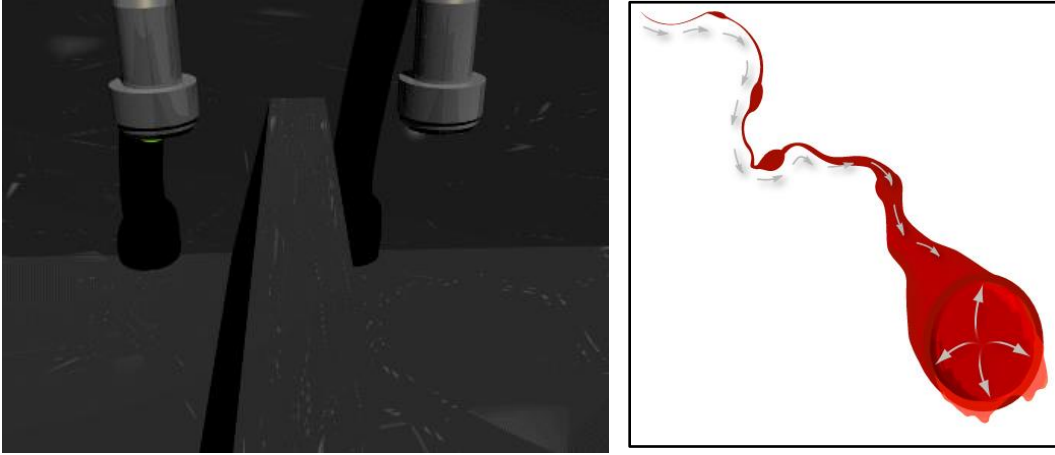


# DOLAŞIM - HEMODİNAMİK AKIŞKAN OLARAK BİYOLOJİK SIVILARIN (KAN) TEMEL ÖZELLİKLERİ



**Prof. Dr. Belma TURAN**  
**Biyofizik Anabilim Dalı**

## BİYOLOJİK MATERYALLER

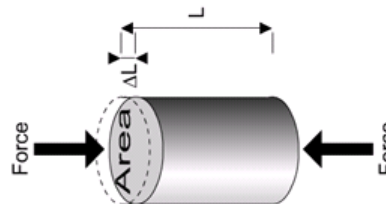
- Rijid yapılar: bir dış kuvvet karşısında biçim değiştiremeyen maddeler
- Esnek yapılar: bir dış kuvvet karşısında biçim değişimine uğrayan fakat kuvvet kaldırılınca eski şeklini alabilen yapılar (katılar ve akışkanlar)
- Plastik (inelastik) yapılar: bir dış kuvvet karşısında biçim değişimine uğrayan ve kuvvet kaldırılınca eski şekline hiç dönemeyen yapılar
- Viskoelastik yapılar: kas, tendon, damar, sinir, vs. gibi dokular

### - Sıkışma (bulk) modülü

$$\begin{aligned} \text{Compressive Modulus} &= \frac{\text{Compressive Stress}}{\text{Compressive Strain}} \\ &= \frac{\left(\frac{\text{Force}}{\text{Area}}\right)}{\left(\frac{\Delta L}{L}\right)} \end{aligned}$$

$P \rightarrow$  uygulanan basınç veya  $F/A$

$$B = \Delta P / (\Delta V/V_0)$$



$\Delta V = V_o - V'$  B Young modülü (Y) ve Poisson oranı ( $\mu$ ; maddenin cinsine bağlı) terimleri ile tekrar yazılırsa;

$$B = Y / 3(1-2\mu)$$

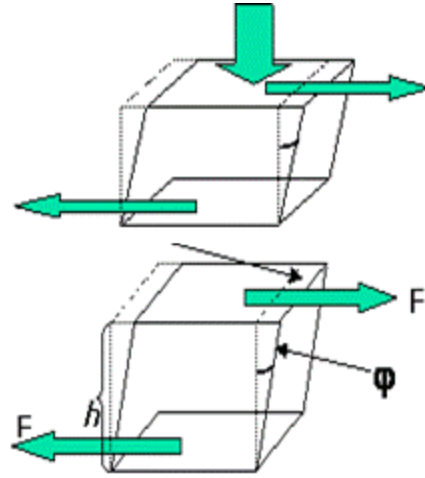
### - Makaslama (Shear) modülü (modulus of rigidity )

shear modulus  $G = \frac{\text{shearing stress}}{\text{shearing strain}} = \frac{dF / dA}{\Delta x / h} = \frac{\tau}{\gamma}$

$$G = \frac{\tau}{\gamma};$$

$$G = Y / 2(1+\mu)$$

$\mu$  = Poisson oranı: maddenin cinsine bağlı



## HEMODİNAMİK - Biyofizik kavramlar

**Tanım: kan akışına etkili olan fiziksel faktörler**

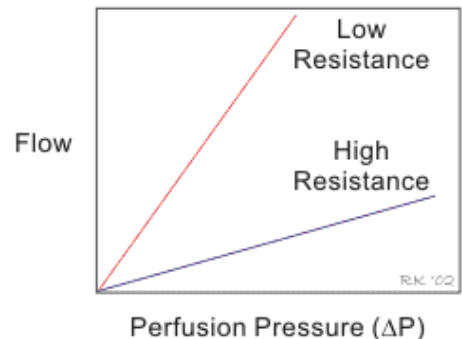
**Elektrikte Ohm yasası:  $R = \Delta V / \Delta I$**

