

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

## III - Amplitude de rotação facultada por um dispositivo mecânico contraposto à ação de um músculo são

Harley E. A. Bicas \*

Empregando-se os esquemas anteriormente propostos para determinação de posições de equilíbrio do sistema de forças, será possível interpretar-se a ação de diferentes dispositivos elásticos, presos ao olho com a finalidade de nele promoverem movimentos.

Em princípio, a extensão do movimento produzido entre a fase de completo relaxamento do músculo "oponente" (e também do artefato elástico) e a fase em que esse músculo acionador se contrai, produzindo rotação (que por sua vez distende a mola, contrapondo-se ao movimento ocular) dependerá de:

- a) forças passivas originais do sistema ("spring-back forces");
- b) elasticidade da mola;
- c) ponto a partir do qual essa mola começa a se distender;
- d) força da contração muscular.

Assim, o acoplamento de um mecanismo ao sistema oculomotor destinado a lhe introduzir um novo componente elástico passivo, modifica as condições de equilíbrio prévio, deslocando-as no sentido em que o artefato age. Falando-se, por exemplo, numa "mola", será preciso distinguir-se o ponto de estabilidade (passiva) do sistema oculomotor do ponto de repouso da mola: a elasticidade dos tecidos perioculares (forças elásticas, passivas, "spring-back forces") tendentes a fazer com que o olho retorne a posições (normalmente) "centrais" são forças, geralmente, centrípetas que então se opõem às forças da mola. Do equilíbrio delas é que surge o ponto de repouso (passivo) do sistema (figura 1).

Supondo-se um músculo cuja contratilidade e comando inervacional sejam normais (e portanto variáveis na medida das necessidades de movimentação ocular), o ponto a partir do qual o sistema começa a oferecer resistência ( $a_2$ , figura 1) não é, pois, o mesmo em que o dispositivo elástico está em repouso ( $a_1$ , fig. 1); é o primeiro que determinará o limite até o qual vai ocorrer

uma rotação oposta à da ação do músculo efetivo. Em outras palavras, se um dispositivo elástico deve "promover" abdução (ou melhor, contrapor-se a adução), a mesma dar-se-á até um ponto em que o sistema esteja em repouso; mas neste, uma parte da "resistência" (ou elasticidade) do dispositivo já estará "consumida", pelas forças passivas de retorno elástico ("spring-back forces").

Para um mesmo dispositivo, quanto menor a importância das "spring-back forces", maior a influência daquele (fig. 2, a e b:  $E_b \cdot E_0 > E_a \cdot E_0$ ). Para um mesmo estado de forças passivas prévias, quanto menos elástico (mais "resistente") o dispositivo, maior a influência deste (fig. 2, b e c:  $E_c \cdot E_0 > E_b \cdot E_0$ ). Mas um dispositivo mais elástico pode ainda ter efeito maior, desde que apropriadamente colocado (fig. 2, c e d.  $E_d \cdot E_0 > E_c \cdot E_0$ ).

Estabelecido, dessa forma, o limite da rotação passiva, o outro extremo (o da rotação ativada) dependerá da força de contração muscular, podendo ser representado pelas ações antagônicas do dispositivo e músculo (figura 3). Assim, uma idêntica força de contração, poderá causar diferentes estados de rotação e equilíbrio, na dependência dos fatores envolvidos (por

exemplo, a força muscular  $4F$  traz o olho de uma posição  $-2w$  à posição primária, na figura 3 c; na figura 3 b traz o olho de uma posição  $-2w$  a uma  $+2w$ ; e na figura 3 a se promovesse a mesma extensão rotacional  $4w$ , levaria o olho a uma posição  $+3w$ ). Inversamente, mesmas posições de equilíbrio podem ser alcançadas com diferentes balanços de forças (por exemplo, o equilíbrio em posição primária depende de forças  $F$ ,  $2F$  ou  $4F$  nas figuras 3 a, b e c respectivamente).

Logicamente, um músculo relativamente fraco diante de um determinado dispositivo, só conseguirá contrapor-se a este se

\* 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.

