

EQUIPAMENTO PARA MEDIÇÃO DE PEQUENAS FORÇAS E TORQUES EM TEMPO REAL PARA APLICAÇÃO NA ORTODONTIA E ORTOPEDIA

Lucas Pereira Ferreira de Rezende¹, lucaspereirafrezende@gmail.com

Cleudmar Amaral de Araújo¹, cleudmar.araujo@ufu.br

Thiago Gomes Cardoso¹, thiagocardosomec@gmail.com

Diego Augusto Correa¹, diegoaugusto@ufu.br

Marcos Boaventura de Moura², boaventura.mm@hotmail.com

¹ Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica

² Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia

Resumo. O presente trabalho apresenta um equipamento projetado, construído e testado para a aplicação de pequenas forças e torques. O equipamento possui algumas características extremamente úteis para implantes dentários e áreas ortopédicas. Suas principais características são: medição e visualização do sinal em tempo real sob a forma gráfica, possibilidade de corrigir os efeitos de desalinhamento e corrigir erros residuais dos sistemas de aquisição.

Palavras chave: Implante Odontológico, Torquímetro, Chave Catraca Torquímetro, Bancada de teste.

1. INTRODUÇÃO

Ainda na atualidade, existem, no Brasil, inúmeros indivíduos com perda parcial ou total dos dentes (edentulismo). Esse quadro representa um dos agravos mais significativos à saúde bucal implicando em diversos impactos negativos à vida dos indivíduos afetados. Dentre os problemas oriundos desse fato têm-se: perda da capacidade mastigatória e dificuldade, ou mesmo impedimento, de ingerir determinados alimentos; problemas e alterações fonológicas; danos estéticos; alterações psicológicas (Bianco et al., 2010).

Esses problemas, aparentemente de potencialidade mórbida reduzida, podem resultar em problemas mais graves e de consequências danosas. A perda da capacidade mastigatória pode resultar em alterações na dieta alimentar, reduzindo a ingestão de alguns nutrientes essenciais em situações, por exemplo, quando o edentulismo dificulta a ingestão de frutas e verduras cruas de maior consistência (Hung et al., 2005).

Por meio da análise de dados coletados pelo Ministério da Saúde do Brasil em um levantamento de saúde bucal e epidemiológico (Projeto SB Brasil 2002-2003) e do adequado tratamento estatístico dos dados, levantaram-se dados a respeito da correlação entre perdas dentárias e fatores demográficos e sociais. Esse estudo concluiu que a prevalência de edentulismo, em indivíduos com idades entre 35 e 44 anos, é de 9%. A perda dentária desse grupo está estatisticamente correlacionada com morar em zonas rurais; ser do gênero feminino; ter baixa condição socioeconômica, baixa escolaridade e maior idade. Além desses fatores, indivíduos que se utilizam dos serviços de assistência odontológica públicos e que apresentavam maior tempo entre visitas ao dentista tinham maior prevalência de edentulismo (Barbato et al., 2007).

Haja vista que a perda dentária é um problema extensivo e resulta em diversas consequências danosas, deve-se buscar meios de devolver a saúde bucal a indivíduos edentulados. Uma forma viável para se restituir os dentes perdidos é a prótese dentária sobre implante. Essas próteses apresentam, atualmente, alta taxa de sobrevivência e menores complicações quando comparadas as de décadas anteriores. No entanto, as complicações técnicas, biológicas e estéticas ainda são altas. Portanto, meios para sanar esses problemas devem ser buscados (Pjetursson et al., 2014).

Vários estudos têm mostrado que acontecem falhas tardias em sistemas de implantes. Dentre as principais falhas têm-se perda de torque no parafuso do pilar, fratura do pilar, lascamento superficial entre a estrutura metálica e as camadas de material acrílico ou cerâmico (Kreissl et al., 2007; Jung et al., 2008; Aglieta et al., 2009; Manor et al., 2009).

A perda de torque ou afrouxamento do parafuso do pilar, fixado ao implante osseointegrado, é uma das falhas mais comuns em próteses dentárias. Uma das formas de evitar esse problema é garantir um torque de aperto adequado de acordo com orientações dos fabricantes. A aplicação de um torque adequado, além de prevenir a perda de torque com o tempo, ajuda a prover estabilidade do implante e na manutenção da estabilidade do conjunto prótese/implante (Tavarez et al. 2010).