$\Delta V \rightarrow \Delta P$  (süredürücü kuvvet, perfüzyon basıncı)

$\Delta I \rightarrow$  Blood Flow (F),  $R \rightarrow$  akış direnci

**Dolaşım sistemi: kan**

$$F = \frac{\Delta P}{R} = \frac{(P_A - P_V)}{R}$$



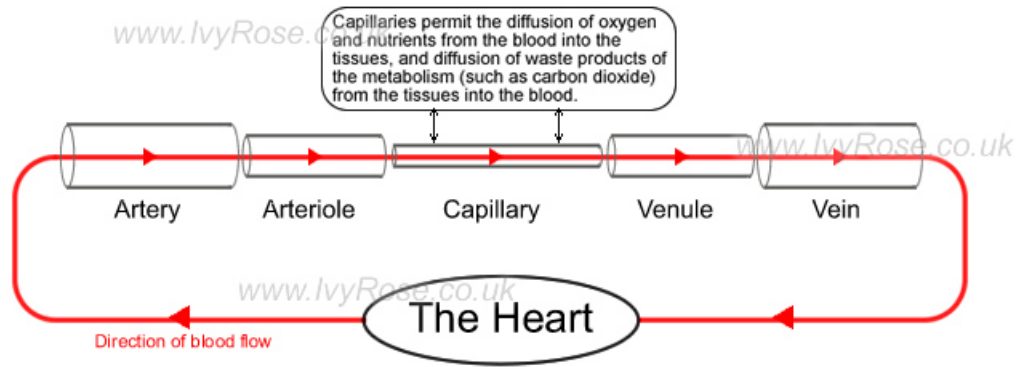
## Kan Pompası: Kalp

Kalp debisi = kalp hızı (atım sayısı/dk) x atım hacmi (L)

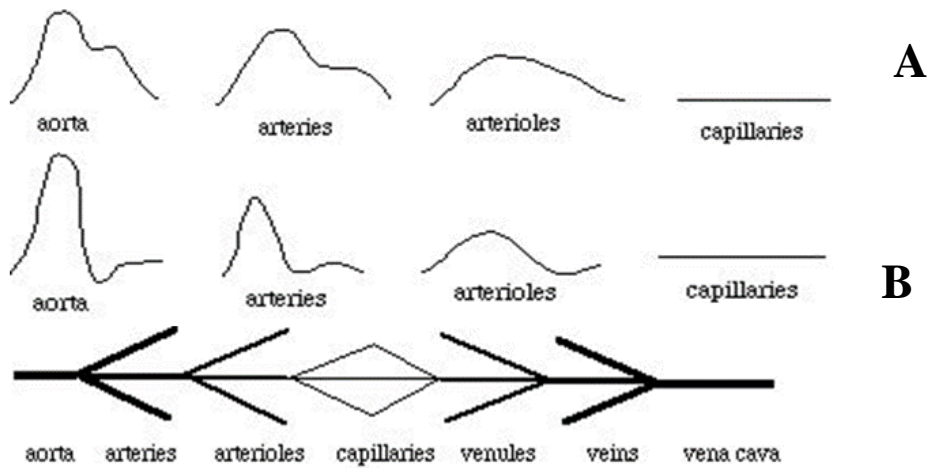
$$\begin{aligned} \text{CO} &= \text{HR} \times \text{SV} \\ &= 5 \text{ L/dk} \end{aligned}$$

Kan yoluyla alınan Oksijen = 1 L/dk

Kandaki oksijenin 20-25% hücreler tarafından kullanılır, gerisi yedekte kalır



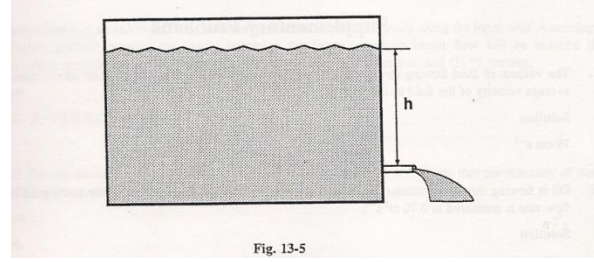
Kan akışı sabit bir basınç (A) ve (B) hız ile sürekli olur



