

Princípios teóricos de substituição de ação rotacional de músculo extra-ocular

V - Modelos de implantação de artefatos elásticos

Harley E. A. Bicas *

A aplicação de forças ao olho pode se dar por sistemas elásticos colocados ou do lado do músculo cuja ação se pretende substituir (fig. 1, A) ou do lado oposto (fig. 1, S), seja acumulando energia por distensão (molhas propriamente ditas, fig.

1, d) ou por compressão do artefato (fig. 1, c). Além disso, o sentido da ação da força pode ser invertido pelo recurso de "roldanas", originando-se vários modelos aplicáveis à restauração de um dado movimento (figs. 1 e 2).

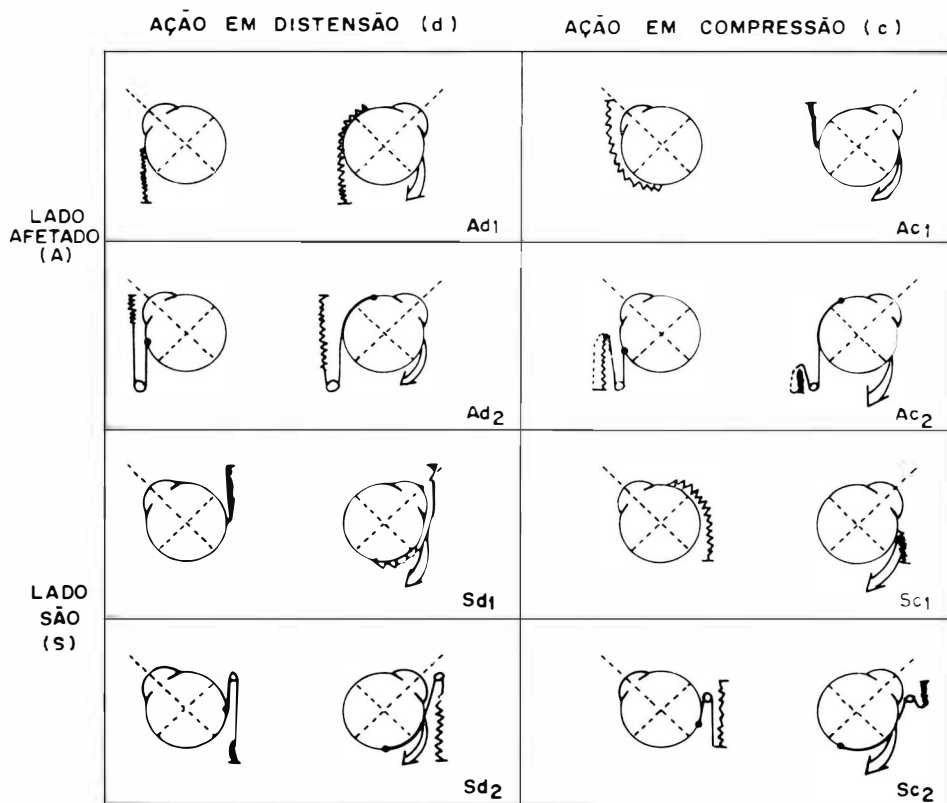


Fig. 1 — Esquemas de colocação de artefatos relativamente ao olho, para obtenção de rotação no sentido anti-horário (p.ex., abdução para o OE ou adução para o OD). Em cada uma das condições estudadas, o desenho da esquerda representa o artefato em repouso e o da direita o artefato em ação.

Os sistemas que acumulam energia na sua distensão (coluna d, fig. 1), podem ser

representados por molhas simples, com ação muito bem conhecida. Os que são compri-

* Professor Titular, Chefe do Departamento de Oftalmologia e Otorrinolaringologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. 14.100 — Ribeirão Preto — SP — Brasil.

midos pela aplicação da força (do músculo antagonista ao de cuja ação se pretende restaurar) (coluna c, fig. 1) são molas do tipo "compressível". Em qualquer desses casos, há uma nítida relação entre a força aplicada ao sistema e a deformação (ΔM) obtida, por distensão (Ad_1, Sd_1, Ad_2, Sd_2) ou compressão (Ac_1, Sc_1, Ac_2, Sc_2) (figura 2).

