

ANÁLISE DA MECÂNICA OCULAR *

Prof. Dr. Harley E. A. Bicas **

Para a compreensão da motilidade ocular e de seus problemas, é muito conveniente que o olho seja encarado como um sistema mecânico, pelo qual se pode ordenar a descrição de seus movimentos (cinemática ocular) e analisar suas causas (dinâmica ocular). Por isso, ultimamente tem se desenvolvido um interesse crescente ao estudo da movimentação ocular ativa e passiva com base em conceitos dinâmicos, em complementação a medidas de desvios, que também são úteis, mas se referem apenas a aspectos estáticos do problema. Hoje, por exemplo, interessa saber como o olho chega a uma dada posição, pois através dessa análise podem ser inferidas as características básicas dos problemas da motilidade ocular. As técnicas dessa análise podem ser aplicadas ao paciente em vigília, colaborador (EOG de movimentos sacádicos, medidas de 'força geradas' na prova de Scott, 1971) como também ao paciente passivo, durante a cirurgia por exemplo. Nestas condições, a interpretação do sistema mecânico ocular se torna fácil sendo então possível considerar manobras durante a cirurgia como de diagnóstico complementar da afecção motora. E, decorrentemente, pelo melhor conhecimento e compreensão das causas dos desvios ou limitações, corrigi-las mais adequadamente pela manipulação de suas variáveis mecânicas.

Primariamente, poder-se-ia pensar que as forças atuantes sobre o olho estão em equilíbrio quando o sistema permanece estático; ou em desequilíbrio, quando o sistema se acha em movimento. Contudo, essa concepção aristotélica de movimento ou estase pela qual para que se produza uma velocidade constante é necessária uma força constante agindo sobre o corpo, não é correta. O movimento não necessariamente representa uma força presente (atuante), pois quando nenhuma (força) atua sobre um corpo, ele permanece em repouso ou se move com velocidade constante (movimento uniforme). Essa condição de independência de movimento e força (lei de Inércia de Galileu ou "primeira" lei de Newton) não pode então ser esquecida, embora, na prática, todo movimento seja originado por uma força e toda estase represente um equilíbrio de forças.

As principais manifestações de movimento ou resistência a movimento são de três tipos:

a) forças "ativas" decorrentes de inervação específica (tensionais musculares), agonistas e antagonistas;

b) forças "externas" aplicadas ao olho, seja para movimentá-lo numa dada direção (por exemplo na prova das duções passivas com pinça) seja para se contrapor a um deslocamento (como na prova das "forças geradas" de Scott, estudadas a seguir, ou na condição de suturas contensoras de Callaghan e outras).

c) forças "passiva" de elasticidade ou resistência dos tecidos perioculares: fâscias, conjuntiva, gordura orbitária e inclusive os próprios músculos atuando passivamente por força de suas próprias condições elásticas agonistas (contração elástica) ou antagonistas (distensão elástica).

De qualquer forma, essas forças atuando sobre um plano (por exemplo o horizontal) serão sempre fundamentalmente reconhecidas como resultantes de um componente 'ativo', através do qual pode-se **introduzir** energia no sistema e de um "passivo", pelo qual a energia é armazenada (ou perdida) e depois eventualmente desenvolvida. Pode-se também falar em forças de ação e de reação ou, para empregar termos mais comuns à clínica, agonista e antagonistas. Consequentemente, várias classificações combinatórias dessas variáveis podem ser elegíveis para se representar o sistema básico da dinâmica ocular. Aqui preferiremos uma interpretação analítica, não só mais clara à compreensão das realidades da clínica, como propiciatória da sintese desejada.

A) Forças decorrentes de inervação aos músculos extra-oculares.

As tensões desenvolvidas dependerão, naturalmente, da condição estrutural dos músculos inervados e, também, da própria quantidade de estímulo inervacional. Assim, a relação entre resposta (deslocamento ocular) e estímulo (inervação) pode ser de vários tipos.

Como é sabido, os estímulos inervacionais monoculares alterarão as tonicidades musculares por contração (do agonista) e/ou relaxamento (do antagonista), modificando normalmente a posição de equilíbrio do eixo visual (*). A figura 1 relaciona a

(*) Ver-se-á depois que o deslocamento pode ser obstado e que nessas condições (prova de Scott) se avalia a «força gerada» pela inervação.

* Trabalho apresentado ao XIX Congresso Brasileiro de Oftalmologia (1977 — Rio de Janeiro) — PRÊMIO BARBOSA DA LUZ

** Livre-Docente da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

variação teórica da inervação, forças geradas e deslocamento produzido, mostrando a relação entre forças resultantes de contra-

ção ($\Delta\vec{F}_1$) e relaxamento ($\Delta\vec{F}_2$) muscular e a alteração posicional (ΔS).

