

CONSTRUÇÃO DE MÁQUINA DE CICLAGEM PARA ESTUDO *IN VITRO* DA CORROSÃO MICROBIOLÓGICA EM IMPLANTES DENTÁRIOS ACOPLADOS A SUPRAESTRUTURAS METÁLICAS.

Juliana Tiyoko Yoshioka, Ana Paula Rosifini Alves Claro, Valdir Alves Guimarães. – Engenharia Biomédica – Engenharia Mecânica – Departamento de Materiais e Tecnologia – Faculdade de Engenharia – Campus de Guaratinguetá.

A primeira prótese sobre implantes osseointegráveis foi idealizada por Brånemark e sua equipe e denominada “Protocolo”. Era constituída por uma prótese total convencional prensada sobre uma barra metálica de liga áurea, parafusada sobre componentes protéticos de titânio, que por sua vez eram parafusados sobre implantes de titânio ancorados no tecido ósseo. (BRÅNEMARK; ZARB, 1987).

Vários estudos clínicos longitudinais, reproduzidos em diversos centros de diferentes continentes, demonstraram que as próteses suportadas por implantes alcançavam altos índices de sucesso (90-100%). Assim, o uso de implantes para reabilitação de pacientes total ou parcialmente edêntulos cresceu vultuosamente em todo o mundo.

Inicialmente, as estruturas metálicas dessas próteses eram confeccionadas em metais nobres, como as ligas áureas. Entretanto, com o aumento do preço do ouro e da precária condição socioeconômica brasileira, o uso de ligas alternativas (níquel-cromo e cromo-cobalto) cresceu nas últimas décadas. As múltiplas aplicações dessa ligas no campo odontológico e em especial na odontologia restauradora tem sido de ordem tão elevada, que chegou a reduzir drasticamente o emprego de ligas de ouro mesmo em países ricos como os Estados Unidos (THOMPSON, et al., 1983; VERMILYEA, et al, 1983; WERBER, 1982).

As ligas alternativas geralmente possuem propriedades mecânicas e de manipulação semelhantes às ligas nobres, entretanto, apresentam maior suscetibilidade a corrosão, devido à presença de metais básicos. Este fato tem maior importância quando essas ligas são usadas na confecção de estruturas metálicas de próteses sobre implantes, pois o polimetallismo ou o contato entre dois metais diferentes em meio aquoso pode propiciar um fenômeno denominado corrosão galvânica.

Segundo Vidella (1989) a corrosão galvânica é um processo que ocorre quando dois metais com diferentes potenciais eletroquímicos entram em contato em meio aquoso, gerando um fluxo de elétrons e resultando na formação de íons e conseqüente dissolução de metais.

Os íons liberados na cavidade bucal podem possuir capacidade de interagir com os tecidos vivos, resultando na adesão bacteriana, efeitos tóxicos e sub tóxicos, além de alergia (SCHMALZ, GAHAMER, 2002). O níquel na forma iônica possui comportamento sabidamente tóxico, estando relacionado à perda óssea, e até fratura de implantes (GREEN et al, 2002). Além disso, a corrosão gera redução da massa do metal (PATEL et al, 1997; MABILLEAU et al, 2005), o que pode resultar no aumento do GAP entre a plataforma do implante e a sobre-estrutura metálica.

A corrosão galvânica que ocorre entre implantes e estruturas metálicas de ligas alternativas é um assunto bem relatado por diversos trabalhos. Entretanto, existem outras condições bucais que favorecem a corrosão de ligas odontológicas. Dentre estas, pode-se citar: presença de fluoretos (originário de pastas dentais, aplicação tópica de flúor, água fluoretada) e substâncias produzidas em processos inflamatórios (peróxidos), carga mastigatória e biofilme bucal (MABILLEAU et al, 2005).

A corrosão por biofilme, também denominada biológica, apesar de ser consolidada na metalurgia, parece ser ignorada na classe odontológica. De acordo com Mabilieu et al (2005), o biofilme bucal pode causar a corrosão mediante os seguintes processos: formação de áreas de corrente galvânica, por ação direta de substâncias produzidas por microrganismos (ácidos láctico e fórmico), e por ação de substâncias produzidas por células inflamatórias (peróxidos).

A construção de uma máquina de ciclagem teve como objetivo avaliar *in vitro*, a corrosão no vão entre implantes de titânio e próteses com supraestrutura metálica de Ni-Cr, Cr-Co e liga de ouro em saliva artificial, contendo microrganismos bucais.

Baseados nos estudos de ciclagem mecânica na área de ortopedia desenvolvidos por Hallab *et al.* (2004) desenvolveu-se a metodologia em questão.

Os ensaios de fadiga foram realizados a partir da construção da máquina de ciclagem projetada a partir do equipamento desenvolvido por Guimarães, Hein e Zangrandi, 2001 (Figura).

A máquina consiste basicamente em uma estrutura que simulará a mastigação em meio fluoretado. O equipamento será formado por placas de aço, rolamentos, eixos e hastes de aço inoxidável, devido a utilização de líquidos corrosivos nos ensaios, conforme ilustrado na figura 1.

