a pré-carga são indiretamente proporcionais porque recebem a influência de forças de fricção entre os filetes de rosca e sob a cabeça do parafuso. Em conexões cônicas, além destes fatores, a fricção entre as partes cônicas também exercerá influência sobre o torque e a pré-carga.

Isso também acontece em componentes de conexão cônica com um grande e vantajoso adendo pois além da pré-carga aplainando a superfície do parafuso, aplainar-se-ão as superfícies das paredes da conexão, aumentando o imbricamento entre as partes, melhorando a retenção e estabilidade. No presente estudo, o jateamento de óxido de alumínio teve a função de criar um pouco mais de irregularidades nas superfícies contactantes, obtendo-se um maior e mais complexo processo de aplainamento destas partes, melhorando o imbricamento.

Bozkaya e Müftü (2005) encontraram em seu estudo valores de eficiência de conexão girando em torno de 0,85 a 1,37, ou seja, valores de contra-torque abaixo e acima respectivamente dos valores de torque. Contudo, segundo Bozkaya e Müftü (2005), a única maneira de tornar a eficiência maior do que 1,0, era quando o coeficiente de fricção cinética fosse 10% menor do que o coeficiente de fricção estática.

Neste estudo, foi obtido um maior coeficiente de atrito por meio do jateamento da superfície externa do componente, o que poderia gerar uma pré-carga menor e não suficiente para a junção permanecer estável, exigindo um torque maior do que o recomendado. Contudo, um lubrificante líquido foi utilizado para facilitar o deslizamento entre as partes contactantes alcançando facilmente o torque aqui desejado, em um primeiro momento.

Umidade parece não oferecer nenhuma desvantagem, segundo Norton (1999), que não encontrou diferenças estatísticas significativas entre os grupos úmidos e secos, contrapondo os dados obtidos por Weiss et al (2000), em que este reporta valores mais altos para contra-torque em situações secas do que úmidas. A presença e quantidade de lubrificante, tais como saliva e/ou sangue podem afetar o coeficiente de fricção. O coeficiente de fricção diminui quando a quantidade de lubificante aumenta (Burguete et al., 1994). Contudo, o lubrificante usado toma cura, abandonando a fase líquida após o momento do torque de aperto, aumentando o poder de adesividade.

O comportamento deste tipo de conexão depende muito da fração da secção cônica para vencer as forças deletérias, em que mais do que 86% do torque de aperto e superior a 98% do torque de desaperto depende da resistência friccional da secção cônica (Bozkaya; Müftü, 2005).

Amontons (1699, apud Adams et al., 2003) e Coulomb (1785, apud Adams et al., 2003) definiram a fricção seca entre dois corpos em contato, descrevendo que fricção é a divisão entre força de fricção (fricção dinâmica sobre a força normal, comumente chamada de coeficiente de fricção cinética).

Tabor (1981) demonstrou que a distinção entre atrito estático e dinâmico foi atribuído às asperezas de uma face, saltando nos espaços das asperezas de uma outra superfície durante o deslizamento das estruturas em movimento.

Greenwood e Tripp (1971) demostraram que o contato de duas superfícies ásperas podem ser substituído pelo contato de um único corpo áspero com uma superfície dita lisa, ou menos áspera, com a mesma efetividade. Assim, no presente trabalho, foram jateados somente os componentes protéticos, aumentando a sua rugosidade externa, ou seja, somente em uma superfície, proporcionando a qualquer profissional o mesmo procedimento sem interferir na estrutura do implante, já em boca instalado, que continuará com a sua porção interna lisa.

Todas as superfícies possuem algum grau de rugosidade e o contato entre dois corpos ocorre perto ou nos picos destas asperezas na superfície de contato (Tabor, 1981). O jateamento com partículas de óxido de alumínio, amplamente usado na Prótese Dentária (Pegoraro et al., 1986; Peutzfeldt; Asmussen 1996), foi testado neste trabalho, visando o aumento destes picos de rugosidades, e se o tamanho das partículas destes grânulos produziria picos maiores e/ou menores, aumentando o coeficiente de atrito entre as partes. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos 3 e 4, assim como nos grupos 1 e 2, o que mostra que o tamanho da partícula não influenciou aparentemente em uma grande alteração do coeficiente de atrito.