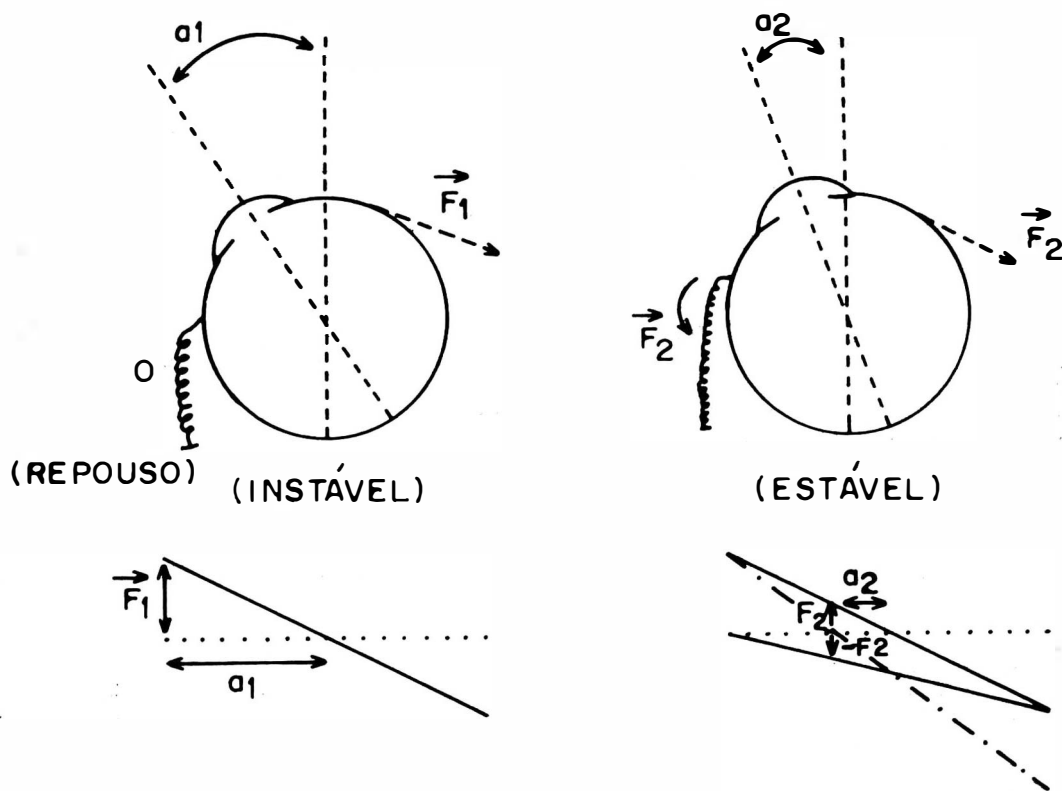


Fig. 1 — Diferença entre o ponto de repouso da mola ( $\alpha_1$ ), na qual o equilíbrio é instável, pois sujeito às forças de retorno  $\vec{F}_1$  e o ponto de balanceamento (repouso) do sistema passivo, depois da introdução da mola ( $\alpha_2$ ). Nesse ponto ( $\alpha_2$ ) a mola tem uma tensão  $-\vec{F}_2$  que neutraliza a força de retorno  $\vec{F}_2$ , equilibrando o sistema.

maior estímulo inervacional (e daí poder contrátil) lhe for conferido. Ou seja: é até o limite de sua capacidade contrátil **máxima** que um músculo pode se contrair a um artefato elástico (figura 4).

Supondo-se a simplificação linear, a amplitude de rotação ( $\Delta S$ ) será então dada por:

$$\tan a = \frac{\vec{F}}{\Delta S} \therefore \Delta S = \vec{F} \cotan a \quad (I)$$

onde  $a$  é o módulo de elasticidade (\*) resultante das forças passivas (não apenas,

portanto, do dispositivo elástico) e  $\vec{F}$  a força máxima que o músculo pode desenvolver.

O atendimento dessa exigência mecânica (desenvolvimento da força rotacional  $\vec{F}$ ) pode ser feito com o recurso de se aumentar a inervação ao músculo até o máximo da resposta do mesmo, independentemente do que estiver ocorrendo no outro olho. Em outras palavras: esse limite pode ser alcançado, quando esse olho for o fixador.

(\*) Módulo ou coeficiente de elasticidade de um material é a relação entre a tensão aplicada ( $\vec{F}$ ) e a deformação causada por ela ( $\Delta S$ ). (Tratando-se de uma deformação longitudinal, o módulo de elasticidade longitudinal é também chamado "de Young"). No caso de u'a mola, essa relação é também conhecida como "constante elástica da mola"; quanto maior esse módulo ou essa constante, mais "resistente" ao alongamento é o material ou dispositivo. Ao contrário, a "distensibilidade" do material ou dispositivo (medida pelo seu coeficiente de alongamento), é dada pela recíproca desse "módulo de elasticidade" ou "constante elástica".