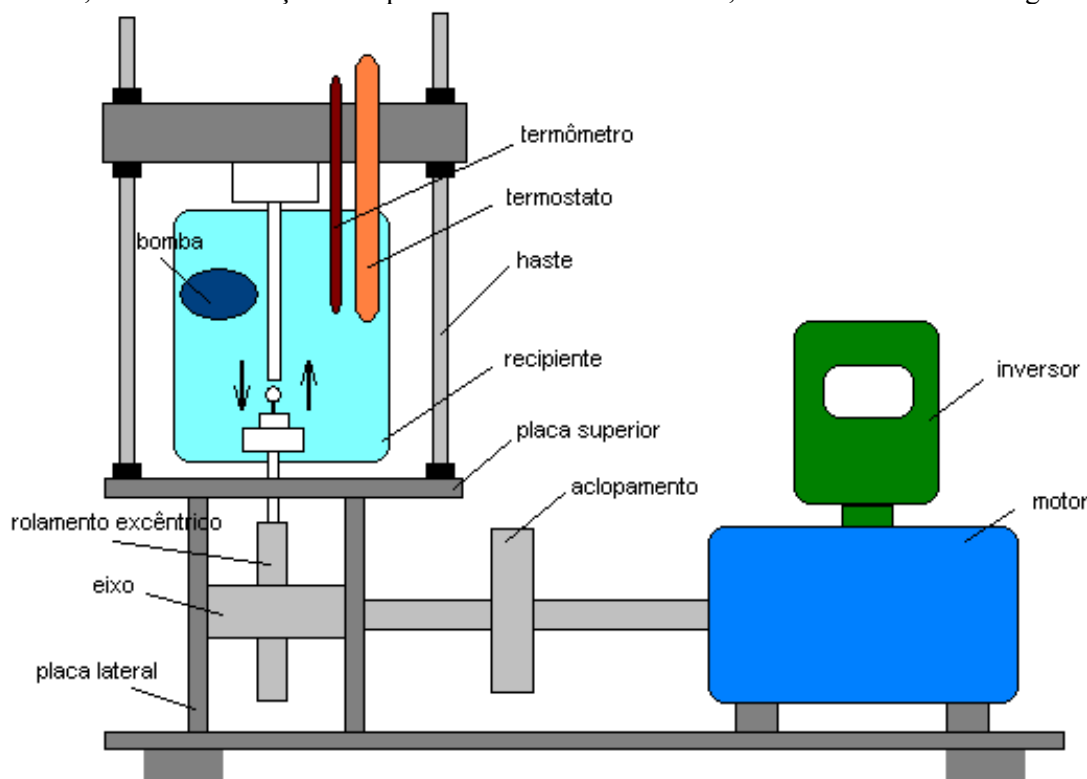


Figura 1 – Representação esquematização da máquina de ciclagem.

As hastes são responsáveis pela fixação do recipiente plástico que conterá uma solução eletrolítica de 0,9% NaCl + 0,1% NaF e pH 6, preparada com reagentes de grau eletrolítico e água destilada (ALVES *et al.*, 2004; AMOEDO *et al.*, 2004). Ainda neste recipiente, foram colocados um termômetro e termostato para a manutenção da temperatura a $37,0 \pm 0,1^\circ \text{C}$, além de uma bomba para circulação da solução. Em sua base, foi fixado o corpo-de-prova de tal forma que um pino atuador de teflon exercesse sobre ele uma carga.

Na parte inferior da máquina, um pino atuador guiado por uma bucha de bronze, com movimento oscilante ascendente e descendente, aplica a carga ao corpo-de-prova. O movimento oscilante é comandado por um rolamento radial fixado com uma bucha excêntrica, localizada sobre um eixo excêntrico. O eixo excêntrico, por sua vez, é apoiado em mancais e acoplado a um motor e, para o controle da frequência de giro, um inversor é ligado à máquina. A intensidade da carga foi regulada por um relógio comparador. Esta excentricidade transmite o movimento de rotação do eixo em translação ao implante, simulando assim a mastigação.

Para testar o equipamento foram aplicadas cargas de 20 kgf (200N), com frequência de 5Hz e 2.000.000 de ciclos, simulando dois anos de utilização clínica (CIBIRKA *et al.*, 2001; HOYER *et al.*, 2001) em implantes acoplados a próteses metal-cerâmica.

A partir da construção do equipamento e da realização dos ensaios constatou-se que o mesmo é viável para a simulação de cargas mastigatórias sendo essa a próxima etapa do projeto.

Referências Bibliográficas

BRANEMARK, P. I. , ZARB, G. A. (Eds.) *Protesis tejido-integrada: la oseointegracion en la odontologia clínica*. Berlin: Quintessenze, 1987. 350 p.

CIBIRKA, R. et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*, v. 85, p.268-75, 2001.

GREEN, N T et al. Fracture of Dental Implants: Literature Review and Report of Case. *Impant Dentstry*, v 11, n 2, p 137-141, 2002.

HOYER, S. et al. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent*, v. 85, p.599-607, 2001.

MABILLEAU et al. Influence of fluoride, hydrogen peroxide and lactic acid on corrosion resistance of commercially pure titanium. *Actabiomaterialia*. 2005.

SCHMALZ, G; GARHAMMER, P. Biological Interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dental Materials*. V 18, p 396-403, 2003

THOMPSON, D. et al. Use of High-Cooper Casting Alloys; Marginal fit of Cast Copings. *J. Prosthet. Dent.* , V. 50, n. 5, p. 654-56, Nov. , 1983,

VERMILYEA, S. G. et al. Casting accuracy of base metal alloys . *J. Prosthet. Dent.* , V. 50, n. 5, p. 651-53, Nov. , 1983,

WERBER, H. The Clinical Acceptance of Dental Nickel-Chrom Alloys. *J. Prosthet. Dent.* , V. 33, n. 1, p. 49-54, 1982.