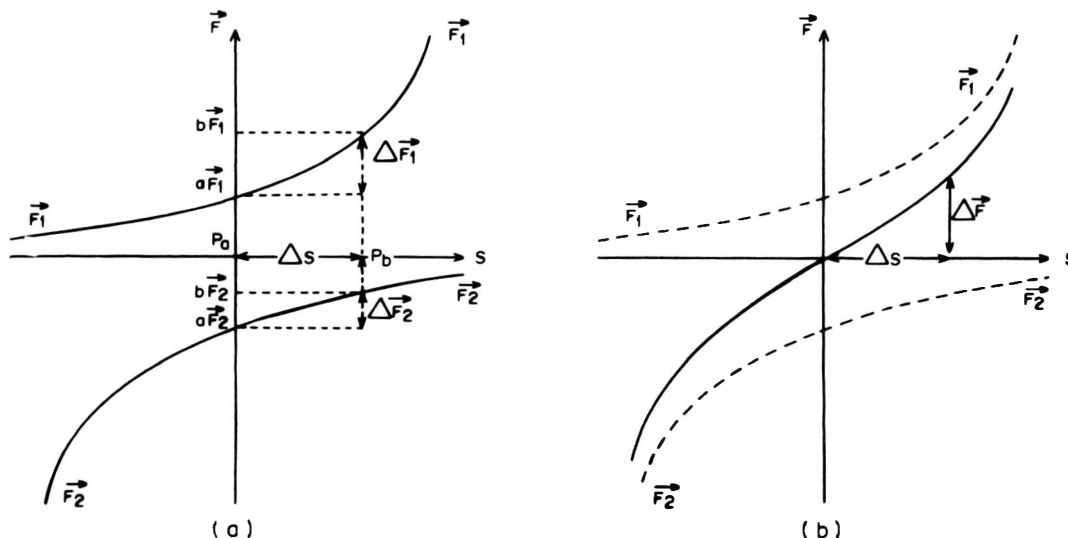


Fig. 1: (a): Distribuição teórica das forças (induzidas por inervação específica) em função da posição ocular. Se tomarmos o lado direito do eixo das abscissas (S), com sinal positivo, significando posição de adução e o lado esquerdo, com sinal negativo, significando posições de abdução, a linha superior (aumento de forças com a adução) corresponde ao reto medial e a inferior ao reto lateral. (b): Idem, representando-se a resultante das curvas do esquema à esquerda, ou seja das respostas do reto medial (\vec{F}_1) e do reto lateral (\vec{F}_2).

Note-se que a resultante das forças de ação ($\Delta\vec{F}_1$) e reação ($\Delta\vec{F}_2$) (fig. 1, b) decorre de:

$$\begin{aligned} \text{Contração: } \Delta\vec{F}_1 &= \vec{bF}_1 - \vec{aF}_1 \\ \text{Relaxamento: } \Delta\vec{F}_2 &= \vec{bF}_2 - \vec{aF}_2 \\ \text{Resultante: } \Delta\vec{F} &= \Delta\vec{F}_1 + \Delta\vec{F}_2 = \\ &= \vec{bF}_1 + \vec{bF}_2 \end{aligned}$$

Já que na posição inicial (P_a) o equilíbrio é suposto por $\vec{aF}_1 = -\vec{aF}_2$. É patente que

$$P_b - P_a = \Delta S = f \Delta\vec{F}$$

ou seja, quanto maior o deslocamento requerido (ΔS) maior a necessidade de modificação das forças ($\Delta\vec{F}$).

A relação entre a inervação, forças resultantes e deslocamento, dependerá obviamente do estado da unidade neuro-motora. Assim, na figura 2a nota-se a correspondência entre o deslocamento produzido (S) e a força indutora (F) e na figura 2b, a rela-

ção entre esta (F) e a inervação que lhe deu origem.

Certamente, mais correto será um gráfico tridimensional, pelo qual cada situação fica perfeitamente definida em função das três variáveis. Observe-se que a relação entre F e S ou entre F e I pode ser não linear (fig. 2c).

B) Força externas de contenção

A medida da "força de contração" de um músculo pode ser feita pela resistência que se deve oferecer, para que o olho numa dada posição, não se movimente em outro sentido (prova de Scott). Certamente, além

da contração do agonista ($\Delta\vec{F}_1$, fig. 1a) mede-se também o relaxamento do antagonista ($\Delta\vec{F}_2$, fig. 1a), embora aquela seja provavelmente a principal componente da força medida, já que rápida, enquanto o relaxamento seria lento (fig. 3).

Observe-se que quanto maior o deslocamento requerido, maior a modificação de tensões musculares ($\Delta\vec{F}_1$ para mudança de P_a a P_b , $\Delta\vec{F}_2$ para descolamento de P_d a P_a)

