

CONCEITOS SOBRE HEMORREOLOGIA E MICROCIRCULAÇÃO HUMANAS

J. Martins e Silva¹

TEMA 7 – HEMORREOLOGIA: CONCEITOS BIOFÍSICOS

MATÉRIA E DEFORMAÇÃO

Para uma melhor compreensão da Reologia em geral, e da Hemorreologia em particular, é indispensável rever algumas características próprias dos fenómenos físicos, nomeadamente o efeito das forças mecânicas externas incidentes em determinado tipo de matéria, como deformação e/ou movimento.

Entre os tipos de matéria mais analisados encontram-se os sólidos, líquidos, fluidos e substâncias viscoelásticas. Em qualquer dos casos, quando sujeitos a forças externas, aqueles materiais tendem a mudar de forma e ou dimensões. Estas alterações resultam de deslocamentos relativos dos respectivos componentes físicos, no que se entende por *deformação*.

Existem algumas diferenças, consoante o tipo de matéria afectada.

Se for uma matéria sólida, a deformação tende a ser proporcional à força exercida, recuperando a forma original quando aquela força deixa de actuar; porém, alguns tipos de sólidos com características plásticas, depois

de deformados, não recuperam a sua forma inicial. Os líquidos ou os fluidos (entendidos como matérias com características viscosas, no estado líquido ou gasoso), quando sujeitos a uma força incidente, tendem a deformar-se continuamente, do resulta um movimento, isto é, fluem. Há fluxo da matéria não só quando a deformação aumenta mas também quando diminui (continuamente). Se o fluxo for proporcional á força aplicada, os líquidos /fluidos são classificados como “*Newtonianos*” ou *lineares* (p.ex., água, óleo, mercúrio); se não houver aquele tipo de proporcionalidade (p.ex, nas emulsões e suspensões), são designados *não-Newtonianos* ou *não-lineares*. O exemplo que mais interessa focar entre os líquidos *não-Newtonianos* é o do sangue, que apresenta características mais próximas das emulsões.

UNIDADES DE TENSÃO E PRESSÃO

Por princípio, o grau de deformação de determinado corpo depende da sua estrutura e da força (representada por F) que se lhe aplica numa determinada área (ou A). O efeito (perpen-

¹ Professor catedrático aposentado e ex-director do Instituto de Bioquímica Fisiológica/Biopatologia Química e da Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa. Sócio fundador e 1.º presidente da SPHM.

dicular ou tangencial) de F em A define a variável *stress* (tensão), simbolizada pela letra Grega τ (*tau*) e quantificada em unidades Pascal (N/m_2)¹:

$$\tau = F/A$$

A força F pode actuar em paralelo (tangencial) ou na perpendicular (normal) de A .

Admitindo que determinada matéria é constituída por camadas paralelas justapostas entre si, se o stress for perpendicular, pode haver dois tipos de efeitos sobre a matéria: distensão ou compressão (Fig. 1).

Em qualquer dos casos, a deformação respectiva (simbolizada pela letra Grega *epsilon*, ϵ) corresponde a

uma alteração de comprimento (extensão ou encurtamento total, ΔL) da matéria relativamente à dimensão inicial (L_0):

$$\epsilon = \Delta L/L_0 \text{ (sem unidade de expressão)}$$

Porém, se F actuar tangencialmente a A , tenderá a provocar deslizamentos relativos (cisalhamentos) entre cada uma das camadas, tanto mais acentuados quando mais próximas estiverem do ponto de acção (Fig.2).

Nestas condições, o stress (*shear stress* ou *tensão de cisalhamento*) induz a deformação, por alteração da distância (X) de deslocamento de cada camada em relação à camada na