De qualquer forma, não se deve confundir o módulo de elasticidade (ou sua recíproca, coeficiente de alongamento), com a elasticidade do material (definida como a propriedade de um corpo recuperar sua forma ou tamanho primitivo depois de uma deformação, uma vez cessada a força que a tenha provocado): num "diagrama de elasticidade", o "módulo de elasticidade" é representado por um ângulo, por uma relação (entre  $\vec{F}$  e  $\Delta S$ ), enquanto a "elasticidade" é a extensão da curva, guardando essa proporcionalidade linear (i.e., obedecendo à Lei de Hooke).

ARQ. BRAS. OPTAL.  
47(5), 1984

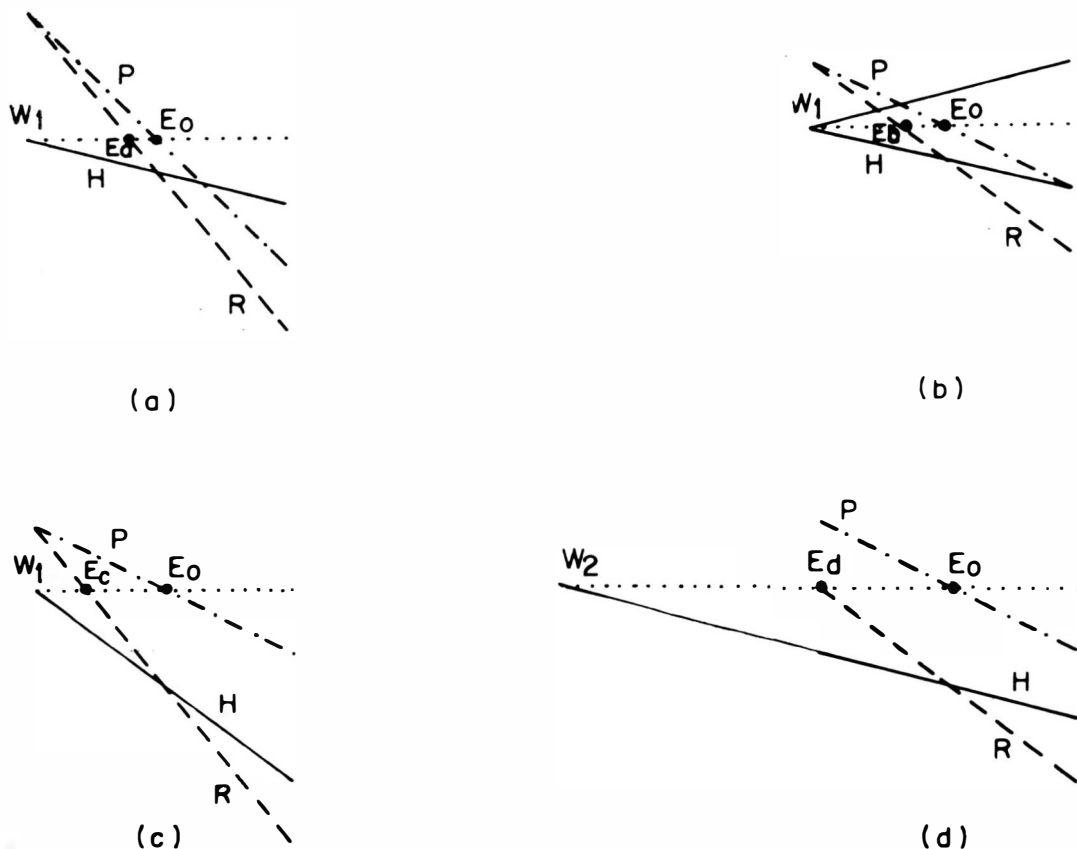


Fig. 2 — Alteração do equilíbrio passivo do sistema oculomotor pela introdução, no mesmo, de um dispositivo elástico. As forças passivas prévias são designadas por P; o dispositivo elástico por H e a nova resultante por R; (a), (b) e (d) representam “molas” de elasticidade igual, enquanto (c) é uma com “resistência” maior. Nos casos (b), (c) e (d) as forças passivas tem mesmo comportamento, enquanto em (a) as que promovem o retorno (elástico) centrípeto do olho, são maiores. Note-se que a diferença entre b e d é do ponto a partir do qual o dispositivo de igual elasticidade nos dois casos) começa a se distender (respectivamente  $w_1$  e  $w_2$ ).

Já entretanto na condição do olho oposto conduzir a inervação, a resposta do primeiro (o que contém o dispositivo mecânico) será, provavelmente, diferente: para uma dada posição a inervação não é qualquer (podendo até ser máxima, como até aqui suposto), mas condicionada pela lei de Hering (figura 5).