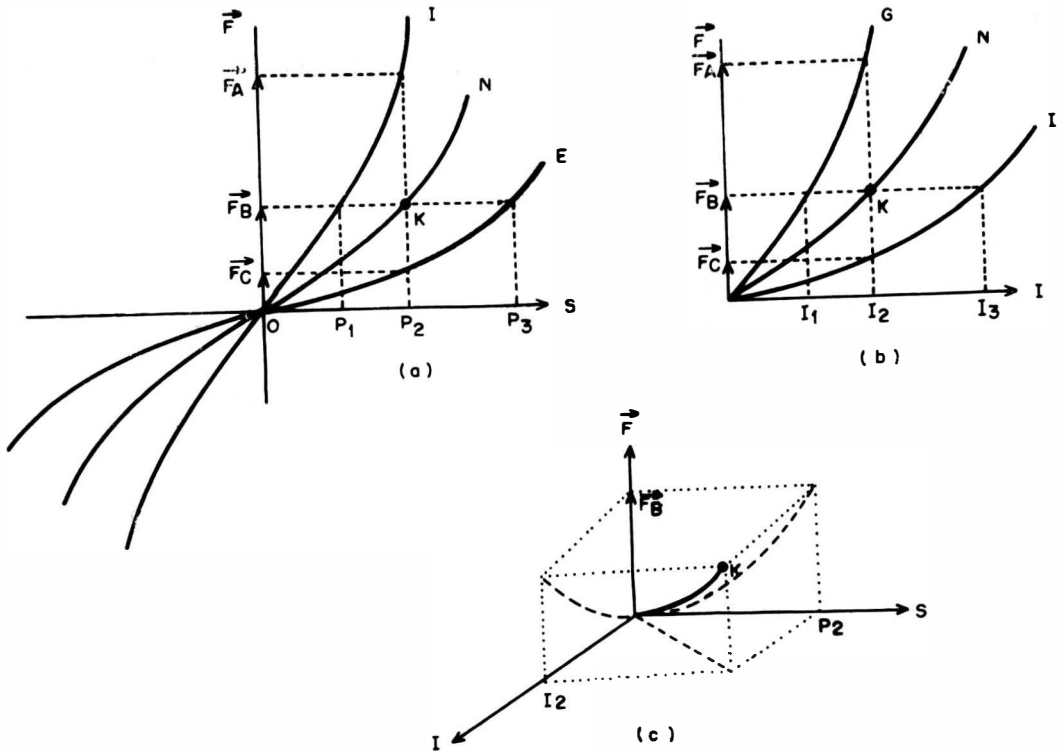


Fig. 2: (a): Relação entre força gerada e posicionamento ocular. Note-se que para mover o olho até P_2 é necessária uma força \vec{F}_A (resposta insuficiente), \vec{F}_B (normal) ou \vec{F}_C excessiva; reciprocamente, a mesma força \vec{F}_B pode provocar um deslocamento menor (até P_1) ou maior (até P_2) do que o normal (até P_2). (b): Relação entre estímulo inervacional e força gerada. Note-se que para produzir a mesma força \vec{F}_B são necessários diferentes estímulos inervacionais (I_1, I_2, I_3) conforme a capacidade de resposta neuro-motora (grande, normal e reduzida); reciprocamente, o mesmo estímulo inervacional I_2 produzirá respostas mecânicas maiores (\vec{F}_A) ou menores (\vec{F}_C) do que o normal (\vec{F}_B). (c): Relação entre estímulo inervacional (I), força gerada (\vec{F}) e deslocamento produzido (S).

e $\Delta\vec{F}_3$ para o de P_d a P_c), e, similarmente, maior a resistência que se deve opor para manter o olho imóvel (note-se que o sentido da força é, na figura, "para baixo", correspondendo portanto, conforme a composição sugerida na fig. 1, a um aumento de \vec{F}_2 ; esta é, justamente, a função da pinça de contenção).

C) Forças decorrentes da elasticidade dos tecidos perioculares

Por outro lado, é possível medir-se a resistência oposta a um movimento pelo teste das duções passivas. Neste, o olho é passivamente movido a uma dada posição (P_c), avaliando-se a força necessária a esse

deslocamento e à manutenção do olho naquela posição ($\Delta\vec{F}$) (Fig. 4).

Nas posições P_a e P_c :

$$P_a = f(\vec{aR}_1 + \vec{aR}_2)$$

$$P_c = f(\vec{cR}_1 + \vec{cR}_2)$$

Sendo:

$$\Delta\vec{R}_1 = \vec{aR}_1 - \vec{cR}_1$$

$$\Delta\vec{R}_2 = \vec{aR}_2 - \vec{cR}_2$$

Portanto

$$P_c = f(\vec{aR}_1 - \Delta\vec{R}_1 + \vec{aR}_2 - \Delta\vec{R}_2) =$$

$$= P_a - f(\Delta\vec{R}_1 + \Delta\vec{R}_2) \dots P_a - P_c = f \Delta\vec{R}$$

isto é, a variação posicional ($P_a - P$) corresponde à variação das "forças passivas" do olho ($\Delta\vec{R}$). Se não houver possibilidade de mudança de posição ocular, $P_c = P_a$.