## Vücutumuzu etkileyen basınç

→ Hidrostatik basınç farkı

$$\Delta P = \rho g \Delta h$$



## Dolaşım sistemi: kan ve damarların özellikleri, basınç-hacim ilişkisi

1- Kanın akışkanlık özellikleri

2- Damarların esneklik özellikleri, genişleyebilirlik

## İdeal fizik-sistemlerinde akış

Sıkışmaz akışkanlar → basınç etkisi ile yoğunluğu değişmeyenler

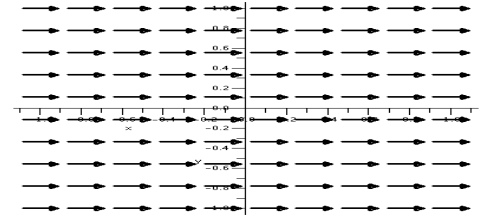
Esneklik özelliği olmayan katı çeperli yapılar (rijit) → kuvvet (basınç) etkisi ile şekil değişikliği gösteremeyenler

ÖRNEK: akışkan, su ve dolaşım sistemi cam borular

1- Boruların çapı her yerde aynı ise (kesit), akış çizgileri, hız vektörlerine daima teğet kalan çizgiler daima akış doğrultusuna paralel ve biri birine eşit olur

$$\text{Debi, } D = dV/dt = A \times v \quad (\text{m}^3/\text{s})$$

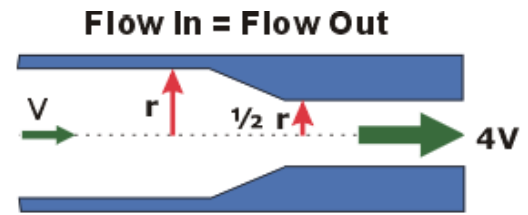
(giren akışkan miktarı çıkana eşit kalır)



2. Borunun kesiti değişiyor ise,

$$D = A_1 \times v_1 = A_2 \times v_2$$

(Süreklilik denklemi)



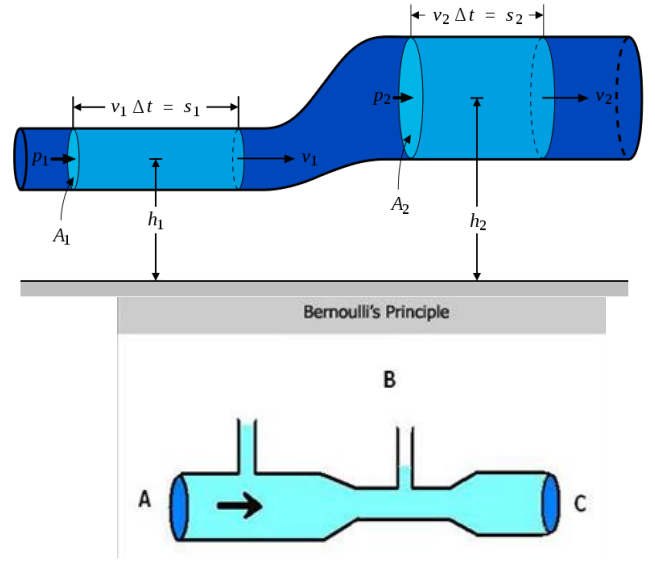
$$F = V \cdot A \text{ and } A = \pi \cdot r^2$$

$$\text{therefore, } V \propto 1/r^2$$

3. Borunun kesiti ve yüksekliği değişiyor ise,  
- bir  $\Delta t$  süresinde boruda

$\Delta V = A_1 \times v_1 = A_2 \times v_2$   
Basınç kuvvetlerine karşı yapılan iş;  
 $W = F_1 v_1 dt = F_2 v_2 dt = P_1 A_1 v_1 dt$   
 $= P_2 A_2 v_2 dt$   
 $= \Delta V (P_1 - P_2), \quad \Delta m = \Delta V \rho$   
Yapılan bu iş akışkan paketçığının  
Kinetik ve Potansiyel en.  
Değişmel. Toplamına eşit olur

$$\Delta W = \Delta E_K + \Delta E_P$$



$$P_1 + (1/2) \rho v_1^2 + \rho g h_1 = P_2 + (1/2) \rho v_2^2 + \rho g h_2 = \text{sabit}$$

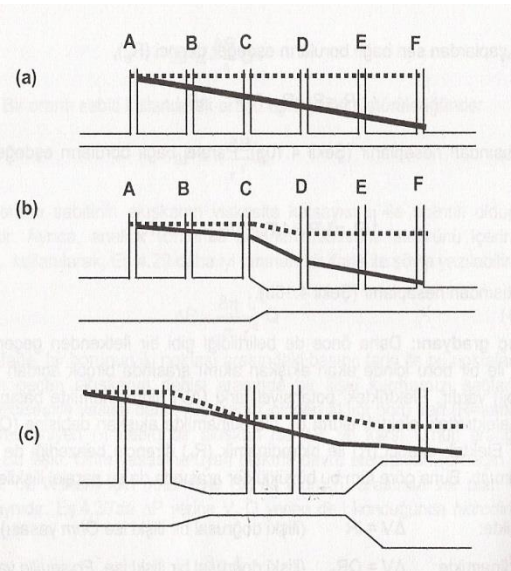
(Bernoulli eşitliđi)