Ao aplicar o torque de aperto adequado para cada conjunto pilar-implante, gera-se uma pré-carga, força que surge na interface entre implante e pilar. Essa força é gerada por meio dos filetes de rosca do parafuso que, por meio de forças friccionais e tensão de contato, produzem forças compressivas que mantém os componentes protéticos unidos (Burguete et al., 1994).

Essa pré-carga diminui com o tempo de uso da prótese devido aos esforços oriundos do processo mastigatório, sendo que as principais forças que são geradas nesse processo são forças compressivas. Outros fatores que influenciam

na perda da pré-carga são: micromovimentos dos pilares, tolerâncias de fabricação das peças protéticas, precisão da montagem de união dos componentes (Burguete *et al.*, 1994; Sakaguchi *et al.*, 1995).

Para aplicar o torque correto, necessário para garantir a estabilidade e evitar a falha precoce dos implantes, deve-se utilizar torquímetros devidamente calibrados com precisão e exatidão suficientes. No entanto, um estudo realizado com quatro dos principais fabricantes de torquímetros odontológicos, com 10 torquímetros de cada tipo, constatou que apenas os instrumentos do fabricante Nobel Biocare apresentaram medida média dentro da faixa prevista para uma confiabilidade estatística de 95 % (Britton-Vidal *et al.*, 2014).

Essa falta de confiabilidade dos valores aplicados de torque podem resultar em problemas para a estabilidade e confiabilidade da prótese dentária (Tavarez *et al.* 2010; Burguete *et al.*, 1994; Sakaguchi *et al.*, 1995). Porém, um problema ainda maior pode acontecer nas pesquisas, nas quais a falta de confiabilidade do instrumento limita as conclusões e a validade das descobertas.

Além da falta de exatidão dos instrumentos, tem-se ainda algumas limitações que os torquímetros citados, no âmbito de pesquisa, apresentam, sendo elas: valores discretos para as leituras, desconhecimento do resíduo de torque sempre presente em instrumentos digitais e não possuir amostragem do sinal em tempo real.

Assim, o presente trabalho apresenta um sistema desenvolvido especialmente para medição de pequenos torques que se utiliza de aquisição do sinal em tempo real por um torquímetro devidamente calibrado e com sistemas que minimizam os erros do processo de medição. Além disso, será acoplado um sistema de medição de forças axiais permitindo também medir a força de arrancamento.

2. METODOLOGIA

Quando se trata de torques aplicados em parafusos de pilares em implantes dentários, os valores aplicados variam, aproximadamente, entre 0,15 a 0,35 Nm. Tais níveis de torque são relativamente baixos; fato esse que inviabiliza a utilização de sistemas convencionais para medição de torque. Mesmo os torquímetros desenvolvidos para esses casos não possibilitam a visualização do comportamento do sinal de torque além de que, a resolução do instrumento, na grande maioria dos casos, não possibilita a visualização de pequenos incrementos de torque como requerido para o caso em questão.

Dessa forma, foi iniciada a concepção de um sistema que possibilita a leitura de torques na faixa especificada acima e que, adicionalmente, permita a visualização de todo o comportamento do sinal desde o início da aplicação da carga até o valor especificado para um dado modelo de pilar-implante.

Outro fator que também deve ser levado em consideração é a natureza diminuta dos implantes, conforme ilustra a Fig. (1). Quando se considera os baixos níveis de torque requeridos e as dimensões do implante, quaisquer desalinhamentos presentes entre a chave de aplicação de torque e o parafuso do implante podem levar a alterações na leitura do sinal. Portanto, o equipamento proposto conta com sistemas de posicionamentos e sistemas de correção de alinhamento que permitem a correção de pequenos ângulos de desalinhamento tornando, assim, o processo de medição mais confiável. Além desses elementos, foi adicionada uma célula de carga ao sistema para possibilitar obter dados de forças axiais, como no caso da medição de forças de arrancamento dos pilares da estrutura dos implantes.



Figura 1. Demonstração da natureza diminuta do pilar de um implante dentário à esquerda e estrutura típica de um implante cone morse com a presença do pilar e parafuso do pilar para a fixação do conjunto à direita.

Disponível em: <<http://www.neodent.com.br/originais-neodent/>>

2.1. Funcionamento do dispositivo

Para as medições de torque, acoplou-se ao sistema um torquímetro diferencial MK CONTROLE com número de série 20150725, faixa nominal de 5 Nm e certificado de calibração nº: 24959-15/SP emitido pela CALIBRATEC. Já para o monitoramento de forças axiais foi instalada uma célula de carga KRATOS com número de série 1801416 e faixa nominal de 50 kgf.