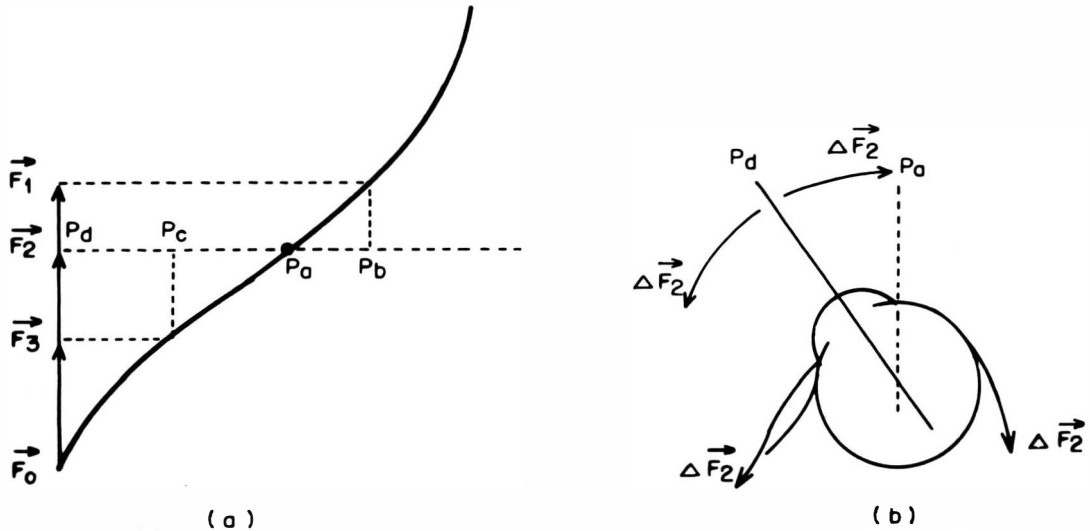


Fig. 3: a): Relação entre o deslocamento solicitado a partir de um determinado ponto no qual o olho é mantido (P_d) e a força gerada pela contração muscular agonista (e, naturalmente, também pelo relaxamento do antagonista); se o movimento for solicitado ao ponto P_c , ou P_a , ou P_b , a força gerada será respectivamente $\vec{F}_3 - \vec{F}_0$ ou $\vec{F}_2 - \vec{F}_0$ ou $\vec{F}_1 - \vec{F}_0$ e é medida pela resistência que se deve opor para impedir sua ação. (b): As restrições adventiciamente impostas ao deslocamento ocular (contenção das forças geradas, suturas de tração) são de mesma amplitude mas de sentido oposto às forças indutoras do movimento obstado.

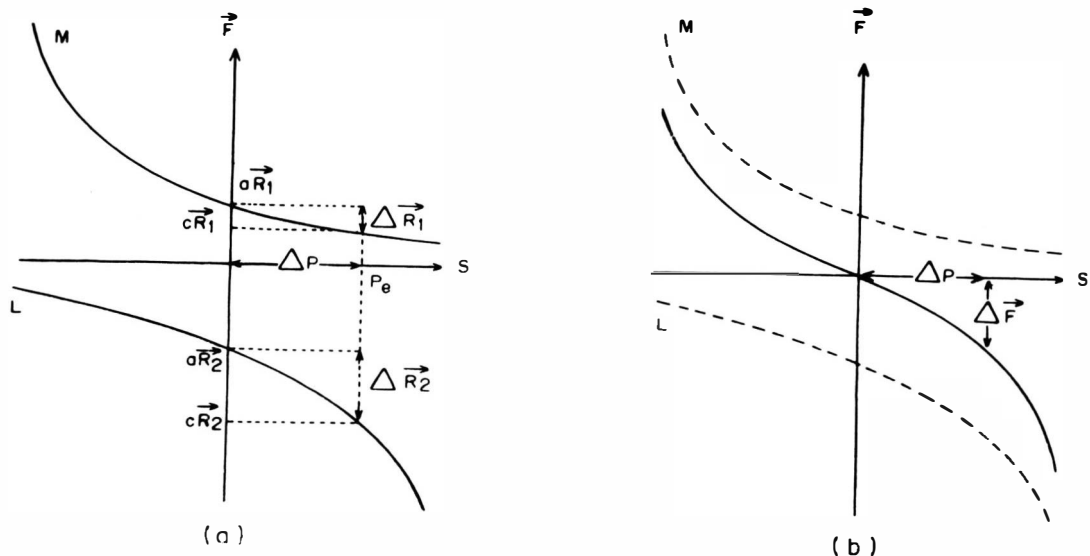


Fig. 4: (a): Distribuição teórica das forças elásticas em função da posição ocular. Reassumindo-se a convenção adotada anteriormente (fig. 1), a curva superior representa a elasticidade (ou resistência) dos tecidos do lado medial (reto medial, fâscias, conjuntiva, etc.) a qual obviamente cresce em abdução e diminui em adução, e a curva inferior, a elasticidade (ou resistência) dos tecidos do lado lateral. ((b): resultantes das curvas M e L.

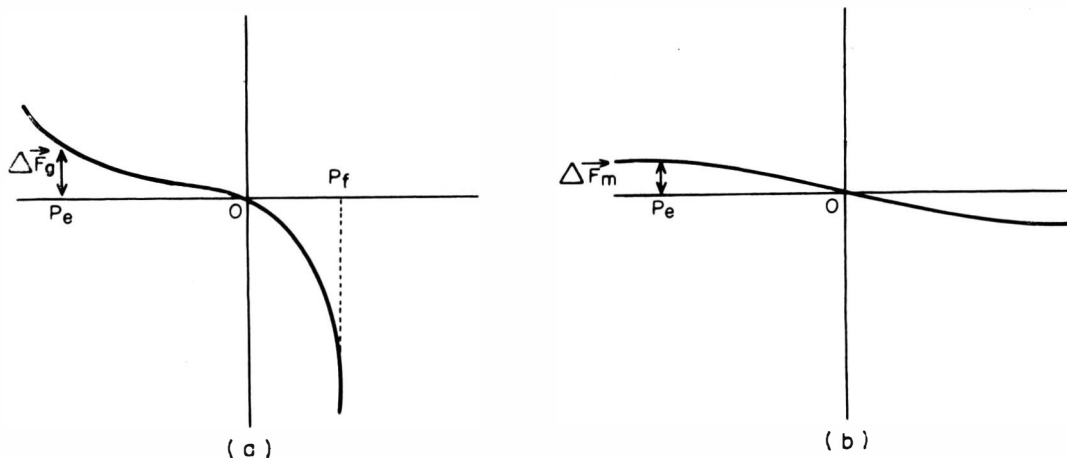


Fig. 5: (a): Curva de elasticidade num olho com limitação de movimento em P_f . Note-se que para deslocar o olho a um ponto P_e (em abdução), são necessárias forças diferentes como $\Delta\vec{F}_g$ (em a) ou $\Delta\vec{F}_m$ (em b), conforme o caso.