Enquanto a posição do olho que requer a inervação para fixação (olho fixador) possa estar adequada tanto num caso como no outro ( $a_1.p_1 = 0$  para o OD e  $a_3.p_2 = 0$  para o OE, figura 5), a do olho não fixador estará desajustada. A magnitude do desvio entre os eixos visuais (estrabismo) será (de acordo com a convenção adotada para a figura 5) proporcional às tangentes de  $p_2$  (quando o olho direito estiver fixando) e  $a_4$  (quando o olho esquerdo estiver fixando):

$$\tan a_1 = \tan p_1 = \tan a_2 = \frac{\vec{F}}{\Delta S_0}$$

$$\tan p_2 = \frac{\vec{F}}{\Delta S_e}$$

$$\Delta S_0 - \Delta S_e = \vec{F} (\cotan a_1 - \cotan p_2) \quad (II)$$

$$\tan a_3 = \tan p_2 = \tan a_4 = \frac{y\vec{F}}{\Delta S_0}$$

$$\tan p_1 = \frac{y\vec{F}}{\Delta S_d}$$

$$\Delta S_d - \Delta S_0 = y\vec{F} (\cotan a_1 - \cotan p_2) \quad (III)$$

$$\therefore (\Delta S_d - \Delta S_0) = y(\Delta S_0 - \Delta S_e) \quad (IV)$$

E como  $\frac{y\vec{F}}{F} > 1$ , resulta que o desvio causado quando fixa o olho com o artefato ( $\Delta S_d - \Delta S_0$ ) é maior do que o encontrado quando fixa o olho são ( $\Delta S_0 - \Delta S_e$ ),

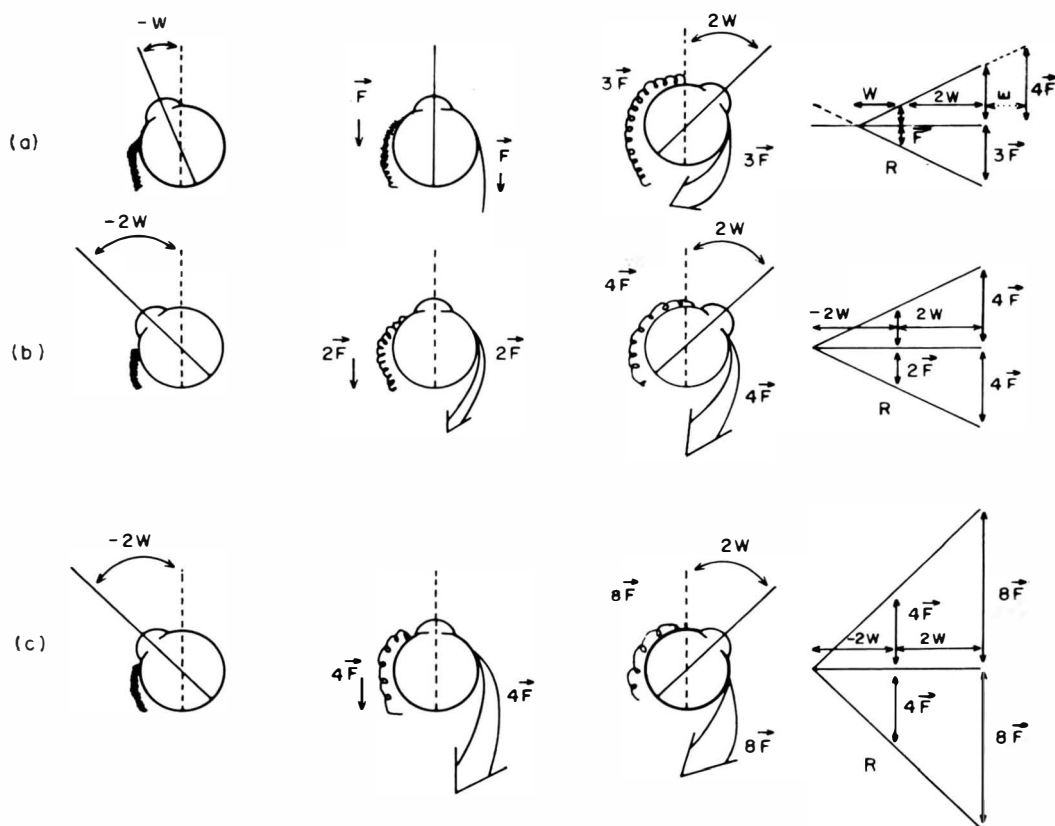


Fig. 3 — Representação de estados de equilíbrio gerados por forças musculares contra a oposição de um dispositivo elástico; em (a) e (b) a distensibilidade deste é maior do que em (c) (onde a resistência à deformação elástica é maior); note-se que o esquema trata de R, resultante de forças passivas mais as do dispositivo e não de H (forças elásticas do dispositivo) o que significa que na posição de repouso passivo, já existe certa tensão no dispositivo (conforme figuras anteriores).