O contato entre dois corpos sólidos envolve alguns elementos físicos, como deformação elástica, plástica-elástica e somente plástica. E a deformação, plástica ou plasticidade, é controlada pela profundidade de penetração destes picos (Hutchinson, 2000). Nos componentes jateados, esta deformação plástica pode ter acontecido, mas talvez não o suficiente para causar um maior imbricamento e, consequentemente, um valor de contra-torque maior. Fica esta sugerida, mas não confirmada.

Todo esse atrito pode ser controlado pelas empresas fabricantes de componentes, dependendo das alterações desses seguintes fatores (Stamenkovic et

al., 2001): (1) natureza e propriedades do material usado, (2) valores a pressão de contato, (3) propriedades de um filme lubrificante, (4) rugosidade da superfície de contato, (5) tempo de contato entre as partes contactante e (6) presença de corpos estranhos (debris) na zona de contato. Neste trabalho, ficou claro o uso de alguns destes tópicos como propriedades de um filme lubrificante, por meio do adesivo empregado, rugosidade da superfície de contato por meio do jateamento de óxido de alumínio, tempo de contato entre as partes, mantendo-as unidas por trinta dias e presença de corpos estranhos por meio das microfraturas de picos de rugosidades obtidas no jateamento dos componentes.

6.5 Adesivo

A adesão é a propriedade da matéria pela qual se unem duas superfícies de substâncias iguais ou diferentes quando entram em contato, e se mantém juntas por forças intermoleculares. Adesivo, segundo a *American Standards for Testing and Materials*, é uma substância capaz de manter juntos materiais por anexação de superfície. A apresentação dessa substância pode ser na forma de líquidos, filmes, pastas, pós, pré-aplicados em fitas adesivas ou sob a forma de sólidos que podem ser fundidos. Podem ter que resistir a altas temperaturas ou à variação de temperatura, carga mecânica, gases, solventes e radiação (Scott, 1990).

Um adesivo é uma substância não metálica que é capaz, depois de passar do estado líquido ao estado sólido, de colar materiais por intermédio de forças adesivas e coesivas. Os adesivos possuem a propriedade de unir materiais, principalmente devido a uma combinação de diferentes forças internas (Scott, 1990).

Segundo Stamenkovic et al. (2001), propriedade de um filme lubrificante pode ser um fator a ser considerado no aumento de eficiência da conexão, por meio do aumento da pré-carga e, consequentemente, uma diminuição do coeficiente de fricção. Contudo, existem duas hipóteses para o uso de um adesivo industrial associado ao jateamento. Primeiro, podemos ter a associação da adesividade com o aumento do coeficiente de atrito para justificar resultados tão expressivos em nosso trabalho. Com o jateamento da superfície do componente, aumentamos o coeficiente

de atrito, onde alguns picos dessas rugosidades criadas se quebraram, assentando as duas partes no momento do torque de aperto, porém, com debris contaminando esta interface e associado ao adesivo, preencheram os microespaços deixados por estas imbricações. Após a cura do adesivo, e sob a ação de adesão e coesão, este conjunto se transformou em um bloco compacto, aumentando em muito o coeficiente de atrito estático, garantindo uma eficiência maior do que 1,0, segundo Bozkaya e Müftü (2005).

Em uma segunda hipótese, só obtemos a ação individual da adesividade oferecida pela cola aumentando o imbricamento entre as partes contactantes, já que os grupos somente Jateados (3 e 4) não tiveram diferenças estatísticas significativas. Para confirmação destes dados, um estudo com cortes precisos e observação em microscópios eletrônicos poderia ser proposto posteriormente para uma investigação minuciosa e avaliação topográfica da região de interface, o que não foi proposto no âmbito deste trabalho.

Tabor (1981) demonstrou que todas as superfícies tem rugosidades e o contato entre elas se dá perto dos picos destas asperezas, e Stanley et al. (1990) mostraram que a introdução de um lubrificante reduz a energia livre de superfície das partes durante o movimento de aperto, podendo haver um aumento na força adesiva global em relação ao caso seco, sem a formação de ponte de ligação líquida; e a rugosidade crítica depende da espessura do lubrificante existente, acima do qual a força de adesão aumenta rapidamente.

Exatamente isso foi utilizado com o adesivo neste trabalho, onde o líquido diminuiu o coeficiente de atrito outrora elevado pelo jateamento e permitiu o torque de aperto facilmente, vencendo a rugosidade crítica do conjunto implante/pilar.