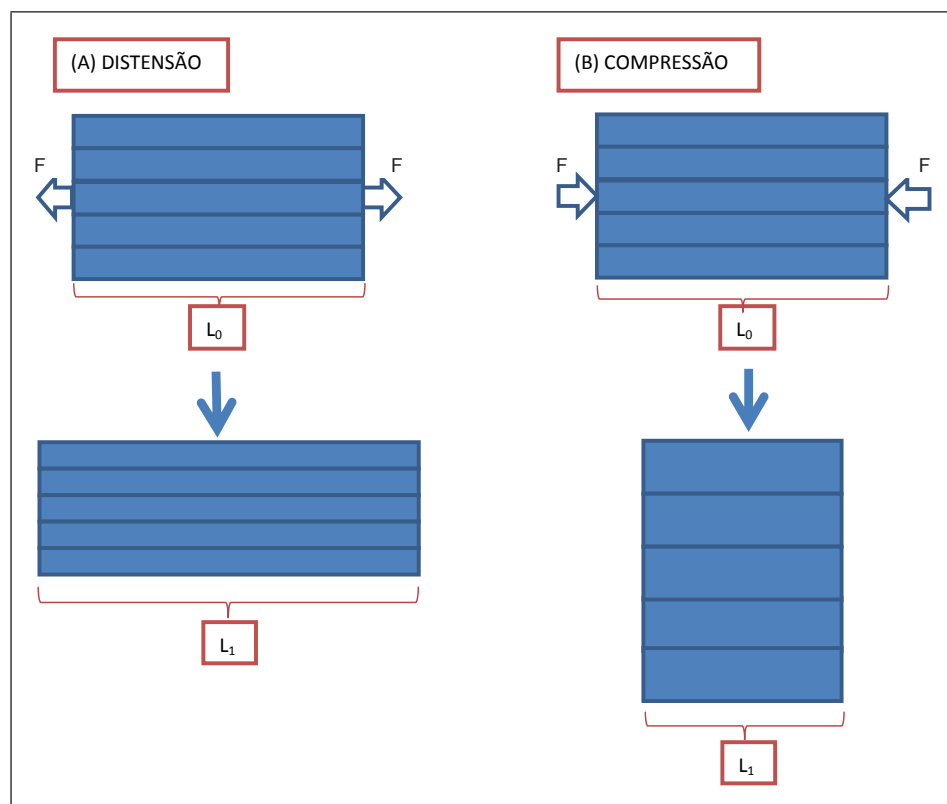


Figura 1. Efeito de força (F) de distensão (A) ou de compressão (B) num corpo em repouso, que ocasiona, respectivamente, o aumento do comprimento das suas diversas camadas ou o seu encurtamento (L_1), em relação à dimensão inicial (L_0).

¹N simboliza unidades *Newton*.

base e em função da vertical e altura (Y) total da matéria. Consequentemente, a deformação de cisalhamento (definida pela letra gama γ do alfabeto Grego) é representada:

$$\gamma = \Delta x / \Delta y \text{ (sem unidade de expressão)}$$

Relativamente ao fluxo, a *relação de cisalhamento* (*shear rate*, simbolizada por $\dot{\gamma}$) entre dois planos paralelos explicita a deformação (por cisalhamento) na unidade de tempo (t):

$$\dot{\gamma} = \Delta\gamma / \Delta t \text{ (unidade de expressão: s}^{-1}\text{)}$$

Considerando o cisalhamento das diferentes camadas que fluem num mesmo plano a velocidades diferentes, conclui-se que a relação de cisalhamento pode ser equivalente ao

valor do gradiente de velocidade do fluxo (Fig.3). Este aspecto assume particular importância na reologia da circulação sanguínea, a desenvolver mais adiante. Considerando V_0 como a velocidade de deslocação da camada superior onde incide a força, e V a da camada mais inferior, o gradiente de velocidade (ou relação de cisalhamento) será igual a:

$$\dot{\gamma} = \Delta V / \Delta Y$$

em que: $\Delta V = V_0 - V$; $\Delta Y =$ intervalo entre as referidas camadas.

As variáveis mencionadas dependem das propriedades físicas da matéria em observação, nomeadamente se forem substâncias elásticas ou viscosas.