Obviamente, aqui também vários modelos de forças passivas são de eventualidade possível: um mesmo deslocamento pode necessitar força maior (Fig. 5a) ou menor (Fig. 5b), ou serem "livres" num sentido e "presos" no outro, inclusive com limitação do deslocamento (fig. 5a).

D) Composição de forças elásticas e geradas por inervação

Ao se associar a resultante das forças devidas ao estímulo inervacional (fig. 1,b) e a das forças elásticas dos tecidos periorculares (fig. 4, b), nota-se que para cada posição ocular estável corresponde um determinado equilíbrio (fig. 6).

O trabalho produzido pela alteração de forças ($\Delta\vec{F}$) requeridas para a mudança posicional (ΔS , fig. 1) é acumulada sob forma de energia potencial pelo sistema elástico periorcular. Assim, no "equilíbrio" obtido numa dada posição, a tendência ao retorno a posições mais centrais, derivada da distensão dos tecidos elásticos, é mantida pela ação muscular agonista (no caso do olhar voluntário) ou pela força aplicada ao olho (no caso das duções passivas).

É claro que se o desequilíbrio provocado pela força $\Delta\vec{F}_1$ na posição inicial (P_a) leva o olho até outra posição (P_b) na qual aquela é neutralizada por outras forças iguais em valor mas de sentido contrário ($\Delta\vec{R}_1 = -\Delta\vec{F}_1$), uma força $\Delta\vec{F}_2$ maior que a anterior produzirá novo ponto de equilíbrio. Assim também sob ação da força inicial $\Delta\vec{F}_2$ o olho estaria ainda em movimento no ponto P_b , já que $\Delta\vec{F}_2 > \Delta\vec{R}_1$, só parando em P_c , quando $\Delta\vec{R}_2 = \Delta\vec{F}_2$. Essas relações

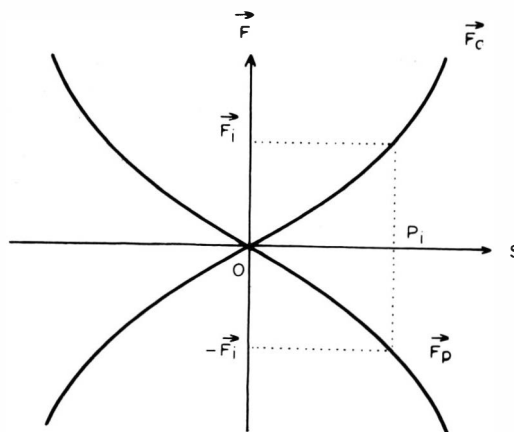


Fig. 6: A partir do ponto em que as resultantes das forças ativas (\vec{F}_A) e passivas (\vec{F}_P) possuem igual valor (em 0), o aumento de \vec{F}_A em qualquer direção corresponde a um aumento correspondente de \vec{F}_P , antagonizando-o. Para deslocar o olho até P_i (onde as forças passivas atingem o valor $-\vec{F}_i$) é necessário atingir a força \vec{F}_i .

ficam subentendidas pela figura 7 (quanto maior $\vec{\Delta F}$, maior ΔS).

Como então o deslocamento observado (ΔS) é função de duas ações que se antagonizam ($\vec{\Delta F}$ e $\vec{\Delta R}$), não serve isoladamente para indicar uma delas, como as modificações de tensão muscular agonista ($\vec{\Delta F}$); a mesma força "de contração" muscular