Martin et al. (2001) tiveram como propósito avaliar materiais e superfícies de quatro tipos de parafuso de *abutment*s comercialmente disponíveis sobre o ponto de vista de geração de pré-carga. Para reduzir a resistência friccional e aumentar a pré-carga, lubrificantes secos aplicados à superfície dos parafusos foram desenvolvidos.

Como conclusão, os parafusos com melhorias na sua superfície ajudaram a diminuir o coeficiente de fricção e produziram melhores valores de pré-carga do que aqueles parafusos que foram produzidos somente de titânio e ouro. Neste trabalho, os parafusos não sofreram qualquer alteração e receberam uma fina camada de lubrificante, somente no primeiro passo de rosca, por meio de um adesivo líquido,

reduzindo a resistência friccional do torque de aperto, facilitando o alcance do torque requerido, produzindo um bom valor de pré-carga.

Parece antagônico querer aumentar o coeficiente de atrito e facilitar a pré-carga, mas acreditamos que, após o torque de aperto, as fraturas dos picos criados pelo jateamento e a interposição do adesivo nos possíveis espaços deixados por estes picos deformados, teríamos a ação da adesividade em paredes rugosas assentadas em paredes menos rugosas e, consequentemente, um possível vedamento da conexão.

Ainda assim, fragmentos dos picos criados pelo jateamento poderiam se romper e auxiliar no preenchimento de lacunas deixadas pelos picos resistentes e deformados, agindo como contaminantes entre as partes da conexão, mas não interferindo no movimento de torque de aperto devido ao adesivo líquido.

Apesar de o adesivo industrial ter características biológicas, como as resinas acrílicas, materiais amplamente usados em odontologia, conforme os apêndices A e B, mais estudos laboratoriais e clínicos devem ser conduzidos para constatar a compatibilidade biológica deste adesivo anaeróbico.

Conclusões

7 CONCLUSÕES

Dentro das condições em que este estudo foi realizado, podemos concluir:

1. Os valores de contra-torque do grupo Controle foram de 80,29% do torque de aperto;
2. Somente o jateamento, com vários tamanhos de partículas, não influenciou o aumento do valor do torque de remoção dos componentes cone morse;
3. Existe uma forte correlação entre o uso de adesivos industriais e os valores de contra-torque, aumentando em pelo menos 50% este valor em componentes com conexão protética cone morse.

As características biológicas do adesivo, assim como submeter os conjuntos alterados a outras condições mecânicas, devem ser melhor pesquisadas.

Referências

REFERÊNCIAS[1]

Abboud M, Koeck B, Stark H, Wahl G, Paillon R. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20:61-8.

Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. J Prosthet Dent. 2000 Apr;83(4):450-5.

Adams GG, Müftü S, Azhar NM. A scale-dependent model for multi-asperity contact and friction. Journal of Tribology. 2003;125:700-708.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5(4):347-59.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Eriksson B, et al. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. Int J Oral Maxillofac Surg. 1986;15(1):39-52.

Akça K, Cehreli MC, Iplikçioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-*abutment* complex of a reduced-diameter morse taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. Clin Oral Implants Res. 2003;4:444-54.

Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. Implant Dent. 2005;1:77-81.

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants.1986; (1):11-25.

Aramouni P, Vigolo P, Majzoub Z, Zebouni E, Salameh Z, Almas K. Evaluation of rotational freedom of In-Ceram ceramic blank *abutment*s before and after infiltration. Implant Dent. 2010 Feb;19(1):50-6.

[1] De acordo com Estilo Vancouver.

Assunção WG, Barão VAR, Delben JA, Gomes EA, Garcia Jr IR Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supportes prostheses submitted to mechanical cycling. J Prosthodont Res. 2011 Jan;55(1):12-8.

Assunção W G, Santos PH, Delben JA, Gomes .A, Barão VAR, Tabata LF. Effetc of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. J Mater Eng Perform. 2009;18(7):935-8.

Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of resistance of single-thooth implant-supported all-ceramic restorations: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2006;95:111-6.

Barbosa GS, Silva-Neto JP, Simamoto-Júnior PC, Neves FD, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. Braz Dent J. 2011;22(1):51-5.

Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B. The Longitudinal Clinical Effectiveness of ITI Solid-Screw Implants in Partially Edentulous Patients: A 5-Year Follow-up Report. Int J Oral Maxillofac. Implants. 2000;15:633-45.