NOT: Borular ile akışkan arasında hiç sürtünmenin olmadığı durum için geçerli  
- Sürtünmelerin ihmal edilemediği gerçek akış sistemlerinde (cam akış boruları ve su için)

$$\Delta W = \Delta E_K + \Delta E_P + \Delta H \quad \Delta H = \text{ısıya dönüşüm}$$

$$P_1 + (1/2) \rho v_1^2 + \rho g h_1 = P_2 + (1/2) \rho v_2^2 + \rho g h_2 + \Delta H$$

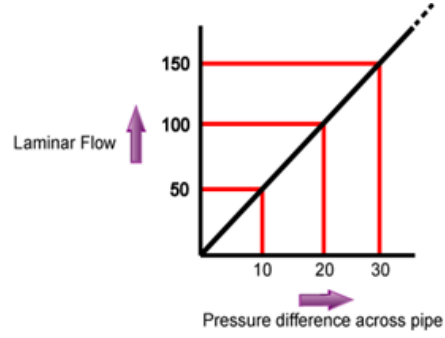
- (a) Sürtünmeler sonucu basıncın uzaklık ile değişimi
- (b) Sürtülmeli bir akışkanın basıncının kesit alan ve uzaklık ile değişimi
- (c) Kesit alan her yerde farklı ise basıncın değişimi oldukça karmaşık olup 2 faktörden hangisi etkin ise basınç o yönde değişir



## Newtonian akışkanlar

(vizkositeleri makaslama zoru ile değişmeyenler, hava, su gibi)

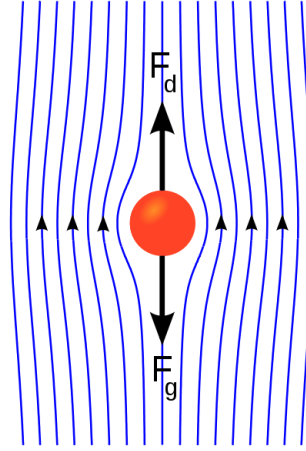
Stress-strain davranışları merkezden Geçen doğru şekilde ve doğrunun eğimi (oranlı katsayısı) vizkosite,  $\eta$  (Pa. s)



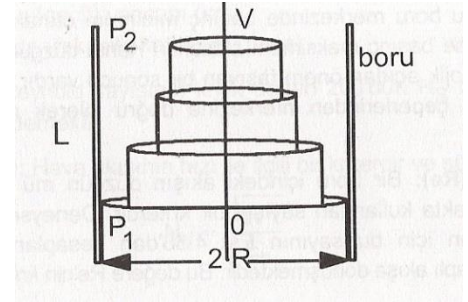
## Kan: Newtonian olmayan akışkanlar (pseudoplastikler)

Akışkanların statik sürtünme katsayıları = 0  
Akışkanların dinamik sürtünme katsayıları ise, hızlarına bağlı;

$$F_d = -F_g$$



Akışkanların hareketi biri biri üzerinden kayan sıvı tabakalarının hareketine benzetilerek, ve tabakalar arası sürtünme kuvvetleri akışa karşı gösterilen dirençtir. Böylece, akış hızının borunun çapı doğrultusunda, değişim oranı (hız gradiyenti) ile birim yüzey başına sürdürücü kuvvet orantılı olup, bu oranın büyüklüğü sıvının cinsine bağlıdır



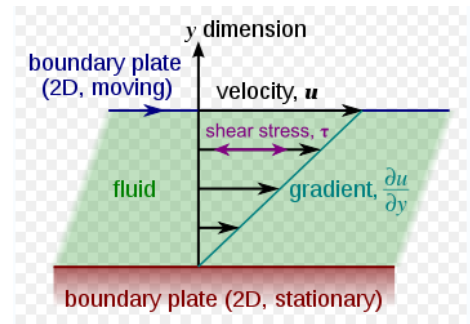
$F/S = \eta \, du/dr$  [Pa·s] poise → akışa karşı direncin bir ölçüsü