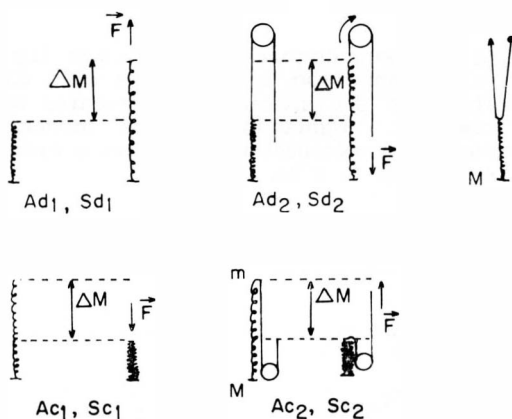


Fig. 2 — Representações das formas de aplicação de força (compressão ou distensão) e deformação (ΔM), caracterizando uma distensibilidade ($\Delta M/F$) do modelo (ver fig. 1).

É possível, todavia, confeccionar-se ainda outros modelos em que apesar do material ser o mesmo, a relação entre deformação obtida e força aplicada se multiplica. Sistemas de "roldanas" móveis podem então ser adaptados para "modificar" a distensibilidade da mola.

A distensibilidade de u'a mola ou de um sistema (E) é dada pela lei de Hooke, que relaciona a modificação de comprimento ΔM da mesma, à força $\vec{F}$ sobre ela aplicada (F.I)(*). Um modelo pode todavia ser construído de sorte que a variação de comprimento da mola (ΔM) resulte num deslocamento efetivo ΔS , maior ou menor, de acordo com as circunstâncias (fig. 3 e F.II). Então a relação entre a distensibilidade efetiva ou obtida (E_2) e a real (E_1) pode ser quantificada por um fator H (F.III).

$$E_1 = \frac{\Delta M}{F} \quad (F.I)$$

$$E_2 = \frac{\Delta S}{F} \quad (F.II)$$

$$E_2/E_1 = \Delta S/\Delta M = H \quad (F.III)$$

De acordo com a figura 3 b, no triângulo $m_0 m_1 m_2$, como $\overline{m_0 m_1} = M_0$ (comprimento inicial da mola), $\overline{m_0 m_2} = M$ (comprimento final da mola) e $\overline{m_1 m_2} = J = k F$, pode-se escrever:

$$M - M_0 = \Delta M \quad (F.IV)$$

$$M^2 = M_0^2 + J^2 - 2 M_0 J \cos (180-a) \quad (F.V)$$

E por desenvolvimento:

$$\therefore \Delta M = -M_0 \pm \sqrt{M_0^2 + J(J+2 M_0 \cos a)} \quad (F.VI)$$

Nos triângulos $f m_1 p_1$ e $f m_2 p_2$ sendo $\overline{f m_2} = A$, $\overline{m_2 p_1} = B$ e $\overline{f m_1} = \overline{m_1 p_1} = C$:

$$C = J + B$$

$$S_0 = 2 C \text{ (comprimento inicial)}$$

$$S = A + B \text{ (comprimento final)}$$

$$\Delta S = S_0 - S = 2 C - (A+B) = C - A + J \quad (F.VII)$$

$$A^2 = C^2 + J^2 - 2 C J \cos 2 a \quad (F.VIII)$$

E do desenvolvimento de F.VII e F.VIII, vem:

$$\Delta S = C + J \pm \sqrt{C^2 + J^2 - 2 C J \cos 2 a} \quad (F.IX)$$

Com as F. III, VI e IX:

$$H = \frac{C + J \pm [C^2 + J^2 - 2 C J \cos 2 a]^{1/2}}{-M_0 \pm [M_0^2 + J(J+2 M_0 \cos a)]^{1/2}} \quad (F.X)$$

ou seja, o índice H é função de variáveis conhecidas: $2 C$ (comprimento inicial do fio de tração), J (proporcional à força de aplicação F), a (ângulo de aplicação da força relativamente à direção do maior eixo da mola) e M_0 (comprimento inicial da mola).

Quando então, por exemplo, $a = 0$ (força sendo aplicada à mola exatamente na

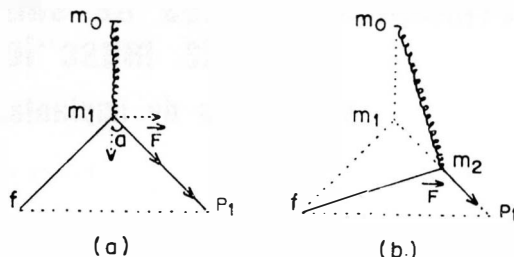


Fig. 3 — Representação de modulações da distensibilidade de um artefato, pelas relações entre: extremidade fixa do mesmo (m_0), extremidade livre (m_1), ponto de fixação de um fio inextensível (f) e ponto de sua tração (p_1), antes (a) e depois (b) de aplicada a força (F).

direção de seu eixo longitudinal), resulta $\Delta M = J$ (das F.IV e V) e $\Delta S = 2 J$ (das F.VII e VIII) e portanto $H = 2$: o valor da distensibilidade fica exatamente duplicado (fig. 5).