Bickford JH. Introduction to design and behavior of bolted joints. 3. ed. New York: Dekker; 1995.

Binon PP. The effect of implant/*abutment* hexagonal misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont. 1996;9(2):149-60.

Binon P P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. J Prosthet Dent. 1998 Apr.;79(4):430-2.

Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard *abutment*s, and laboratory analogs. Int J Prosthodont. 1995;8(2):162-78.

Binon PP. The external hexagonal interface and screw-joint stability: a primer threaded fasteners in implant dentistry. Quintessence Dent Technol. 2000a;23:91-105.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000b;15(1):76-94.

Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/*abutment* rotational misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont. 1996 Nov-Dec;9(6):511-9.

Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screw in implants systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9(Suppl 1):48-63.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) *abutment*s used in dental implants. J Biomech. 2005;38(1):87-97.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the *Tapered interference fit* in dental implants. J Biomech. 2003;36:1649-58.

Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent. 1983;50:399-410.

Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg. 1977;16:1-132. Supplement.

Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant *abutment* screws before and after simulated function. Int J Prosthodont. 1993;6(5):435-49.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent. 1994;71:592-9.

Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional ‘‘gold’’ and plastic cylinders. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11:589-98.

Çehreli MC, Akça K, Iplikçiolu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-*abutment* junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of *abutment* design. Clin Oral Implants Res. 2004;4:459-65.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant *abutment* type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;2:195-202.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-*abutment* interface after fatigue testing. J Prosthetic Dent. 2001;85:268-75.

Dailey B, Jordan L, Blind O, Tavernier B. Axial Displacement of *Abutment*s into Implants and Implant Replicas, with the Tapered Cone-Screw Internal Connection, as a Function of Tightening Torque, Int J. Oral Maxillofac Implants. 2009;24:251-6.

Dellinges M, Curtis D. Effects of infection control procedures on the accuracy of a new mechanical torque wrench system for implant restorations. J Prosthet Dent. 1996 Jan;75(1):93-8.

Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse Taper Implant/*Abutment* Design with an Internal Modification, Int J. Oral Maxillofac. Implants. 2003;18:865-72.

Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. J Prosthet Dent. 1995 Sept;74(3):270-8.

Erneklint C, Ödman P, Örtengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 different designs and 3 different retaining-screw alloys. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21:733-7.

Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implants dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85:585-8.

Godacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implant and implant prostheses. J Prosthet Dent. 2003;90:121-32.

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 Mar-Apr;9(2):149-55.

Gratton DG, Aquilino SA, Stantford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-*abutment* interface. J Prosthet Dent. 2001;85(1):47-52.

Greenwood JA, Tripp J H. The contatct of two nominally flat rough surfaces. Proc Inst Mech Eng. 1971;185:625-33.

Greenwood JA, Williamson JBP. Contact of nominally flat surfaces, Proc R Soc London, Ser. A 1966;A295:300-19.

Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the *abutment*-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999a;14(1):94-100.

Gross M, Kozak D, Laufer BZ, Weiss EI. Closing torque in five implants *abutment* systems: An in vitro comparative study. J Prosthet Dent.1999b; 81(5):574-8.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant *abutment* screws. Int J Oral Maxillofac Implants.1995;10(5):529-36.

Hutchinson JW. Plasticity at the mícron scale. Int J Solids Struct. 2000;37:225-38.

Jaarda M, Razzoog M, Gratton D. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. J Prosthet Dent. 1995;74(4):373-9.

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. Implant Dent. 1993 Spring;2(1):50-2.

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Ultimate tensile strength of five interchangeable prosthetic retaining screws. Implant Dent. 1996 Spring;5(1):16-9.

Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh Jr PHJ, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6:29-36.

Jokstad A, Braeger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerbergh A. Quality of dental implants. Int Dent J. 2003;53(Suppl 2):409-43.

Jörnéus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992;7:353-9.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Al-Kayed A M, Dar-Odeh N. Stability of the implant/*abutment* joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and

mechanical review. Clin Implant Dent Relat Res. 2004a Dec;6(4):222-9.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. *Abutment* screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. Clin Implant Dent Relat Res. 2004b;3:157-64.

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. 2004c;91(4):326-34.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/*abutment* joint designs. J Prosthet Dent. 2002;88:604-10.

Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/*abutment* joint designs on *abutment* screw loosening in a dental system. J Biomed Mater Res B: Appl Biomater. 2005;75B:457-63.

Lambert J S, Sue JQ. Adhesive *abutment* cylinder luting. J Prosthet Dent. 1993;69:398-400.

Lang LA, Kang B, Wang R, Lang BR. Finite Element analysis to determine implant preload, J Prosthet Dent. 2003;90:539-46.

Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. J Prosthet Dent. 2002;4:402-8.

Levine RA, Clem DS, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SI. A multicenter retrospective analysis of the ITI Implant System used for single-tooth replacement: Preliminary results at 6 or more months of loading. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12:237–42.

Levine RA, Clem DS, Wilson Jr TG, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14:516-20.

Maeda Y, Satoh T; Sogo M. *In vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant-*abutment* connections: a short communication. J Oral Rehabil. 2006;33:75-8.

Mangano C, Bartolucci EG. Single tooth replacement by Moser taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001;16:675-80.

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. Clin Oral Implants Res. 2009;20(3): 254-61.

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper–connection Implants: A Multicenter Study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25(2):394-400.

Martin WC, Woddy RD, Miller BH, Miller AW. Implant *abutment* screw rotations and preload for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent. 2001;86:24-32.

McGlumphy EA. Keeping implant screws tight: the solution. J Dent Symp. 1993 Aug;1:20-3.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am. 1998;42:71–89.

Meng JCM, Everts J E, Phil FQ M, Gratton DG. Influence of Connection Geometry on Dynamic Micromotion at the Implatn-*Abutment* Interface. Int J. Prosthodont. 2007;20:623-5.

Merz B, 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;15:519-26.

Misch CE. Implantes dentários contemporâneos. São Paulo: Santos, 1999.

Modenesi P. Introdução aos processos de soldagem, apostila. Universidade Federal de Minas Gerais [citado 15 out. 2011], 1994. Disponível em http://www.ufmg.br.

Möllersten LP, Lockowandt P, Lindén LA. Comparisons of strength and failure mode of seven implant system: An in vitro test. J Prosthet Dent. 1997;78:582-91.

Nakamura LH, Contin I, Pichler EF. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de ““*abutment*”” em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. RPG. 2006;13(1):96-102.

Nedir R, Bischof M, Szmukler-M, Oncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic Complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice, Int J. Oral Maxillofac. Implants. 2006;21:919-28.

Nordin T, Jönsson G, Nelvig P, Rasmusson L. The use of a conical fixture design for fixed partial prostheses. A preliminary report. Clin Oral Implants Res. 1998;9:343-7.

Norton, MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. J Prosthet Dentist. 1999,81:159-66.

Norton MR. Biologic and mechanical stability of single-tooth implants: 4- to 7-year follow-up. Clin Implant Dent Relat Res. 2001;4:214-20.

Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical *abutment* joint in implant design. Clin Oral Impl Res. 2000a;11:458-64.

Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of the conical implant-to-*abutment* joint in two commercially available implant systems. J Prosthet Dent. 2000b;83:567-71.

Norton MR. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res. 1997;8:290- 8.

Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-*abutment* microgap. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;5:577-84.

Palmer RM, Smith BJ, Palmer PJ, Floyd PD. A prospective study of *Astra*® single tooth implants. Clin Oral Impl Res. 1997;8:173-9.

Patterson A, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws on osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7:26-33.

Pegoraro FL, Bonfante G, Ferreira PM, Valle AL, Pandolfi RF, Mondelli J. Prótese fixa adesiva indireta. RGO. 1986;34:339-42.

Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistence of ITI implant-*abutment* connectors - a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. Clin Oral Implants Res. 2002;13:542-9.

Pesun IJ, Brosky ME, Korioth TW, Hodges J, Devoe BJ. Operator-induced compressive axial forces during implant gold screw fastening. J Prosthet Dent. 2001 Jul;86(1):15-9.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Distortion of alloy by sandblasting. Am J Dent. 1996;9:65-6.

Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant *abutment* system: effect of diameter. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008;21:929-36.

Quirynen M, Steenberghe D. van. Bacterial colonization of the internal part of 2-stage implants. Clin. Oral Impl. Res. 1993;4:158-61.

Rambhia SK. Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. Defects in hexed gold prosthetic screws: A metallographic and tensile analysis, J Prosthet Dent. 2002 Jan;87(1):30-9.