o que aliás, não surpreende (\*). Note-se que quando olho "livre" dirige a fixação, requerendo para uma rotação  $\Delta S_0$  uma inervação  $a_1$ , a resposta do olho "contido" é menor ( $\Delta S_c$ ), criando-se um exodesvio. Quando fixa o olho "contido", a rotação  $\Delta S_0$  exige uma inervação maior ( $a_2$ ) o que produz no olho livre uma rotação também maior ( $\Delta S_1$ ) ou seja, novamente um exodesvio. Tudo se passa como se houvesse uma paresia do RME (e, ou uma contenção do movimento por ele gerado, o que de fato acontece).

Na verdade, um artefato elástico pode ser projetado de forma que seu ponto de repouso ocorra em qualquer posição. Assim, este é  $E_0$  na figura 5,  $E_{-1}$  (à esquer-

da de  $E_0$ ) na figura 6 e  $E_1$  (à direita de  $E_0$ ) na figura 7, o que significa que para uma dada posição  $E_0$ , por exemplo em levar-se, haveria perfeito equilíbrio binocular no caso da figura 5 (ainda que em outras posições o equilíbrio não se mantenha), exodesvio na figura 6 (ainda que este possa ser neutralizado e até se inverter, em outras posições, como nas figs. 6 c e 6 d) e endodesvio na figura 7 (embora este possa desaparecer e até permitir o aparecimento de um desvio contrário, em outras posições, como indicado pela fig. 7 a).

Pode-se então dizer, com respeito à figura 6, que uma força  $F$  de um músculo são (de ação contraposta ao efeito de um artefato elástico) e que representa a tonicidade normal do mesmo para manter o olho em posição primária ( $E_1$ ) será:

a) insuficiente para equilibrar a força do artefato elástico na posição primária

(\*) A suposição de linearidade e de que, por extrapolação, a inervação (e pois a ação) do músculo agonista possa cair a zero numa determinada posição do olhar é meramente figurativa: em qualquer situação de abdução, por exemplo, é possível iniciar-se a contração de um reto medial.

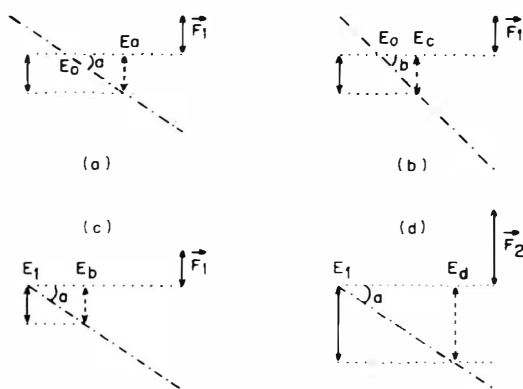


Fig. 4 — Representações de resultantes passivas do sistema oculomotor (já incluído o dispositivo elástico) e a força máxima que um músculo pode desenvolver

(em sentido contrário ao da resistência):  $F_1$  (em a, b e c) ou  $F_2$  (em d). A resultante das forças passivas tem resistência a (em a, c e d) ou maior, b (em b). Os pontos de equilíbrio (passivo) do sistema oculomotor são supostos em  $E_0$  (em a e b) ou  $E_1$  (em c e d). Como a resistência elástica é a mesma (a) em a e c, em que também a força máxima desenvolvida pelo músculo é a mesma ( $F_1$ ), resulta que  $E_a - E_0 = E_c - E_1$  ( $E_1$ ), o que causará nesta um exodesvio (fig. 6 a e 6 b);

b) adequada para equilibrar a força do artefato elástico na posição primária ( $E_1$ ), o que causará nesta o paralelismo dos eixos visuais (fig. 6 c);