Ao contrário dos sólidos elásticos, a deformação total dos líquidos e flui-

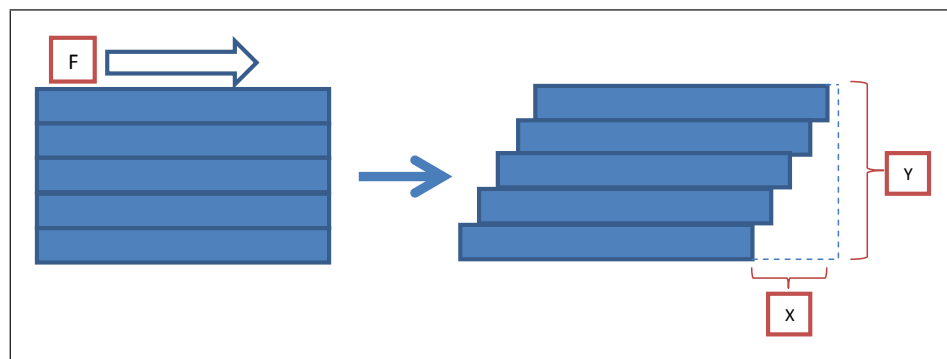


Figura 2. A aplicação de uma tensão de cisalhamento tangencial a um sólido em repouso provoca sua deformação (γ), representada pelo deslocamento (X) relativo das camadas superiores relativamente à inferior, tanto mais acentuado quanto mais perto da camada onde incidiu o stress.

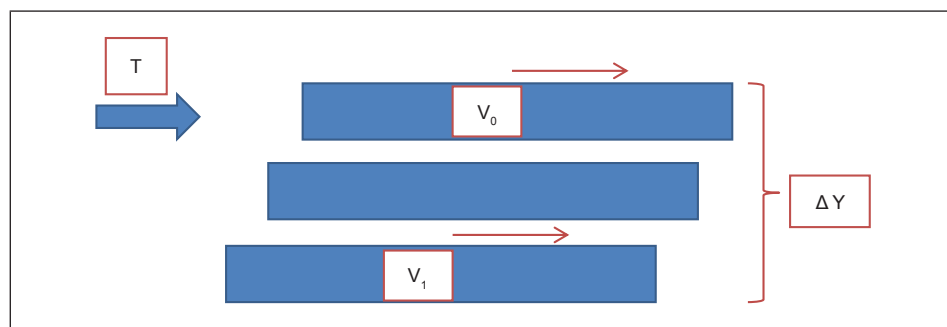


Figura 3. A tensão de cisalhamento (τ) induz uma deformação da matéria. A relação de cisalhamento entre as diferentes camadas é representada pelo quociente entre ΔV e a distância entre aquelas camadas, ΔY .

dos viscosos depende duração da força aplicada, a forma inicial não é recuperada e toda a energia despendida durante a deformação tende a ser dissipada como calor.

VISCOSIDADE, FLUIDEZ E VISCOELASTICIDADE

Enquanto os líquidos viscosos “Newtonianos” evidenciam proporcionalidade (relação linear) entre a tensão de cisalhamento (τ) e a relação de cisalhamento ($\dot{\gamma}$), nos não-Newtonianos a relação é não-linear. Por outras palavras, nos líquidos “Newtonianos” a curva de fluxo (linear) expressa-se por uma linha recta que passa pela origem (Fig.4), sendo o valor da *viscosidade* (η ; *eta*, letra Grega) inferido da respectiva inclinação, ou:

$$\eta = \tau / \dot{\gamma} \text{ (unidade de expressão: Pascal-segundo, ou Poise)}$$

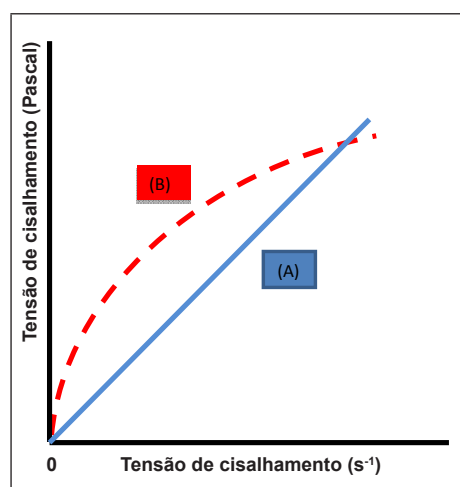


Figura 4. Representação das curvas de fluxo dos líquidos Newtonianos (A), linha recta a azul, e não-Newtonianos (B), curva tracejada a vermelho, determinadas pelos valores da tensão e da relação de cisalhamento, e cuja inclinação expressa a medida de viscosidade. Nos líquidos Newtonianos a viscosidade torna-se excessivamente elevada a valores baixos da relação de cisalhamento, enquanto nos não-Newtonianos a viscosidade é independente desta variável.