Bağıl vizkosluk katsayısı,  $\eta$

$$\eta = \eta_o (1 + 2.5 \theta)$$

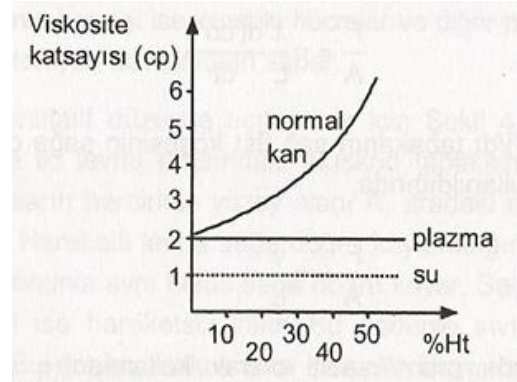
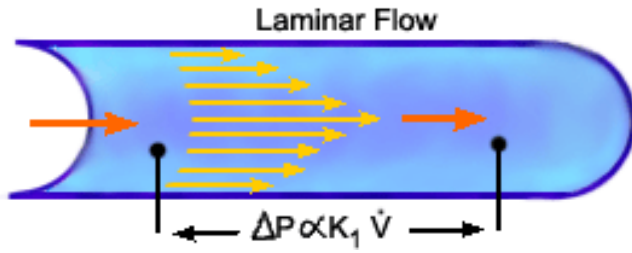
$\eta_o$  = saf çözücünün (suyun) vizkosluk katsayısı

$\theta$  = çözültideki taneciklerin bağıl hacimleri



→ Akışa karşı direncin tersi ( $1/\eta$ ) = akıcılık

→ Kan dar tüplerde görünür viskozite sayısı küçülür, akıcılığı artar



### Kanın viskozluğunu etkileyen faktörler

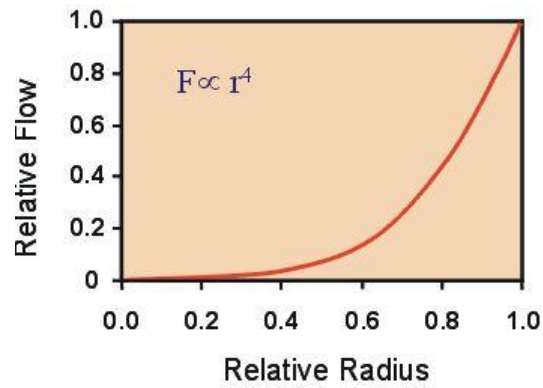
1- Hemotokrit

2- Sıcaklık (yaklaşık 2% her bir °C sıcaklık düşmesi için)

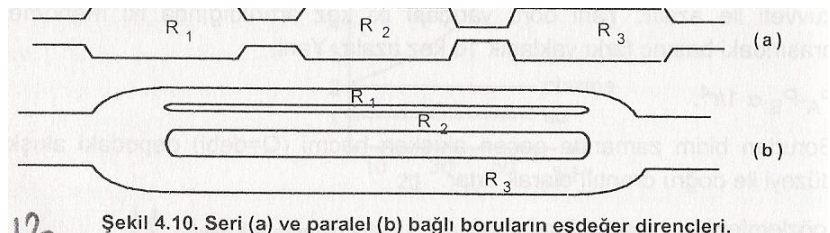
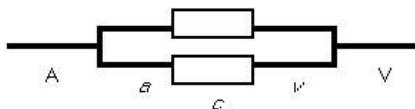
3- Akış hızı (mikro dolaşımdaki çok yavaş akış hızında-ki bu circulatory shock ta görülür-Kan viskozitesi önemli derecede artar. Çünkü düşük kan akışında cell-to-cell ve protein-to-cell adhezyon etkileşimi artar ve bu durum Eritrositlerin bir diğerine yapışmasına neden olur ve böylece kan viskozitesi artar)

### AKIŞ DİRENCİ; R

$$R \propto \frac{\eta \cdot L}{r^4}$$



### Seri ve paralel bağlı damar sistemi için:



Şekil 4.10. Seri (a) ve paralel (b) bağlı boruların eşdeğer dirençleri.

**Seri:**  $R_T = R_1 + R_2 + R_3$

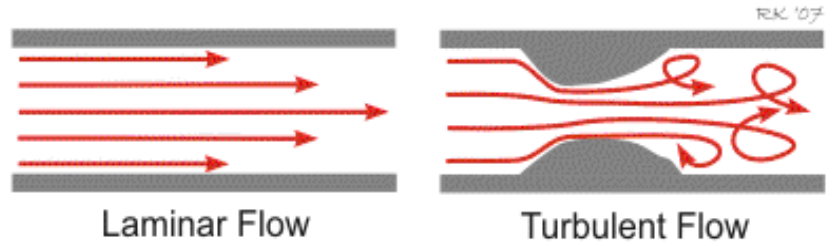
$1/D_T = 1/D_1 + 1/D_2 + 1/D_3$

**Paralel:**  $1/R_T = 1/R_1 + 1/R_2 + 1/R_3$

$D_T = D_1 + D_2 + D_3$

**Vizkos bir akışkanın akışı sırasında**

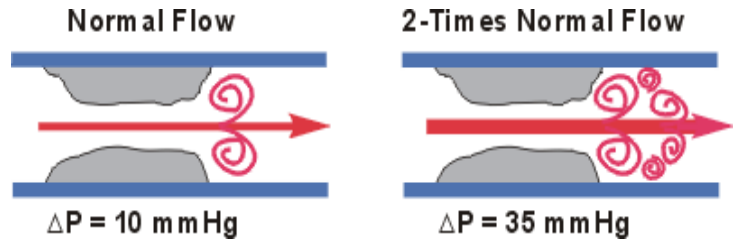
- 1- Laminer akış
- 2- Türbülant akış



aortik arch bölgesinde sistol sırasında yüksek fırlatma hızı nedeni (LV) yüksek KE (v<sup>2</sup> ve 1/r<sup>2</sup>) ve düşük PE