Todos esses componentes foram instalados em um sistema que permite regulagem de altura, posição e alinhamento entre a chave de aplicação do torque e a amostra.

Para permitir o monitoramento dos sinais de torque e força durante todo o período do teste, foi utilizado um sistema de aquisição de dados Lynx modelo ADS2000-IP-B-3 e número de série 44747 com 15 canais. Para tanto, os dois sistemas (torquímetro e célula de carga) foram conectados a esse equipamento sob a forma de ponte completa com alimentação DC 5V e ganho de 200 vezes. Posteriormente foi efetuada a sua calibração junto ao sistema de aquisição.

2.2. Calibração do torquímetro

A calibração do torquímetro foi feita com ele fora do dispositivo de teste e conectado ao sistema Lynx de aquisição de dados. O torquímetro foi montado de maneira que ficasse estático com seu eixo de rotação travado, sobre esse eixo foram adicionadas massas conhecidas a uma distância do centro de rotação também conhecida, garantindo-se, ainda, a perpendicularidade entre o braço de alavanca e a linha de atuação da força peso. Dessa forma, a cada incremento de massa obtinha-se o valor de torque correspondente que foi utilizado na curva de calibração. A Fig. (2) apresenta o esquema de calibração utilizado.

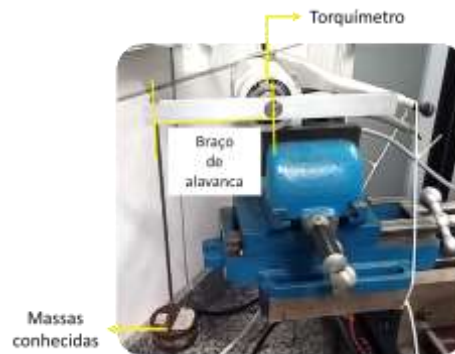


Figura 2. Esquema montado para a calibração do torquímetro com a utilização de massas conhecidas adicionadas a uma distância determinada do centro do eixo do torquímetro.

2.3. Calibração da célula de carga

A calibração da célula de carga foi realizada com ela já montada no equipamento e conectada a outro canal do sistema Lynx. Massas conhecidas foram incrementalmente posicionadas de maneira a produzirem carga de tração na célula de carga, a cada incremento de carga, os devidos valores de força eram carregados no sistema Lynx. A foto da Fig. (3) mostra o esquema de calibração utilizado.



Figura 3. Montagem do aparato para a calibração da célula de carga com a utilização de massas conhecidas

2.4. Teste piloto

Para validar o funcionamento da bancada como um todo, fez-se um teste piloto no qual uma amostra de implante foi posicionada na bancada com o objetivo de se aplicar o torque recomendado pelo fabricante (0,32 Nm) no parafuso do pilar e dessa forma avaliar o monitoramento do sinal. Além do torque de aperto, foi aplicado também torque de desaperto.

Avaliou-se também o comportamento do sinal de força axial em um teste de arrancamento de um pilar tipo cone-morse fixado ao implante após o desaperto do parafuso do pilar. Uma vez que o torque de aperto é removido a fixação do pilar fica a cargo do efeito de cunha gerado pelo sistema cone-morse. O posicionamento das amostras, nesse teste, é mostrado na Fig. (4).



Figura 4. Posicionamento da amostra para aplicação de torque à esquerda e posicionamento para teste de força de arrancamento após remoção do parafuso do pilar à direita

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

As curvas de calibração do torquímetro e da célula de carga, conectados ao sistema de aquisição de dados, foram levantadas e a Fig. (5) apresenta os resultados obtidos. Como se pode notar, ambos os sistemas apresentaram alto coeficiente de correlação o que indica a linearidade dos sistemas.