(a mesma força "de contração" muscular

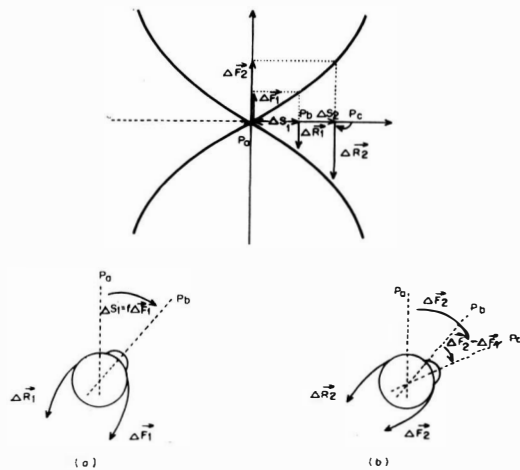


Fig. 7: Relação entre a força gerada pela modificação de tensão muscular $\vec{\Delta F}_1$ (ou $\vec{\Delta F}_2$), o deslocamento ocular corresponde ΔS_1 (ou ΔS_2) e a energia acumulada pelo sistema, $\vec{\Delta R}_1$ (ou $\vec{\Delta R}_2$). Note-se que $\vec{\Delta F}_1 = \vec{\Delta R}_1$ (ou $\vec{\Delta F}_2 = \vec{\Delta R}_2$): (a) força $\vec{\Delta F}_1$ faz o olho passar da posição de equilíbrio inicial (P_a) a uma outra (P_b) a qual é neutralizada pelas forças passivas $\vec{\Delta R}_1$; (b): Se a partir dessa posição (P_b) a tensão muscular agonista aumenta, a $\vec{\Delta F}_2$, o desequilíbrio volta a acontecer ($\vec{\Delta F}_2 > \vec{\Delta R}_1 = \vec{\Delta F}_1$) e o olho se desloca até um ponto de nova compensação (P_c) quando $\vec{\Delta F}_2 = \vec{\Delta R}_2$. O mesmo ponto de equilíbrio ocorreria se $\vec{\Delta F}_2$ é inicialmente aplicada ao olho a partir de P_a .

($\vec{\Delta F}_n$) pode produzir um deslocamento "normal" (fig. 8a), "excessivo" (fig. 8b) ou nulo (fig. 8c); e por outro lado um deslocamento "normal" pode ser obtido com um gradiente tensional $\vec{\Delta F}$, menor ou maior.

É portanto possível conhecer-se a curva resultante de F_1 e F_2 (fig. 1b), isto é, de forças produzidas ativamente pela inervação,

através do teste de Scott; e a curva resultante de R_1 e R_2 (fig. 4b), isto é, das resistências oferecidas aos movimentos, através da prova das duções passivas. Pode-se ainda avançar pouco mais e determinar a decomposição dessas curvas resultantes, nos seus constituintes originais.

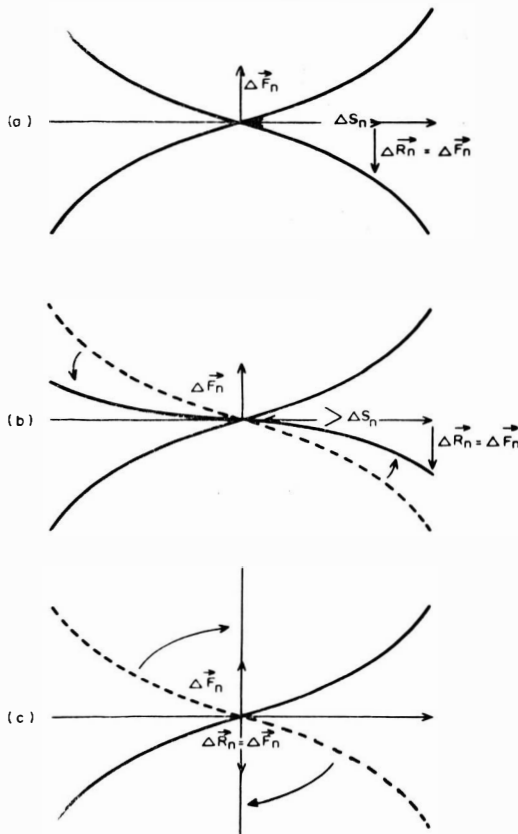


Fig. 8: Diferentes deslocamentos podem ser obtidos a partir de uma mesma força $\vec{\Delta F}_n$; (a): o valor $\vec{\Delta F}_n$ é igualado por $\vec{\Delta R}_n$ no ponto de equilíbrio que corresponde ao deslocamento ΔS_n ; (b): a resistência passiva é menor, o deslocamento permitido é maior; (c): a resistência passiva é tão grande que não permite deslocamento em qualquer sentido.

E) Forças elásticas de recuperação

Por exemplo, uma alternativa para o conhecimento da elasticidade dos tecidos periorbitais é a da observação do movimento de retorno passivo do olho, a partir de posições para a qual foi deslocado pelo examinador. Em outras palavras, a cessão de trabalho ao sistema, vence forças de contenção promovendo a rotação do olho a uma outra dada posição: parte dele se perde (forças dissipativas de atrito), mas par-

te se conserva, acumulando-se nos tecidos elásticos sob forma de energia potencial.

A força necessária para manter-se o olho imobilizado na posição para a qual ele foi movido, pode ser diretamente conhecida (fig. 3b) ou seus efeitos avaliados pela **amplitude** e **velocidade** do movimento de retorno. De fato, o trabalho acumulado como energia cinética, a qual se dissipa no movimento de retorno contra as forças periculares de atrito. Não existissem estas, isto é, se o sistema fosse perfeitamente conservativo, não haveria obstáculo à continuação do movimento que permaneceria indefinidamente (em movimento uniforme se não fosse contido num dado sentido pelos tecidos elásticos antagonistas; ou pendular, harmônico, neste último caso). Assim, o retorno pode ser "completo", ou seja, ocorrer até a posição da qual o olho foi anteriormente retirado pelo examinador; pode ser "excessivo" ou seja, ultrapassar aquela posição; ou "incompleto", quando não a atinge (*).

(*) Verdaderamente, como visto acima, todos esses movimentos são mecanicamente incompletos, pela dissipação energética de atrito.