**Hızın yüksek değerlerinde: Reynold sayısı (Re)**

$$Re = \frac{(\bar{v} \cdot D \cdot \rho)}{\eta}$$



İdeal durumlarda (uzun borular gibi) Re

çok büyük. Ancak arch bölgelerinde çok küçülüyor.

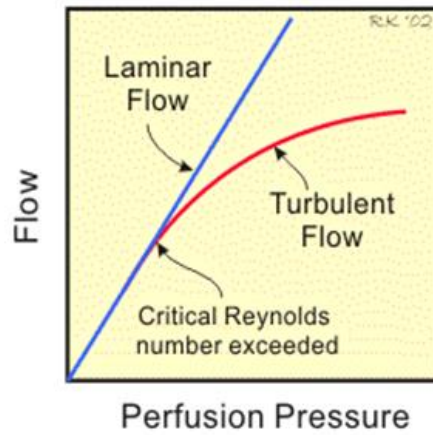
**Debi (D) = ΔP (1/R)**

Laminer akış → ΔP = RxD

Türbülant akış → ΔP = R'xD<sup>2</sup>

ΔP = R D + R'D<sup>2</sup>

→ R<sub>toplaml</sub> = ΔP/D = (R + R'D)



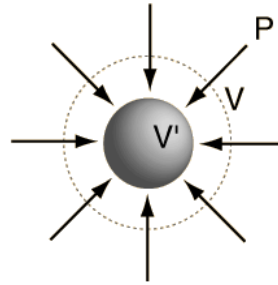


## Kompliyans

Damarların genişleyebilmesi ve depolayabilmesi

yeteneği, Kompliyans

$$C = \Delta V / \Delta P = \beta V$$



Bulk modulus:

$$B = \frac{\Delta P}{\Delta V / V}$$

P = pressure  
V = volume

Arteriyal sistem hacmi = 550-750 ml

$$C_{\text{ven}} = \sim 24 C_{\text{art}}$$

Venöz sistem hacmi = 2500 ml

## Damarlarda patolojik koşullar

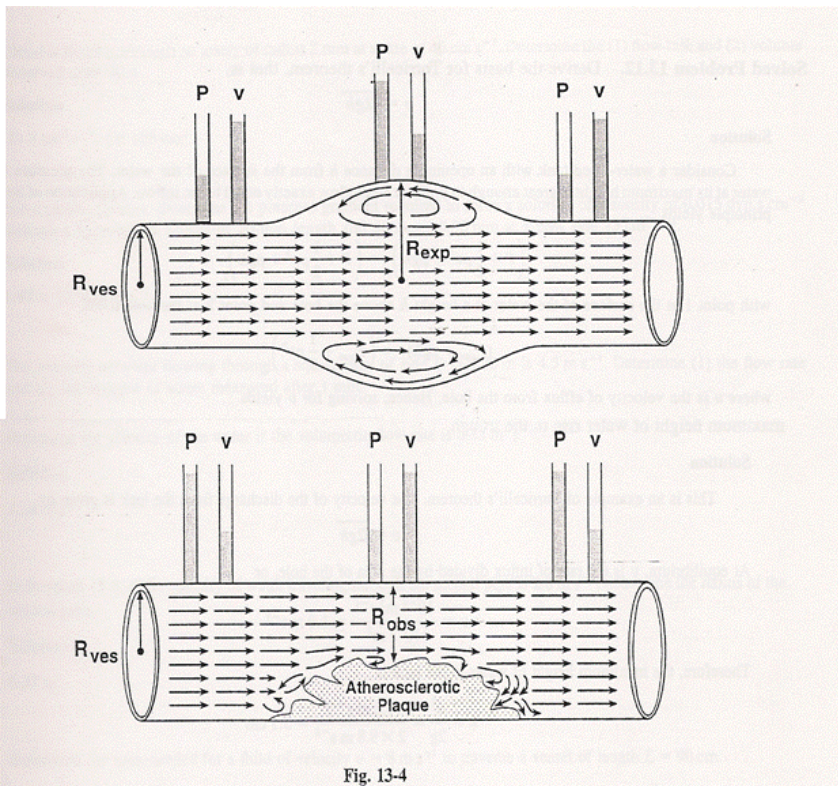
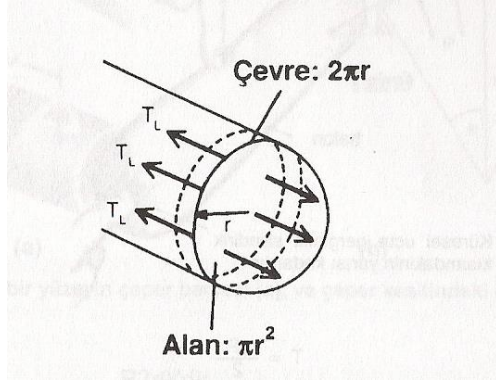