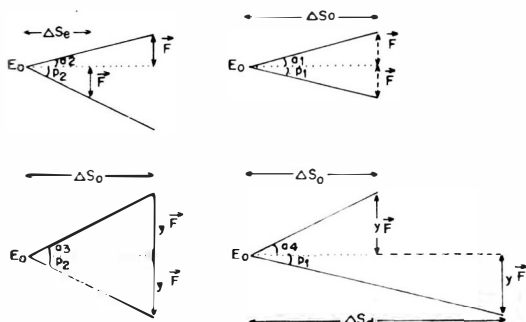


Fig. 5 — Esquema de forças ativas e reacionais (resistências passivas) para os olhos esquerdo e direito, na fixação dirigida por cada um deles. Um comando inervacional  $a_1$  gerado para o olho direito (supostamente são) e reproduzido para o olho esquerdo ( $a_2$ ) pode ser insuficiente para produzir entre ambos um movimento (para a direita) conjugado ( $\Delta S_o > \Delta S_{o_2}$ ). Para que a rotação (adução)  $\Delta S_o$  deste olho esquerdo seja possível, requerer-se-á uma inervação  $a_3$  ( $= p_2$ ), que transferida para o olho são ( $a_4$ ) dará, neste, um movimento excessivo para a direita ( $\Delta S_d > \Delta S_o$ ) (\*).

(\*) Não obstante, o equilíbrio das forças presentes tanto para o olho esquerdo ( $p_2-a_2$ ) quanto para o direito ( $a_4-p_1$ ), é igual, pois:  $p_2-a_2 = a_3-a_1 = a_4-p_1$ .

c) excessiva para equilibrar a força do artefato elástico na posição primária ( $E_1$ ), produzindo nesta, então, um endodesvio (fig. 6 d).

De acordo pois com a elasticidade do artefato e com a ação progressiva do músculo que se lhe contrapõe, pode-se produzir: um exodesvio que aumente progressivamente (fig. 6 a); um exodesvio que se mantenha constante (fig. 6 b); ou um exodesvio que diminua, se anula (em posição primária,  $E_1$  ou "antes" desta, em  $E_b$ ) e passa a endodesvio (a partir, respectivamente de  $E_1$  ou  $E_b$ ) (figs. 6 c e 6 d).

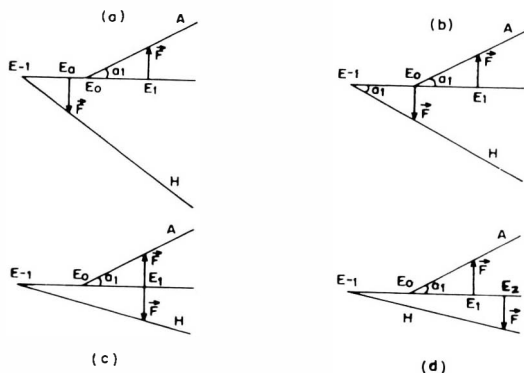


Fig. 6 — Esquema de forças ativas e reacionais (resistências passivas) para os olhos esquerdo e direito, na fixação dirigida por cada um deles. Um comando inervacional  $a_1$  gerado pelas necessidades posicionais do olho fixador (são) passa a um músculo bom do olho afetado, cuja ação (A) se contrapõe à de um artefato elástico (H). Para posicionar normalmente o olho em

$E_1$ , a força gerada  $F$  será contrabalçada: (a) em  $E_1$ ; (b): em  $E_0$ ; (c): em  $E_1$ ; (d): em  $E_2$ . Note-se que a distensibilidade do artefato (inclinação da curva H, relativamente ao eixo das ordenadas), pode ser menor do que a normal (a), igual à que se poderia normalmente esperar (b) ou maior do que esta (c e d).

### Complacência do artefato

Por esse termo, entender-se-á a possibilidade de que uma rotação ocorra, sem que o artefato elástico seja realmente acionado (figura 7). Com isso criar-se-á a eventualidade de vários tipos de resposta, de acordo com a elasticidade do artefato e de sua "complacência"(\*\*).

Realmente, é possível que quando o olho são (p.ex. o OD) esteja fixando, o outro (no caso, OE) se posicione, por exemplo, em endodesvio. Assim, pela figura 7,

(\*\*) Continua-se a supor, num esboço simplificado, que o aumento da inervação do músculo agonista do movimento (no olho fixador), produzindo um aumento proporcional da inervação ao músculo conjugado (no olho não fixador) e que essa variação seja linear em função das rotações oculares.