Para $a = 90^\circ$, resulta $\Delta S = 0$ (já que $A = C + J$) e daí $H = 0$ ou seja, a distensibilidade se reduz a zero (a resistência à distensão ou compressão torna-se infinita).

Num outro caso em que se supõe a mola sendo distendida ao longo de seu maior eixo, apesar de que a aplicação da força com aquele um ângulo a (figura 4), tem-se:

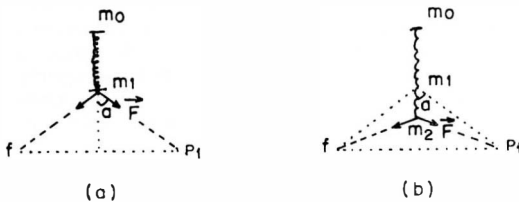


Fig. 4 — Representação de distensão de u'a mola na direção de seu eixo longitudinal, embora a força aplicada faça com o mesmo um ângulo a ; m_0 é a extremidade fixa da mola, m_1 a sua extremidade livre, f o ponto de fixação de um fio inextensível e p_1 sua extremidade por onde se aplica a força. Mostra-se o modelo antes (a) e depois (b) de aplicação a força.

Sendo $m_2 m_1 = \frac{\Delta M}{m_2 p_1} = B$, $m_1 p_1 = C$, vem:

$$2 B = S_0, \quad 2 C = S \quad (F.XI)$$

$$\Delta S = S_0 - S = 2 (B - C) \quad (F.XI)$$

$$B^2 = C^2 + \frac{\Delta M^2}{2} - 2 \Delta M C \cos a \quad (F.XII)$$

E para o caso particular de que $\sin a = B/C$ e $\cos a = \Delta M/C$, vem:

$$\Delta S = 2 C (1 - \sin a).$$

$$\text{Daí: } H = 2(1 - \sin a)/\cos a \quad (F.XIII)$$

Resulta então, para $a = 0$, $H = 2$; para $a = 90^\circ$, fica-se numa indeterminação. O valor de $H=1$ é obtido quando $\sin a=0,6$ (ou seja $a=37^\circ$).

Para um dado material, a distensibilidade de u'a mola helicoidal com ele construída, vai ser diretamente proporcional:

- à força que lhe é aplicada;
- ao comprimento da mola e separação entre suas espiras;
- ao diâmetro das suas espiras;

e inversamente proporcional ao calibre do fio (*).

Em outras palavras, o aumento da distensibilidade é proporcional ao volume da

mola (comprimento e "diâmetro").

Nas condições em que se poderia pensar em usá-las, os espaços (intra-orbitários, por exemplo) são pequenos, sendo pois conveniente, também, u'a mola de dimensões reduzidas (o que implica em diminuição da distensibilidade. Dessa forma, artefatos que possam aumentar essa distensibilidade são, por isso, desejáveis (figs. 5 e 6).

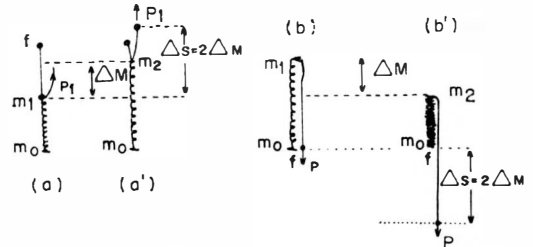


Fig. 5 — Princípio de roldana aplicado a u'a mola helicoidal, para aumentar-lhe a distensibilidade: um fio (inextensível) fixo a um ponto f e passando pela extremidade livre da mola (m_1), rebatendo-se neste local e sendo tracionado no sentido de m_1 a f pode produzir distensão (a a') ou compressão (b a b') do artefato. Em qualquer dos casos o deslocamento de um ponto do fio (ΔS) é o dobro do deslocamento do ponto m_1 da mola (ΔM).

Na verdade, o efeito multiplicador da distensibilidade do material, isto é, da relação entre o deslocamento de um fio de tração (ΔS) e a distensão ou compressão do artefato (ΔM), pode ser ainda maior, bastando que se aplique o princípio a uma série de "roldanas" ou passagens do fio pelas espiras da mola (figura 6).