Fig. 13-4

## Damarların genişleyebilirliği

Elastin, kollajen, düz kas; elastik özellikleri farklı



**Akışı sürdürücü kuvvet: Uçlar arası**

**basınç farkı,**

$$F = \frac{\Delta P}{R} = \frac{(P_A - P_V)}{R}$$

Akış borusunun içi-dışı arası basınç farkı,

$P_t$ : transmural basınç

$P_t$ : dengeleme basıncı = damar çeperi gerilmesi (enine doğru)

$$T = P_t r \quad (\text{N/m})$$

$$T_{\text{aort}} = 200 \text{ N/m}$$

$$T_{\text{vena}} = 21 \text{ N/m}$$

$$T_{\text{kılcal}} = 0.014 \text{ N/m}$$

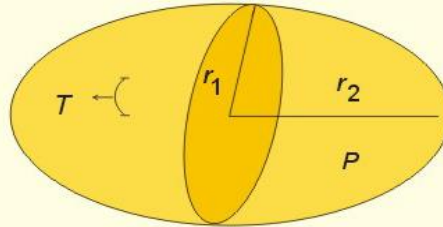
## Laplace yasası: Örnekler

### Laplace Models

A. Relaxed ventricle:  

$$\Delta P = T/(r_1 + r_2)$$

The transmural pressure is identical with the fibre tension in the wall divided by the two main radii.

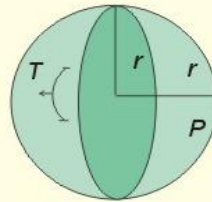


Correction for wall thickness (w):  $T = \Delta P (r_1 + r_2)/w$

B. Spherical alveolus:

$$\Delta P = T/(2r)$$

The transmural pressure equals the fibre tension divided by 2r



C. True capillary:

$$\Delta P = T/r$$

$$4.3 \text{ kPa} = T/(10 \mu\text{m});$$

$$T = 4.3 \cdot 10^3 (\text{N} \cdot \text{m}^{-2}) \cdot 10 \cdot 10^{-6} \text{ m};$$

$$T = 4.3 \cdot 10^{-2} \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}.$$

High pressure with small wall tension.

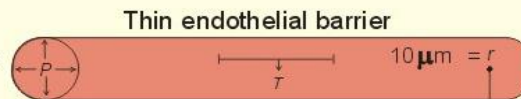
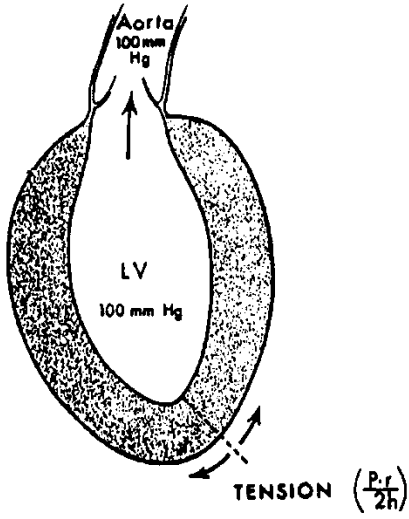


Fig. 8-9

KMc

## Kalpte Duvar Gerimi



- Ventriküllerin kanı atabilme amacıyla oluşturdukları gerim (T).
- Laplace yasası ile hesaplanabilir.
- $T = P \cdot r / 2h$
- basınç(P), yarıçap (r) duvar kalınlığı (h)