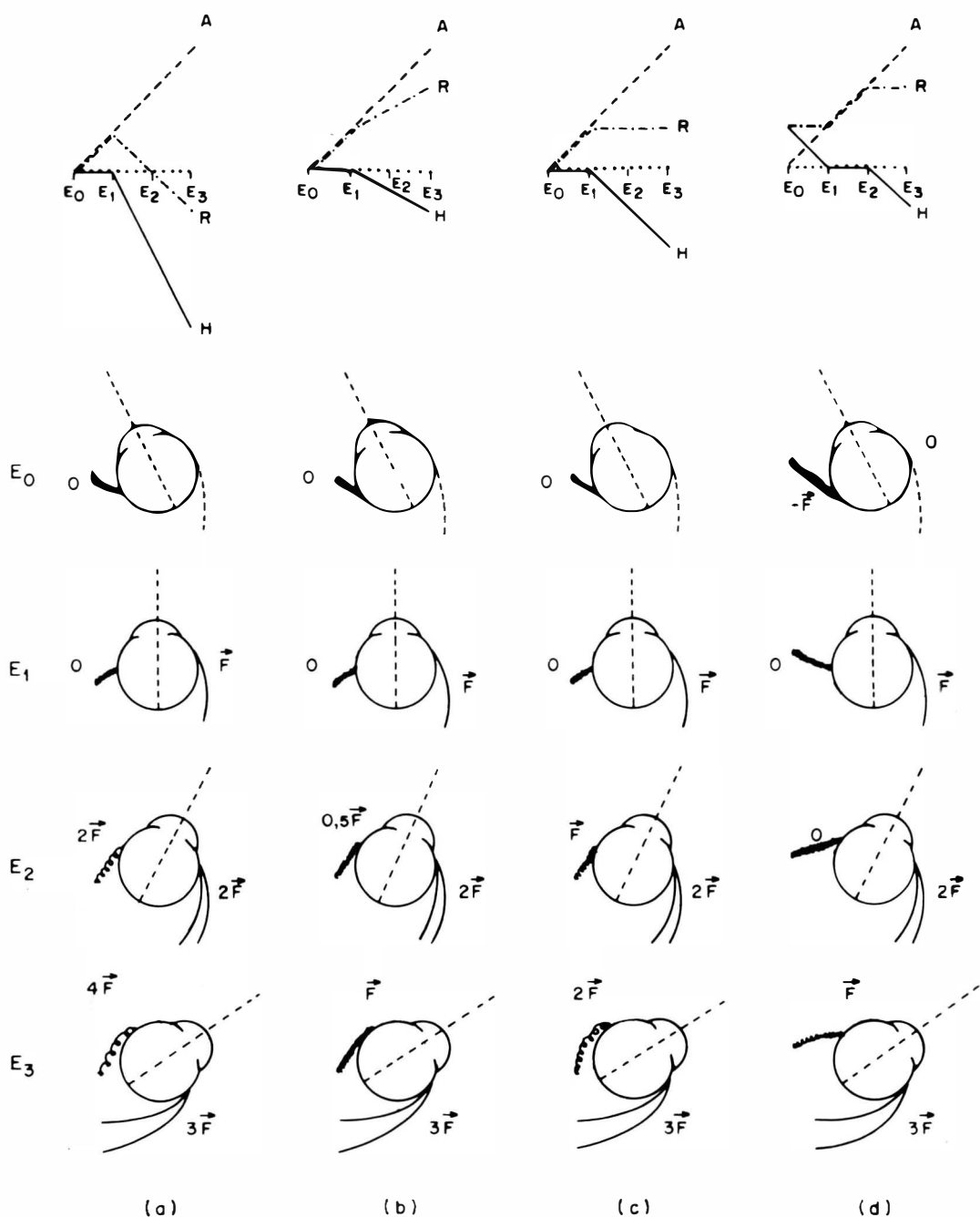


Fig. 7 — Representação de situações inervacionais do olho esquerdo (idênticas em cada fila horizontal) e gráficos correspondentes (acima em cada coluna:  $E_0$  é posição de completo relaxamento do RME ( $\vec{F} = 0$ ), o que se dá no olhar para a esquerda;  $E_1$  é a posição primária, à qual se relaciona a força muscular  $\vec{F}$ ;  $E_2$  e  $E_3$  posições (no olhar para a direita) correspondentes às forças musculares  $2\vec{F}$  e  $3\vec{F}$ . Portanto em todas as colunas a representação gráfica dessas forças (A) é a mesma. O artefato elástico é que terá influências variáveis em cada caso (curvas H), oferecendo maior resistência à distensão em a, menor em b e intermediária em c e d. Além disso, passa a ser distendido a partir das posições  $E_1$  (em a, b, c) ou  $E_2$  (em d). R é a curva resultante de A e H.

