

Arch. Vet. Scienc., 3(1):123-128, 1998
Printed in Brazil

OTIMIZAÇÃO DA MEDIDA DA FORÇA DE RUPTURA EM PROCESSOS DE CICATRIZAÇÃO

MANOEL ALVARO GUIMARÃES¹; JOSÉ VICENTE FORTES¹; PEDRO HELIO LUCCHIARI²;
SHEILA CANEVESE RAHAL³

¹Centro de Manutenção de Equipamentos (Cemeq) - Universidade Estadual Paulista - UNESP - Campus de Botucatu (SP). ²Departamento de Medicina, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUC-PR, Curitiba. ³Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária - Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia - UNESP - Campus de Botucatu (SP).

Introdução

Diversos métodos físicos tem sido desenvolvidos para a medida da intensidade de uma força. Alguns assumem grande importância em engenharia biomédica como, por exemplo, aqueles destinados ao estudo da contração muscular, da deformação do osso sujeito à estresse, além de muitos outros. Geralmente tais métodos procuram transformar o efeito produzido pela força a ser medida em sinal elétrico pelo uso de um dispositivo chamado de transdutor de força. Para o estudo da resistência de materiais tem sido produzidos comercialmente aparelhos de grande porte para medidas de forças de magnitudes elevadas, não compatíveis com o que se pretende estudar na área biológica.

Dentre os vários métodos de medida da intensidade de uma força, aquele baseado na medida da deformação produzida num corpo elástico foi o que se mostrou mais efetivo para os propósitos do presente trabalho. Por outro lado, a força de ruptura tem se mostrado excelente parâmetro na avaliação dos processos de cicatrização. Em trabalho anterior (NARESSE *et al.*, 1987) foi delineado um método, com base em aparelhagem especialmente idealizada e montada para tanto, destinado à medida da força de ruptura de anastomoses intestinais. Derivando desse processo e visando, então, atender a atuais projetos de pesquisa, projetamos e construímos um aparelho com características mais atuais destinado à medida da força de ruptura de materiais em geral, com aplicação imediata nos processos de cicatrização de tecidos animais, e capaz de suportar um esforço máximo de 20kg.

Materiais e Métodos

Transdutor de força

Como corpo elástico, utilizou-se uma lâmina de aço SAE 1070, medindo 10,0 cm de comprimento total por 3,104 cm de largura e 0,318 cm de espessura, com uma de suas extremidades fixa a

uma haste vertical rígida, formando uma viga de secção retangular e horizontal (Fig. 1). O dimensionamento da lâmina foi feito imaginando-se uma força P aplicada à sua extremidade livre provocando uma flexão f, que pode ser calculada (SCHIEL, 1981) por :

$$f = 4 \times P \times l^3 / E \times B \times H^3$$

sendo :

E = módulo de elasticidade do aço ($2,1 \times 10^6$ kg/cm²); B = largura da lâmina; H = espessura da lâmina e l a distância do ponto de aplicação da força P aos "strain gages" (extensômetros).

Assim sendo, um peso de 20 kg, com seu ponto de aplicação situado a 8,5 cm dos "strain-gages", provocará uma flexão f igual a 0,24 cm, flexão esta capaz de provocar sensível variação na resistência dos extensômetros ("strain gages") a ela colados. Quatro extensômetros de resistência elétrica (Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd.), tipo KP-10-A-11, foram colados com adesivo "Super Bonder" (éster de cianoacrilato), próximo à extremidade fixa da viga, em ponte de Wheatstone completa como indicado por PERRY e LISSNER (1962) e por Measurements Group Catalog A-110. Os dois pontos de alimentação da ponte e os dois outros de saída de sinal foram soldados a um cabo condutor flexível e blindado composto de quatro fios isolados. O conjunto formado pela lâmina de aço com os quatro extensômetros compõem o transdutor de força.

Haste e base de sustentação

Sobre uma caixa de alumínio de 24,3x15,3 cm de lado e 13,9 cm de altura, fixou-se um tubo de aço de 6,07 cm de diâmetro por 51,7 cm de altura, perpendicularmente à face superior, dentro do qual passa um eixo de 1,905 cm de diâmetro com rosca de 10 fios por polegada. A extremidade inferior do eixo é fixada diretamente a um motorreductor Bodini Electric Company tipo NC1-11RS3, de 30 RPM, responsável pela tração da peça em estudo (Fig. 2). Por uma fenda longitudinal do tubo passa o braço de uma haste, solidária ao eixo, de tal forma que com o motor em marcha a haste sobe ou desce, dependendo do sentido de rotação do motor.