## Kalbin Mekanik Verimliliği

$(P \cdot V + \frac{1}{2} mv^2) / \text{harcanan toplam enerji}$

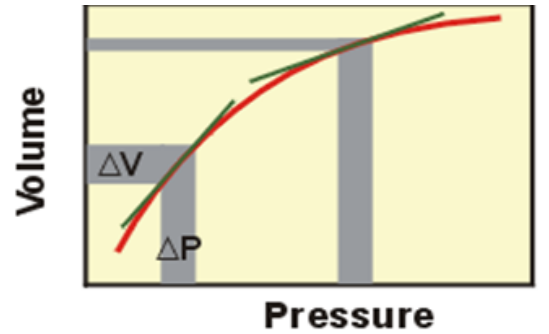
- Kompliyans
- Akış direnci

## Kalp İşine Etkili Faktörler

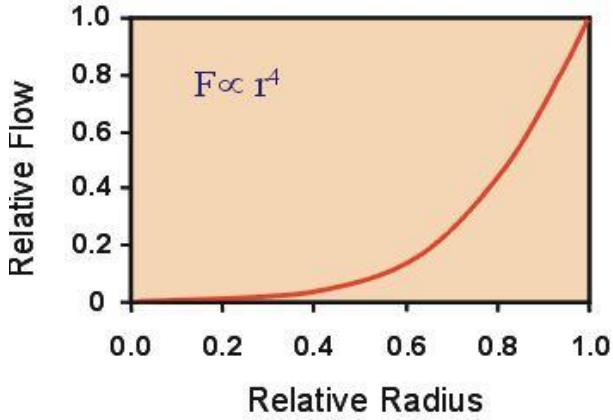
### Kompliyans

Bir kan damarının veya kalp bölgesinin belli bir basınç değişimine karşılık hacim değişimi yapabilme yetisi *kompliyans* olarak tanımlanır.

$$C = \Delta V / \Delta P$$



## Akış direnci



## **Bernoulli İlkesi:**

Toplam enerji= Kinetik enerji + Potansiyel enerji  
Kısaca;  $E_T \propto v^2 + PE$

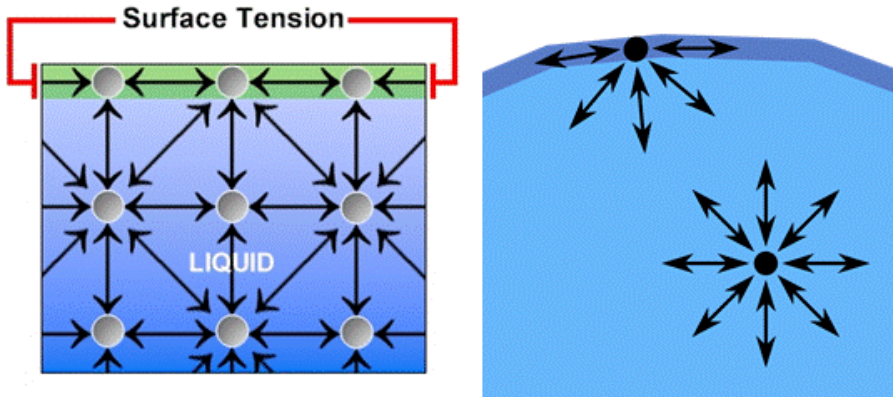
## Poiseuille İlkesi:

İç sürtümlü akışkan akışında; Debi (D)

$D = 1/R \cdot \Delta P$  Burada R akış direnci,  $\Delta P$  basınç farkı

$R = 8\eta l/\pi r^4$  Burada  $\eta$  kan viskozluğu, r damar yarıçapı ve l damar boyu

## Akışkanlarda (Kan) yüzey gerilimi



Sıvı yüzeyinde bulunan Moleküller yüzeye dik ve içeriye yönelmiş net bir kuvvetin etkisindedir.

Akışkanlar dış yüzey alanını minimuma indirecek bir şekil almaya çalışırlar.

Sıvı yüzey geriliminin bileşkesi ( $\Upsilon$ ) hareketli çubuğu içeri doğru çekilmeye zorlar:

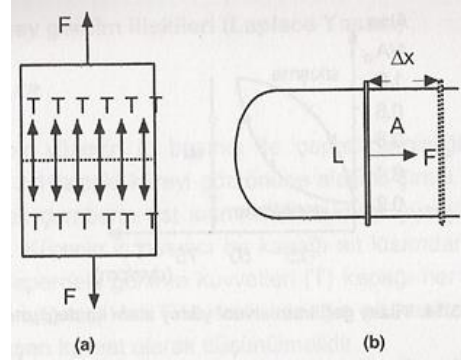
**F kuvveti,  $F = \Upsilon L$**

**Yapılan iş:  $W = F \Delta x = \Upsilon L \Delta x$ ,**

**$L \Delta x = A$  (zarın yüzey alanındaki artış)**

**$\Upsilon = W/A$**

→  $\Upsilon$ ; yüzey gerilimi sıvı filmin birim alanına depolanmış enerji (akışkanların karakteristik özelliği)



Sabun köpüğü gibi 2-yüzü gaz fazı ile temasta olan bir kabarcıkta, İçerideki gazın transmural basıncı,

**$P_t = P_i - P_d \uparrow$**

Denge durumu için;  **$P_t = 4\Upsilon/r$ ,**

Gaz veya sıvının tek değme yüzü varsa

**$P_t = 4 \Upsilon / r$**

$\Upsilon$  = yüzey gerilimi (akışkan özelliği)

$T$  = enine gerilme (koşullara göre değişir)