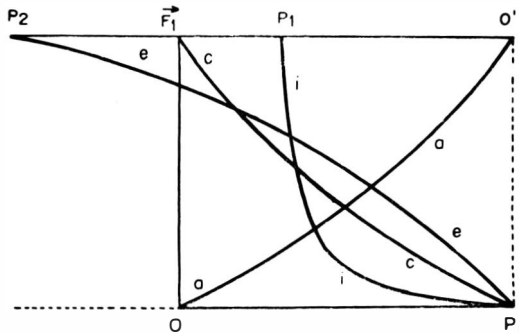


Fig. 9: A variação das forças conservativas usadas para mover o olho de O a P₁ segue a curva a e o trabalho dispendido (T_u) fica delimitado pela área cujos lados são OP₁, P₁O' e a; no retorno a partir de P₁ toda energia potencial será dissipada, e portanto as áreas delimitadas pelos pontos P₁, P₁ e O' (curva i), P₁, F₁ e O' (curva c) e P₁, P₂ e O (curva e) são todas iguais entre si e à correspondente a T_u. Note-se que a posição final pode coincidir com O (retorno «completo», curva e), ultrapassar O (retorno «excessivo», curva e) ou ficar entre O e P₁ (curva i, retorno «incompleto»). Nas posições onde as forças conservativas superam as dissipativas, ocorre **aceleração**; inversamente, quando as forças dissipativas se tornam maiores, ocorre **desaceleração**.

Supondo-se que o trabalho consumido pelo atrito (T) seja o mesmo tanto no deslocamento centrífugo (promovido pelo examinador), quando o trabalho total fornecido é T_m, como no centripeto (retorno passivo causado pela elasticidade dos tecidos periculares), vem:

$$\begin{aligned} T_m - T_a &= T_u \\ T_m &= 2 T_u = 2 T_a \\ T_u - T_a &= 0 \end{aligned}$$

de onde se pode inferir o valor das forças dissipativas (atrito).

Assim, o olho não necessariamente se imobiliza com o equilíbrio de forças, e pode inclusive persistir em movimento numa dada direção ("positiva") quando predominam forças "negativas", de desaceleração (que se fossem aplicadas ao olho imóvel gerariam movimento em sentido oposto). É por isso mais conveniente raciocinar com a grandeza dinâmica "quantidade de movimento" (\vec{mv}) ou "impulso" (\vec{I}):

$$\vec{I} = \vec{F}_t = \vec{mv}$$

a qual pode ser relacionada ao trabalho desenvolvido num ou noutro sentido:

$$\vec{\tau} = \vec{FS} = \vec{mv}^2 = \vec{I} \cdot \vec{v}$$

Dessa forma, o conhecimento da **velocidade** de retorno complementa o dado da **amplitude** do deslocamento (S) e pode, inclusive, ajudar na diferenciação de sistemas mecânicos desiguais, já que a mesma amplitude do movimento de retorno (S) pode ocorrer com diferentes velocidades (\vec{v}_1 e \vec{v}_2) e portanto corresponder a diferentes forças de equilíbrio (\vec{F}_1 e \vec{F}_2):

$$\frac{v_1^2}{F_1} = \frac{S}{m} = \frac{v_2^2}{F_2}$$

A figura 10 ilustra graficamente essa possibilidade.

Note-se que tanto a amplitude do deslocamento quanto a velocidade do movimento de retorno são proporcionais à distensão elástica (trabalho acumulado). Num deslocamento passivo de 0° a 20° o olho pode retornar a 0° (amplitude de 20°); num de 0° a 40°, pode também retornar a 0° (amplitude de 40°). E proporcionalmente se-

rão também maiores as velocidades dos movimentos. Além disso, tanto uma quanto outra variável são dependentes da elasticidade dos tecidos 'agonistas' e da resistência dos "antagonistas". Se ambos são de elasticidade idênticas, a tendência é de que a **posição** de equilíbrio seja alcançada em torno do ponto zero; mas a **velocidade** de retorno dependerá do coeficiente de elasticidade dos tecidos, como indicado nas figuras 10 e 11.

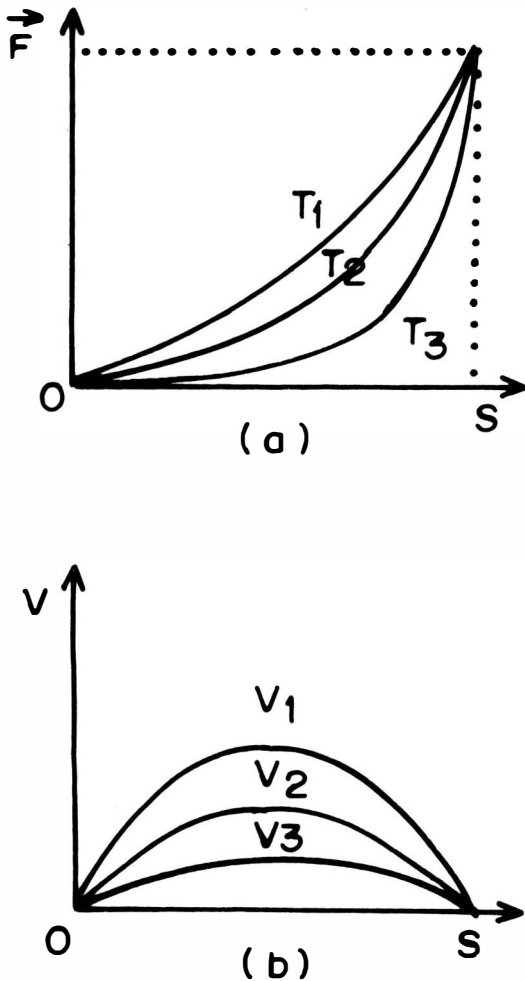


Fig. 10 - (a): Gráfico cartesiano do trabalho realizado em diferentes casos: embora para se chegar à posição S seja sempre necessário alcançar a mesma força F , o trabalho pode ser desigual, conforme as áreas delimitadas pelas curvas T_1 , T_2 e T_3 ; (b): correspondentemente, as velocidades dos movimentos de retorno de S a O serão diferentes (conforme as curvas v_1 , v_2 e v_3) embora a amplitude do deslocamento seja a mesma.