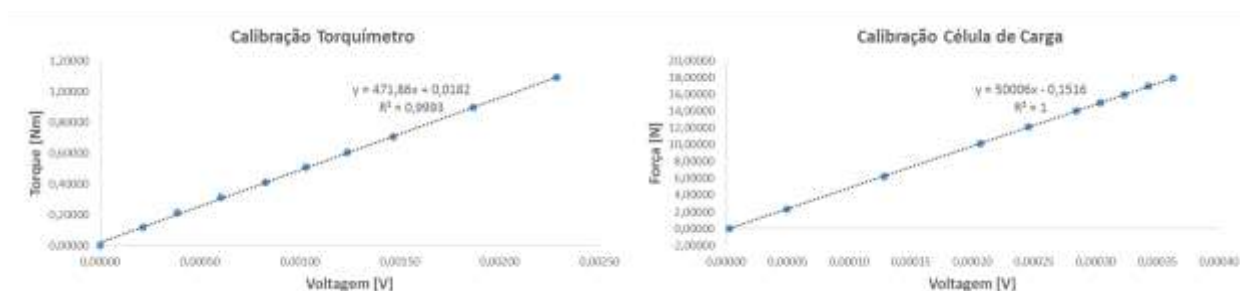


Figura 5. Curvas obtidas da calibração do torquímetro e célula de carga acoplados ao sistema lynx de aquisição de dados

Com os sistemas devidamente calibrados e montados na bancada, procedeu-se com o teste piloto. O primeiro a ser efetuado foi a aplicação de torque de aperto no parafuso do pilar conforme a recomendação do fabricante de 0,32 Nm.

Após a aplicação do torque de aperto, efetuou-se aplicação de torque contrário a fim de se observar o comportamento do sinal em desaperto. A Fig. (6) apresenta os sinais coletados nessas duas situações.

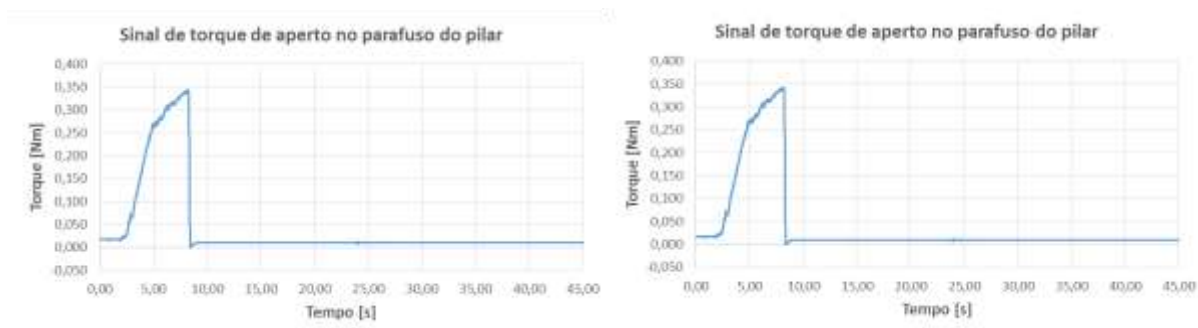


Figura 6. Comportamento dos sinais de torque de aperto e desaperto no parafuso do pilar do implante

Posteriormente aos testes de torque, procedeu-se com o teste de arrancamento. Posicionou-se a amostra com o parafuso do pilar já solto e avaliou-se dessa forma a força fornecida pelo efeito cone-morse. O resultado obtido é mostrado na Fig. (7).



Figura 7. Comportamento do sinal de força axial no teste de arrancamento do pilar

Conforme notado, o sinal de torque no parafuso do pilar foi monitorado por 45 segundos. Na primeira parte do sinal, ou seja, nos instantes iniciais da coleta de dados foi percebido um sinal residual de torque com um pequeno offset do zero absoluto. Tal fato é característico de todos os sistemas de aquisição de dados e pode ser facilmente corrigido pelo balanceamento da ponte no sistema de aquisição. Mesmo assim, tal fato não representa empecilho para a aplicação do torque necessário. Dessa forma, o torque aplicado na amostra foi calculado como sendo a amplitude do sinal considerando o nível residual inicial e o ponto máximo da curva. Assim, sabendo-se o nível residual do sinal e o nível de torque recomendado pelo fabricante (0,32 Nm) é possível saber qual nível de torque deve ser aplicado para que a amplitude do sinal corresponda aos 0,32 Nm. No presente teste piloto a amplitude do sinal foi de 0,327 Nm, correspondendo a um erro em relação ao especificado de 2,14 %.

Já para o teste de arrancamento era desejado se conhecer a força axial necessária a ser aplicada para se estimar, sem a interferência do parafuso do pilar e com apenas o efeito cone morse atuando, qual seria a força necessária para se arrancar o pilar de seu encaixe no implante. Para tanto, foi monitorado o sinal da célula de carga, representado na Fig. (7) e a força de arrancamento também foi calculada pela amplitude do sinal como sendo 49,348 N. Foi notado que o sistema de fixação para o arrancamento utilizado, o mandril, ao entrar em contato com a amostra impõe sobre essa uma força de compressão inicial como pode ser percebido no início da aquisição.