Correspondência para Prof. Pedro Helio Lucchiari,
Departamento de Medicina, Centro de Ciências Biológicas
e da Saúde, Pontifícia Universidade Católica - PUC-PR,
Curitiba. Rua Imaculada Conceição, 1155.CEP 80215-901.

Fig. 1. Representação esquemática do transdutor de força mostrando a lâmina de aço de comprimento L , largura B e espessura H , usada como corpo elástico. 1, 2, 3 e 4 são os quatro "strain-gages" colados na lâmina e P a força aplicada a uma distância l dos "strain-gages".

Fig. 2. Esquema da haste e da base de sustentação do aparelho para medida da força de ruptura de processos em cicatrização. As dimensões encontram-se indicadas em centímetros. A - Vista frontal; B - Vista lateral.

Monitor de força

Trata-se de uma unidade eletrônica do aparelho para medida da força de ruptura, constituída de fontes de alimentação, medidor digital de painel (DPM) e um amplificador de instrumentação, montados num chassis de chapa metálica.

Como medidor digital de painel foi utilizado o circuito integrado ICL7107 (voltímetro eletrônico de 3 1/2 dígitos), com fundo de escala de 200,0 mV. A sua fonte de alimentação é simétrica, fornecendo +5,0V e -5,0V. A estabilização foi feita com os circuitos integrados CI7805 para as tensões

positivas e CI7905 para as tensões negativas.

O circuito do amplificador escolhido foi o de instrumentação indicado no manual "Fairchild Linear Integrated Circuits", página 67, onde os dois amplificadores operacionais de entrada ($\mu A725$) foram substituídos pelo amplificador operacional OP07 (Fig. 3).

A fonte de alimentação do amplificador é simétrica C de +12V e -12V, duplamente estabilizada. O primeiro estágio de estabilização foi feito com os circuitos integrados CI7815 e CI7915. Para o segundo estágio foi utilizado o circuito

integrado $\mu A723$ ("precision voltage regulator"), programado para uma saída de +12V e -12V, como

indicado no manual do consumidor "Fairchild Linear Integrated Circuits", página 53.

Fig. 3. Esquema do circuito do amplificador de instrumentação utilizado no transdutor de força. $R_1 = R_4$; $R_2 = R_5$; $R_2 / R_5 = R_6 / R_7$; $\text{Ganho} = R_6 / R_2 (1 + 2R_1 / R_3)$.

O ajuste do zero do aparelho (linha de base) foi feito através de um potenciômetro multivoltas de $100k\Omega$, com dois dos terminais ligados aos pinos 1 e 8 do $\mu A725$ e o terceiro terminal conectado à saída de 12 volts da fonte de alimentação, enquanto que o ajuste de fundo de escala foi feito com um potenciômetro multivoltas no lugar da resistência R_6 .

A corrente de alimentação dos "strain gages" foi fornecida por uma fonte de alimentação de +2 volts, construída utilizando o regulador de voltagem de precisão $\mu A723$, tal como indicado no manual "Fairchild Linear Integrated Circuits", página 57. Considerando que a resistência do "strain gage" é de 120Ω , cada um deles na ponte de Wheatstone operará com uma corrente de aproximadamente 8 mA, aquém do máximo estipulado pelo fabricante.

O procedimento para a calibração do

instrumento é bastante simples. Com o transdutor de força em repouso, isto é $P = 0$, é ajustado o zero do aparelho. Colocando-se a seguir, um peso aferido (escolhido como padrão dentro da faixa de utilização do aparelho), a leitura do aparelho é ajustada ao valor deste. Este procedimento é repetido várias vezes, até que se confirmem os valores zero e fundo de escala.

Qualquer flexão aplicada sobre a lâmina do transdutor de força provoca alterações nas resistências dos extensômetros, desequilibrando a ponte. A diferença de potencial que surge na ponte é então amplificada no amplificador de instrumentação e simultaneamente enviada para o medidor digital de painel e/ou para um registrador potenciométrico.

A Fig. 4 é do aparelho já montado, mostrando monitor juntamente com a haste e a base de sustentação.