Pela figura 6 é fácil verificar que para um deslocamento ΔM da mola em a ou b e para um deslocamento $\Delta M'$ em c ou d , a extremidade livre do fio de tração sofre os deslocamentos ΔS iguais a:

- $2 \Delta M$;
- $4 \Delta M$;
- $4 \Delta M' - 2 \Delta M'/2 = 3 \Delta M'$
- $8 \Delta M' - 2 \Delta M'/2 = 7 \Delta M'$

Genericamente, nos dois primeiros casos, pode-se dizer que a relação (H) entre ΔS , deslocamento da extremidade livre do fio e ΔM ou $\Delta M'$, o(s) deslocamento(s) da(s) extremidade(s) livre(s) da(s) mo-

(*) O alongamento total (ΔM) de u'a mola de n vol-

tas, ao lhe ser aplicada a força $\vec{F}$ depende de:

$$\Delta M = \frac{n 4 R^3 F}{G r^4} = \frac{F}{k}$$

onde k é a constante de elasticidade (ou de força) da mola, G o módulo de elasticidade transversal do material, r o raio do fio e R o raio das espiras.

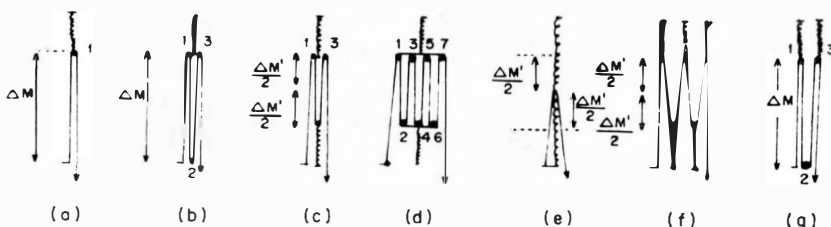


Fig. 6 — Modelos de passagens do fio por u'a mola, com o princípio de roldanas: (a): uma; (b) e (c): três; (d): sete; (e): representa o estado final dos artefatos c ou d após distensão completa das molas. Em (f) e (g) o número de roldanas é igual ao de molas, o que torna os modelos basicamente similares a a.

la(s) é $H = u + 1$ sendo u o número de "roldanas" do sistema. E no segundo caso, $H = u$. O espaço é, portanto, melhor aproveitado em b do que em a; e em b do que em c. Aliás, se as "roldanas" se fizerem em diferentes molas, essa fórmula de ganho de distensibilidade não se faz: de fato, pela figura 6 f pode se demonstrar que $\Delta S = 5 \Delta M'$ e $\Delta M = 5 \Delta M'/2$, ou seja, $H = \Delta S/\Delta M = 2$; assim também como na figura 6 g há um deslocamento do fio $\Delta S = 4 \Delta M$, enquanto o das molas é de $2 \Delta M$, resultando daí $H = \Delta S/\Delta M = 2$.

A cogitação de outras molas em que, por exemplo, a força se aplique perpendicularmente ao eixo do artefato (figura 7), pode proporcionar variantes de implantação.



Fig. 7 — Tipos de mola: (a): alavanca; (b): roldana com eixo, ou sarilho (exemplo: trenas de medições métricas).

Aspectos da anatomia periorbitária

A colocação de um artefato elástico pode ser feita dentro da órbita ou fora dela. No primeiro caso, os espaços disponíveis são muito reduzidos, o que leva a uma necessidade de miniaturização de modelos e maior delicadeza de materiais. Assim mesmo, a parede medial da órbita é muito fina e inapropriada para as condições de fixação de "molas", pelo risco de fratura.

No caso de implantações extra-orbitárias, o artefato pode ser encoberto pela pele e, pois, ficar também inconspícuo. Como parte da parede lateral da órbita, o tubérculo zigomático é de pequenas dimensões;

em termos de maiores distâncias e espaços é o osso zigomático (malar) propriamente dito, o que oferece (em casos de implantes do lado lateral) as melhores perspectivas: a mudança na direção de tração pode ser facilmente obtida por uma "roldana" (um pequeno anel por onde se rebata o fio de tração: com isso u'a mola pode se situar num plano vertical e exercer ação no plano horizontal (figura 8).



Fig. 8 — Crânio humano, mostrando posições em que u'a mola poderia ser alojada (p. ex., numa canaleta escavada no osso).