Em Hemorreologia, estas unidades de expressão são reduzidas para dimensão 1000 vezes inferior: mili-Pascal-segundo (mPas) ou centiPoise (cP).

O inverso da viscosidade é representado pela *fluidéz* (ϕ , letra fi, do alfabeto Grego):

$$\phi = 1/\eta, \text{ ou } \dot{\gamma}/\tau.$$

Enquanto a matéria sólida tem fluidéz igual a zero, nos líquidos ou fluidos “Newtonianos” a fluidéz e a viscosidade são independentes da variação da tensão e da relação de cisalhamento ou da pressão, mas são afectados pela temperatura.

Nos líquidos ou fluidos “não-Newtonianos”, a viscosidade (ou a fluidéz) é função da tensão de cisalhamento, além de depender do tempo de observação, isto é, da duração e intensidade da força actuante. Esta interdependência caracteriza a *tixotropia* daqueles materiais, evidenciada p.ex., entre outros, por tintas de óleo e, também, pelo sangue. A acção de uma força sobre aquele tipo de materiais em repouso tende a reduzir a sua viscosidade, tanto mais acentuadamente quanto maior for a tensão aplicada e o a sua duração. No caso de uma força que actua intermitentemente, a sua acção induz a redução da viscosidade a par com o aumento da relação de cisalhamento.

Este tipo de comportamento é interpretado na perspectiva das propriedades viscoelásticas de alguns materiais, sólidos e líquidos. A viscoelasticidade dos sólidos pressupõe que estes possuem, junto com um componente viscoso, uma estrutura interna elástica, que capta e armazena energia ao serem deformados mas que a liberta após cessar a acção da força deformante, possibilitando a recuperação, parcial ou completa,

da forma original. A viscoelasticidade dos líquidos ou fluidos “não-Newtonianos” resultaria da suspensão de partículas elásticas em meio viscoso (tal como os eritrócitos em suspensão no plasma sanguíneo), de modo que, sob elevada relação de cisalhamento, coexistiria com a deformação daquelas partículas. Por conseguinte, a redução da viscosidade após a aplicação de uma força num líquido tixotrópico seria conseqüente à degradação progressiva da sua estrutura interna enquanto aquela acção durasse, revertendo aos valores iniciais após a sua suspensão. Enquanto os líquidos como a água evidenciam valores estáveis e reprodutíveis de viscosidade, a do sangue depende da presença de rolhões globulares, presentes em repouso mas progressivamente degradados pelo fluxo ou agitação.

BIBLIOGRAFIA

- Evans EA, Hochmuth RM. Membrane viscoelasticity. *Biophys J* 1976; 16: 1-11.
- Evans EA, Hochmuth RM. Membrane viscoplastic flow. *Biophys J*. 1976; 16:13-26.
- Fung YC. *Biomechanics. Motion, Flow, Stress, and Growth*. New York: Springer, 1990.
- Johnson RS, Niedermeier W. Viscosity of biological fluids. A review article. *Ala J Med Sci*. 1968;5:428-33.
- Krieger IM, Maron SH. Direct determination of the flow curves on non-Newtonian fluids. *J. Appl Physics* 1951, 23. 147-9.
- Matrai A, Whittington RB, Skalak R. *Byophysics*. In: *Clinical Hemorreology*, S. Chien, J Dormandy, E Ernst, A Matrai (Eds), Dordrecht, Boston, Lancaster: Martinus Nijhoff Publishers, 1987, pp. 9-71.
- Schmid-Schonbein; Hemorreology. In: *Comprehensive Human Physiology*, R. Greger, U. Windhorst (Eds.), Springer-Verlag, Berlin, 1996, pp. 1747-1792.
- Thurston GB. Frequency and shear rate dependence of viscoelasticity of human blood. *Biorheology*. 1973;10:375-81.
- Thurston GB. Viscoelasticity of human blood. *Biophys J* 1972; 1205-17.
- Waigh, T. A. 2005. Microrheology of complex fluids. *Rep. Prog. Phys.* 68:685-742.
- Zingg W, Shepley DJ. *Biorheology and blood flow*. *Can J Surg*. 1970;13:177-82.