Fig. 4. Aparelho para medida da força de ruptura de cicatrizes já montado. Lado esquerdo: monitor de força. Lado direito: transdutor de força, haste e base de sustentação.

Preparo do material biológico e condução do experimento

Para as medidas da força de ruptura, quer de material de origem biológica como em NARESSE *et al.*, (1988a, 1988b e 1987), quer não biológica, as amostras são fixadas pelas suas extremidades tanto no braço móvel como no transdutor de força, por meio de duas pinças munidas de parafusos que possibilitam um aperto adequado das mesmas.

Características do Aparelho

Uma das características importantes do aparelho é a sua histerese, que pode ocorrer tanto no sistema elétrico como no sistema mecânico, e que representa a energia absorvida pelo sistema durante o período de carga e não restituída durante a descarga.

Para o estudo da histerese do transdutor de força, foram utilizados, como padrão, pesos aferidos

em balança analítica. Inicialmente, com o aparelho devidamente calibrado, foram acrescentados pesos aferidos em valores crescentes (X) e as respectivas indicações do aparelho (Y) anotadas. A seguir, os pesos foram retirados em ordem inversa e as novas leituras do aparelho anotadas. Os resultados obtidos encontram-se representados nas Tabelas 1 e 2 com seus respectivos desvios percentuais.

Como pode ser observado tanto nas tabelas 1 e 2 como no gráfico da Fig. 5, a região onde ocorrem os menores erros percentuais na indicação do aparelho, corresponde àquela próxima ao valor do peso escolhido como padrão (3Kg). Tanto para valores maiores como para menores do que os do padrão, o erro percentual tende a crescer, o que leva a escolher como padrão de calibração pesos aferidos que estejam dentro da região de trabalho onde as medidas serão efetuadas.

Tabela 1. Valores dos pesos padrões(X) em ordem crescente e os valores lidos no instrumento (Y) em cada leitura com seus respectivos erros relativos.

X(Kg)	Y(Kg)	Erro %
0,00	0,00	0,0
0,50	0,52	4,0
1,00	1,02	2,0
1,50	1,54	2,7
2,00	2,06	3,0
2,50	2,56	2,4
3,00	3,06	2,0
3,50	3,55	1,4
4,00	4,03	0,8
4,50	4,51	0,2
5,00	5,00	0,2

Tabela 2. Valores dos pesos padrões (X) em ordem decrescente e os valores lidos no instrumento (Y) em cada leitura com seus respectivos erros relativos.

X (Kg)	Y(Kg)	Erro %
5,000	5,00	0,0
4,50	4,48	0,4
4,00	3,97	0,8
3,50	3,49	0,3
3,00	3,00	0,0
2,50	2,50	0,0
2,00	2,01	0,5
1,50	1,50	0,0
1,00	1,00	0,0
0,50	0,50	0,0
0,00	0,00	0,0

Os cálculos de regressão com os dados das Tab. 1 e 2, representados na Fig. 5, forneceram os seguintes resultados:

- Para os pesos em ordem crescente $Y = 0,03136 + 1,0002X$, com um coeficiente de correlação $r = 0,9999$ e

com um coeficiente de determinação $r^2 = 0,99998$.

- Para os pesos em ordem decrescente $Y = 0,004545 + 0,9964X$, com um coeficiente de correlação $r = 0,9999$ e com um coeficiente de determinação $r^2 = 0,99980$.

Fig. 5. Representação cartesiana do dados das Tab. 1 e 2.

A sensibilidade do aparelho é de 0,01Kg, que é a menor indicação do DPM, já que o mesmo foi projetado para ter um fundo de escala de 20,0 Kg.

Com relação à estabilidade do aparelho, observou-se que o tempo necessário para a estabilização térmica é de aproximadamente 5 minutos e que após a calibração do mesmo com um peso padrão, a mesma se conservou sem qualquer alteração por intervalos superiores a uma hora e as medidas se reproduziram até a segunda casa decimal. Pequenas flutuações na leitura do aparelho foram observadas como decorrência de variações da temperatura ambiente.