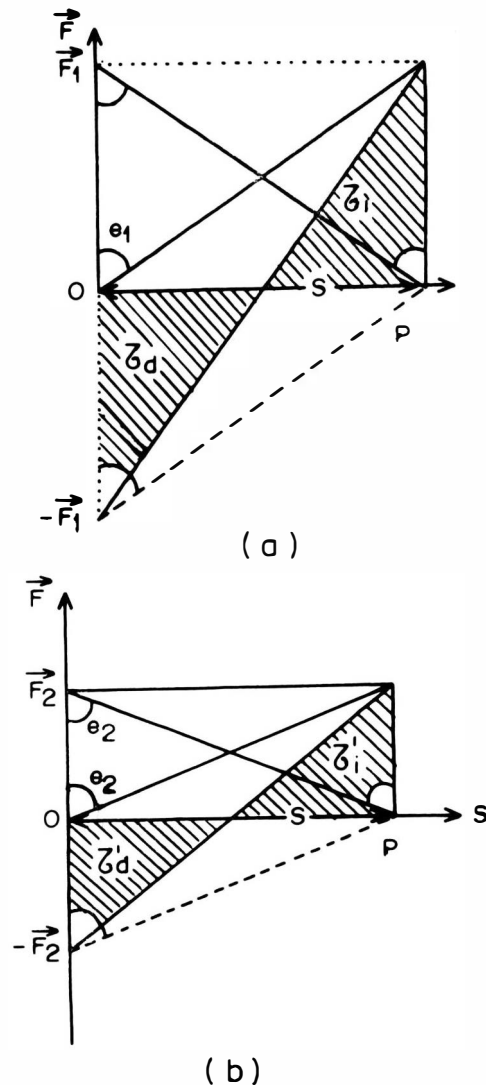


Fig. 11 - (a) Em caso de músculos com coeficiente de elasticidade e_1 , a força necessária para produzir a «distensão» S é F_1 ; o retorno é feito de forma que o trabalho na aceleração (τ_1) é consumido na desaceleração (τ'_d) ; (b): em caso de músculos com coeficiente de elasticidade e_2 , a força necessária para produzir a mesma distensão S é menor, F_2 ; o retorno é feito de forma que o trabalho na aceleração (τ_1) é consumido na desaceleração (τ'_d) . Note-se que em ambos os casos, o ponto de equilíbrio se alcança no mesmo ponto, mas $\tau_1 > \tau'_d$ e portanto a velocidade do movimento de retorno é maior em a do que em b.

É de se supor que a resistência oferecida ao deslocamento passivo tenha maior efeito sobre a velocidade de retorno (diminuindo-a) do que a elasticidade "agonista". Realmente, sob efeito de succinilcolina, o retorno centripeto a partir de uma dada posição é retardado em relação à velocidade do mesmo movimento antes da aplicação da droga; se o efeito da droga também aumentasse a elasticidade dos tecidos agonistas, o resultado seria o de uma velocidade ainda maior (como previsto pela figura 11) e não menor.

RESUMO

Com uma série de observações baseadas nas características mecânicas dos movimentos oculares, tomadas de testes como das forças geradas (prova de Scott), forças nas duções passivas, amplitude e velocidade de movimentos de retorno (e suas modificações sob ação de drogas, como por exemplo a succinilcolina) é possível construir-se o arcabouço dinâmico que permita compreender os distúrbios da motilidade ocular. Em função do conhecimento dessas variáveis é também facilitada a escolha de programas terapêuticos do sistema motor. O trabalho analisa as diferentes formas de estudo das variáveis, oferecendo condições para suas interpretações.

SUMMARY

With a series of observations based on mechanic characteristics of ocular movements, taken from several tests as: the test of generated forces (Scott's test), the forced duction test, amplitude and velocity of the spring-back movements (as well as their modifications due to the effect of drugs, as succinylcholine), it is possible to make a dynamic framework, with which one can understand disturbances of ocular motility. As consequence of such an understanding of those variables, it follows the choice of therapeutic plans for the motor system imbalances. The paper analyses different kinds of study of the variables and offers conditions to their interpretations.

BIBLIOGRAFIA

- BICAS, H. E. A. (1976) — Considerações sobre o estudo das forças passivas do olho. Anais do V Congresso do Conselho Latino-Americano de Estrabismo. Aguarda publicação.
- JAMPOLSKY, A.; BICAS, H. E. A. (1975) — Balancing of tonic and mechanical forces in strabismus surgery. Presentation at X Pan-American Congress of Ophthalm., Puerto Rico.
- SCOTT, A. B. (1971) — Active force tests in lateral rectus paralysis. Arch. Ophthalm., 85: 397-404.