a força  $\vec{F}$  de um músculo são, representando a tonicidade normal do mesmo, para manter o olho em posição primária ( $E_1$ ), poderá causar ao olho afetado um equilíbrio em endodesvio (a, b, c, d), que pode:

a) diminuir à medida que se dá (dextro)versão, neutralizar-se (em posição  $E_2$  de dextroversão) e até inverter-se (em posição  $E_1$  de dextroversão) (fig. 7 a). (Note-se entretanto que entre posições  $E_0$  e  $E_1$  o endodesvio **aumenta**);

b) aumentar progressivamente, conforme as ações do músculo normal sejam mais requeridas (fig. 7 b);

c) manter-se inalterado (em endodesvio) mesmo que versões maiores sejam requeridas (fig. 7 c, a partir de  $E_1$ ). (Note-se que de  $E_1$  a  $E_0$  o endodesvio diminui, podendo anular-se na levoversão  $E_0$ );

d) manifestar diferentes valores de endodesvio: constante entre uma posição de levoversão e a posição primária ( $E_0$  a  $E_1$ ); aumentando em dextroversões ( $E_1$  a  $E_2$ ) até um ponto ( $E_2$ ) a partir do qual o desvio se estabiliza (fig. 7 d).

O tratamento matemático da questão, permite estabelecer (pela figura 8):

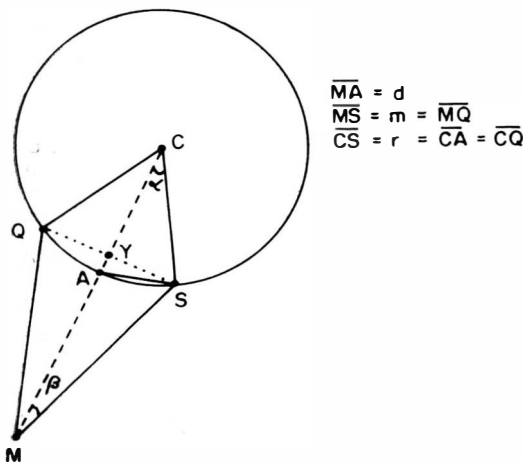


Fig. 8 — Representação da possibilidade de rotação ocular (entre S e Q) sem que o comprimento de um elástico em repouso (m) seja aumentado.

$$m \cos \beta = d + \overline{AY}$$

$$r \cos \alpha = r - \overline{AY}$$

$$\therefore m \cos \beta = d + r (1 - \cos \alpha) \quad (V)$$

$$\overline{AS}^2 = d^2 + m^2 - 2 dm \cos \beta$$

$$= 2 r^2 (1 - \cos \alpha) \quad (VI)$$

$$\therefore 1 - \cos \alpha = (m^2 - d^2) / 2 r (d + r) \quad (VII)$$

Também pode se escrever:

$$\overline{QS}^2 = 2 m^2 (1 - \cos 2 \beta)$$

$$= 2 r^2 (1 - \cos 2 \alpha)$$

$$\cos 2 \alpha = 1 - (1 - \cos 2 \beta) m^2 / r^2 \quad (VIII)$$

Se  $m = d$ , então (pela F. VII)  $\alpha = 0$ ; se  $m = 0$ , então (pela F. VIII), também  $\alpha = 0$ . Mas se  $d = 0$ , a "complacência" do artefato (2 a) dependerá da relação  $m/r$  (cf. F. VII).

#### RESUMO

Dispositivos mecânicos do tipo mola, utilizados para substituir a ação de um músculo, são estudados quanto à amplitude de rotação que podem permitir. As variáveis influenciando tal resultado são, basicamente, as forças passivas originais do sistema, a elasticidade da mola, o ponto a partir do qual ela começa a se distender e a força de contração muscular. O ponto de repouso do sistema (equilíbrio entre a mola e as forças passivas de retorno centrípeto do olho) é diferente do estado de repouso elástico e caracteriza o extremo da rotação no sentido em que o músculo contraposto à mola se relaxa. No sentido oposto a rotação dependerá da força muscular desenvolvida, o que poderá produzir, pela inervação requerida, respostas diferentes em cada um dos olhos. Examinadas várias possibilidades de combinação das variáveis pertinentes, termina-se com o conceito de complacência da mola. Este corresponde à distância angular entre posições oculares nas quais a mola não se distende.

#### SUMMARY

Amplitude of rotations caused by mechanic devices of a spring type, used for replacing the action of a muscle are studied. The variables which influence such a result basically are the original "spring-back" forces of the system; the elasticity of the spring, the position from which its action begin, and the force of the (opponent) muscular contraction. The resting position of the system (given by the balance between the introduced spring and the original "spring-back" forces) is different of the resting state of the elastic device and characterize the extreme point of rotation on the sense in which the muscle opposite to the spring is relaxed. To the other side, the rotation depends upon the developed muscular force, which can cause (as function of the required innervation) different rotations for each eye. After studying several possibilities of combinations of the pertinent variables, the paper ends with the concept of tolerance of the spring. This corresponds to the angle between ocular positions, within which the spring lies by without being stretched.