Aspectos relativos ao envolvimento do artefato

De todo modo, em quaisquer das situações anteriores (intra-orbitária ou extra-orbitária, mas subcutânea), a implantação de um artefato elástico torna-o sujeito ao envolvimento de tecidos vivos que o circuncrescem e o invadem (fibrose), ou a reações de rejeição. Encapsulá-lo (por exemplo com silicone inerte) pode ajudar a evitar tais situações, mas uma continuidade entre o espaço interno (subcutâneo) e o da mola (que deve ser separado daquele) será então possível. De fato, através da interface "ss" (bolsa, por exemplo, de silicone, envolvendo a mola e situada no mesmo espaço do da esclera) ou através da interface

“pp” (mola situada externamente ao espaço onde a aplicação de força deve se dar) haverá um orifício “b” por onde passa o fio que liga o artefato ao olho. No primeiro caso (figura 9 a) substâncias e células do espaço periocular podem penetrar no do artefato; no segundo (fig. 9 b) pode haver contaminação do espaço subcutâneo, através do orifício por onde passa o fio. Nem mesmo uma “soldadura” do fio à interface “ss” ou “pp” seria possível, já que se supõe o fio movendo-se através da inter-

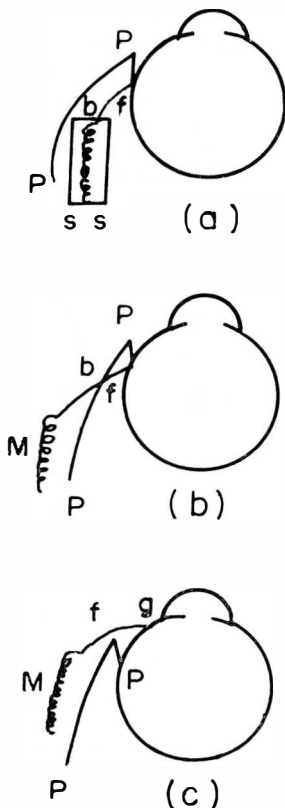


Fig. 9 — Representações de relações entre artefato elástico e olho: (a): artefato colocado abaixo da pele e conjuntiva (no espaço orbitário ou fora dele) (PP) e envolvido por uma cápsula SS; a ligação entre o artefato M e o olho se faz por um fio (f) que atravessa a cápsula pelo orifício b; (b): artefato colocado externamente: a ligação entre ele (M) e o olho se faz pelo fio (f) que atravessa pele ou conjuntiva (pp) pelo orifício b; (c): idem, como o anterior, mas havendo um ponto de consolidação (g) entre fio (f), conjuntiva e olho.

face. Apenas se a interface fosse praticamente móvel com o olho (p.ex., a conjuntiva) e se se formasse uma reação granulomatosa consolidando num só corpo fio, esclera e conjuntiva então, sim, ficaria possível a ligação mola-olho (fig. 9 c) sem os problemas anteriormente aventados. Tal solução, todavia, não parece ser, pelo menos cosmeticamente, aceitável.

Existe porém a possibilidade de que a cápsula considerada não seja descontínua e que (também elástica) envolva hermeticamente o artefato (figura 10 a). Aliás, “elásticos” comuns (de materiais do tipo borracha, silicone, etc.) podem, basicamente, ser tomados como representativos dessa condição (figura 10 b).

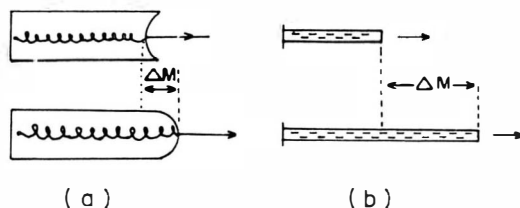


Fig. 10 — (a) Artefatos elásticos encapsulados (molas helicoidais) antes e depois de uma distensão (ΔM): a cápsula é também elástica; (b) fios de materiais distensíveis (e.g., silicone).

É certo entretanto que o desempenho desse “elástico” não pode ser garantido plenamente, a não ser em espaços biológicos eles próprios encapsulados; por exemplo: o espaço subtenoniano parece ser adequado enquanto o subcutâneo não.

RESUMO

Artefatos elásticos cujas bases de atuação foram estudadas anteriormente são agora examinados com respeito aos seus possíveis modos de implantação (no lado de um músculo afetado ou no oposto) e ação (por compressão ou por distensão). Para objetivar-se economia de espaço, são propostos modelos para o aumento da distensibilidade do artefato implantável. Finalmente, possíveis formas de se evitar o efeito de reações orgânicas sobre a ação mecânica do implante (fibrose, por exemplo) são também sugeridas.

SUMMARY

Elastic artifacts which basis of action were previously studied are now reviewed about their possible types of implantation (on the side of an affected muscle or on the opposite side) and types of action (by compression or by distension). Models for increasing the distensibility of the elastic implant are proposed, with the aim at saving space. At last the possible ways of avoiding the effect of organic reactions over the mechanic action of the implant (e.g., fibrosis), are also suggested.