Ricciardi Coppedê A, de Mattos MG, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2009 Jun;20(6):624-32.

Romanos GE, Nentwig GH. Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15:831-6.

Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. J Dent. 2002;30:271-82.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant

screws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10:295-302.

Scacchi M, Merz BR, Schär AR. The development of the ITI Dental Implant System. Part 2: 1998-2000: Steps into the next millennium. Clin Oral Implants Res. 2000;11(Suppl):22-32.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implants Res. 2000;11(Suppl.):156-8.

Scott G. Mechanisms of Polymer Degradation. London: Elsevier Applied Science; 1990.

Shigley JE. Elementos de máquinas. Rio de Janeiro: LTC; 1984.

Simon H, Caput AA. Removal torque of immediately loaded transitional endosseous implants in humans subjects. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17:839-45.

Sones AD. Complications with osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1998 Nov;62(5):581-5.

Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical and tapered implant *Abutment*s: The effects of anodization and reduction of surface area. Int J Oral Maxillofacial Implants. 2002;17(1):24-7.

Stamenkovic D, Jovanovic S, Milosevic M. Investigation of the press fit joints by the Tribology aspect. Facta Universitatis. 2001;1(8):1057-64.

Standlee JP, Caputo AA. Accuracy of an electric torque-limiting device for implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999 Mar-Apr;14(2):278-81.

Standlee JP, Caputo AA, Chwu MJ, Sun TT. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17:220-4.

Stanley HM, Etsion I, Bogy, DB. Adhesion of contacting rough surfaces in the presence of sub-boundary lubrication. ASME J Tribol. 1990;112:98-104.

Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-*abutment* interface design affects fatigue and fracture strength of implants Clin Oral Implants Res. 2008 Dec;19(12):1276-84.

Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The reverse-torque test: a clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996 Mar-Apr;11(2):179-85.

Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new concept of the ITI dental implant system: design and engeenering. Int J Periodontics Restorative Dent. 1993;13:409-31.

Tabor D. Friction- the present state of our understanding. ASME J Lubr Technol. 1981;103:169-79.

Tan KB, Nicholls JI. Implant-*abutment* screw joint preload of 7 hex-top *abutment* systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 2001 May-Jun;16(3):367-77.

Tan KB, Nicholls JI. The effect of 3 torque devlivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-*abutment* screw joint. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17:175-83.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Measurement of the dimensions and *abutment* rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type *abutment*s in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. J Prosthet Dent. 2000 Nov; 84(5):548-53.

Wainer E, Brandi SD, Mello FDH. Soldagem – processos e metalurgia. AED. São Paulo: Edgard Blücher; 1992.

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven *abutment*-implant systems. J Prosthet Dent. 2000;84:194-9.

Wennström JL, Ekestubbe A, Gröndahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. J Clin Periodontol. 2005;6:567-74.

Williams, J.A. Engineering tribology. Oxford: Oxford University Press; 2000.

Winkler S, Ring K, Ring JD, et al. Implant screw mechanics and the settling effect: Overview. J Oral Implantol. 2003;29:242-5.

Wiskott HWA, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey RR, Belser UC. Resistance of ITI Implant Connectors to Multivectorial Fatigue Load Application. Int J Prosthodont. 2004;17 (6):672-9.

Apêndices

APÊNDICE A – Sinais e sintomas possíveis no uso indiscriminado

Componentes perigosos	Efeitos sobre a saúde/Orgãos Alvos
Poliglicol dimetacrilato,30-60%	**Alérgico , Irritante**
Resina de fumarato de bisfenol A, 30-60%	**Alérgico, Irritante**
Hidroperoxido de cumeno, 1-5%	**Alérgico, Sistema nervoso central, Corrosivo, Irritante e Mutagênico**
Sacarina, 1-5%	**Sem órgãos alvos**

APÊNDICE B – Problemas relacionados com a Resina Acrílica (Polímero e Monômero) da marca Alike®, uma das mais utilizadas nos EUA (MSDS - EUA)

Efeitos perigosos	Polímero Alike®	Monômero Alike®	NTP	IARC	OSHA
Efeitos mutagênicos	Não	Não			
Efeitos teratogênicos	Não	Não			
Toxina reprodutiva	Não	Não			
Carcinogenicidade	**Sim**	Não	**Sim**	**Sim**	**Sim**
Sensibilização	Não	Sim			