Discussão

FELIX *et al.* (1983) relataram a importância da medida da força de ruptura como sendo um parâmetro fundamental na análise de processos de cicatrização. Desenvolveram um aparelho destinado à avaliação da força de ruptura de qualquer estrutura orgânica, onde através de um sistema mecânico de arrasto a força de ruptura era medida através de um dinamômetro. A desvantagem do sistema por eles criado, reside no fato de que o deslizamento de peças metálicas gera forças de atrito que se somam àquela que se pretende medir.

NARESSE *et al.* (1987) construíram um aparelho com a mesma finalidade de medir força de ruptura de anastomoses intestinais. Substituíram o dinamômetro por um transdutor de força constituído de uma lâmina de aço fixa por uma de suas extremidades, formando uma viga horizontal, sobre a qual foram colados dois extensômetros ("strain gages"). Este sistema tem a vantagem de

estar livre de forças de atrito resultantes do deslizamento de peças metálicas e que, segundo COBBOLD (1974), pode atingir uma precisão de até $\pm 2\%$.

No atual projeto do transdutor de força, considerou-se que o aparelho deveria suportar um esforço máximo de 20Kg. Entretanto, o dimensionamento do corpo elástico pode ser feito tanto para esforços maiores como para menores, dependendo da necessidade do trabalho. No caso do redimensionamento do corpo elástico deve ser levada em consideração também a potência do motor de arraste responsável pela tração da amostra sob análise.

Na montagem do transdutor de força utilizamos quatro extensômetros, que foram colados sobre o corpo elástico (lâmina de aço), em ponte de Wheatstone completa, isto é, cada extensômetro ocupou um braço da ponte. A vantagem da utilização deste sistema reside no fato de que ele reduz as flutuações da linha de base decorrentes das variações da temperatura, além de tornar o sensor quatro vezes mais sensível do que quando se utiliza apenas um.

Outro aspecto importante diz respeito à colagem dos extensômetros sobre o corpo elástico. Na região onde os extensômetros são colados, a superfície deve estar polida e rigorosamente limpa de graxas e de outros materiais utilizados de modo corrente em procedimentos dessa natureza. Recomenda-se, também, que imediatamente antes da colagem, a superfície seja limpa com acetona. Measurements Group Catalog A-110 recomenda uma literatura de referência para a solução de problemas na análise experimental de estresses enquanto que COBBOLD (1974) traz no seu capítulo sobre transdutores de força uma extensa relação de trabalhos que

discutem os problemas relacionados com a aplicação dos extensômetros em engenharia, biologia, aviação e instrumentação científica em geral.

REFERÊNCIAS

- COBBOLD, R.S.C. Transducers for biomedical measurement. New York, Wiley, 1974. pg.41 e 175.
- FAIRCHILD SEMICONDUCTOR. The linear integrated circuits data catalog, California, USA, 1971.
- FELIX, V.N.; CAMERINI, M.S.N.; PINOTTI, H.W. Novo aparelho de medição da força de ruptura de cicatrizes. Sua aplicação em estudo das suturas do hiato esofágico. *Rev. Bras. Estat.* **73**:5, 1983.
- MEASUREMENTS GROUP, INC. M-Line Strain Gage Accessories - Catalog A-110, MICRO-MEASUREMENTS DIVISION, Raleigh, North Carolina 27611. 40 p.
- NARESSE, L.E.; MENDES, E.F.; CURI, P.R.; LUCCHIARI, P.H.; KOBAYASI, S. Aparelho para medida da força de ruptura das anastomoses intestinais. *Rev. Hosp. Clin. Fac. Med. S.Paulo*, **42**(5):204-208, 1987.
- NARESSE, L.E.; LUCCHIARI, P.H.; ANGELELI, A.Y.O.; BURINI, R.C.; CURI, P.R.; KOBAYASI, S. Estudo comparativo de anastomoses no intestino delgado de cão. Estudos da força de ruptura, hidroxiprolina tecidual e anatomopatológico. *Acta Cir. Bras.* **3**:106-12, 1988a.
- NARESSE, L.E.; LUCCHIARI, P.H.; KOBAYASI, S. Estudo da resistência (força de ruptura) das anastomoses intestinais em plano único e em dois planos. *Rev. Bras. Cir.* **78**:247-50, 1988b.
- PERRY, C.C.; LISSNER, H.R. The strain gage primer. New York, Mc Graw Hill, 1962.
- SCHIEL F. Introdução à resistência dos materiais, Escola de Engenharia de São Carlos, USP, São Carlos, 1981.