4. CONCLUSÃO

Conforme visto, o sistema desenvolvido se mostrou eficiente na aplicação e remoção de torque de aperto em parafusos de pilares em implantes. Foi notado que, em relação ao torque recomendado de aperto pelo fabricante, o sistema é capaz de aplicar tais cargas com níveis reduzidos de erro o qual, para o presente teste piloto, foi de 2,14 % com um resolução de 0,001 Nm. Para o caso de força axial notou-se que o sistema de fixação para puxar o pilar do implante, feito atualmente através do mandril, impõe um certo nível de força compressiva na amostra; fato esse que deverá ser alvo de melhorias. Mesmo assim, o sistema foi capaz de monitorar o comportamento da força durante todo o período de aplicação.

Dessa forma, a bancada construída pode agora ser empregada para a utilização em testes de torque e força envolvendo implantes e demais dispositivos que por ventura necessitem de ter parâmetros analisados de acordo com a capacidade da bancada.

5. REFERÊNCIAS

- AGLIETTA, M.; SICILIANO, V. I.; ZWAHLEN, M.; BRÄGGER, U.; PJETURSSON, B. E.; LANG, N. P.; SALVI, G. E. (2009). A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. **Clinical oral implants research**, 20(5), 441-451.
- BARBATO, P. R.; NAGANO, H. C. M.; ZANCHET, F. N.; BOING, A. F.; PERES, M. A. (2007). Perdas dentárias e fatores sociais, demográficos e de serviços associados em adultos brasileiros: uma análise dos dados do Estudo Epidemiológico Nacional (Projeto SB Brasil 2002-2003). **Cad Saúde Pública**, 23(8), 1803-14.
- BIANCO, V. C.; LOPES, E. S.; BORGATO, M. H.; SILVA, P. M.; MARTA, S. N. (2010). O impacto das condições bucais na qualidade de vida de pessoas com cinquenta ou mais anos de vida. **Revista Ciência & Saúde Coletiva**, 15(4).
- BRITTON-VIDAL, E.; BAKER, P.; METTENBURG, D.; PANNU, D. S.; LOONEY, S. W.; LONDONO, J.; RUEGGEBERG, F. A. (2014). Accuracy and precision of as-received implant torque wrenches. **The Journal of prosthetic dentistry**, 112(4), 811-816.

- BURGUETE, R. L.; JOHNS, R. B.; KING, T.; PATTERSON, E. A. (1994). Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 71(6), 592-599.
- HUNG, H. C.; COLDITZ, G.; JOSHIPURA, K. J. (2005). The association between tooth loss and the self-reported intake of selected CVD-related nutrients and foods among US women. **Community dentistry and oral epidemiology**, 33(3), 167-173.
- JUNG, R. E.; PJETURSSON, B. E.; GLAUSER, R.; ZEMBIC, A.; ZWAHLEN, M.; LANG, N. P. (2008). A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. **Clinical oral implants research**, 19(2), 119-130.
- KREISSL, M. E.; GERDS, T.; MUCHE, R.; HEYDECKE, G.; STRUB, J. R. (2007). Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. **Clinical oral implants research**, 18(6), 720-726.
- MANOR, Y.; OUBAID, S.; MARDINGER, O.; CHAUSHU, G.; NISSAN, J. (2009). Characteristics of early versus late implant failure: a retrospective study. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 67(12), 2649-2652.
- PJETURSSON, B.; ASGEIRSSON, A.; ZWAHLEN, M.; SAILER, I. (2014). Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. **International journal of oral & maxillofacial implants**, 29(Suppl.), 308-24.
- SAKAGUCHI, R. L.; BORGERSEN, S. E. (1995). Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, 10(3).
- TAVAREZ, R. R. D. J.; XIBLE, A. A.; BONACHELA, W. C.; DE ARAÚJO, C. D. R. (2010). Torque produzido por quatro torquímetros diferentes utilizados em próteses sobre implantes. Estudo comparativo. **Brazilian Dental Science**, 6(1).

4. AGRADECIMENTOS

Esse trabalho foi realizado com apoio da CAPES, CNPq, FAPEMIG, NHRESP e do LPM.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

O(s) autor(es) é (são) os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.