

# A VÉRKERINGÉS ÉS SZÍVMŰKÖDÉS BIOFIZIKÁJA

KELLERMAYER MIKLÓS

# Az érrendszer: zárt, önmagába visszatérő csőrendszer

## A. Feladata:

Sejtek környezeti állandóságának biztosítása (“steady state”)

Transzport:

Gázok

Metabolitok

Hormonok, jelátvivő anyagok

Immunglobulinok

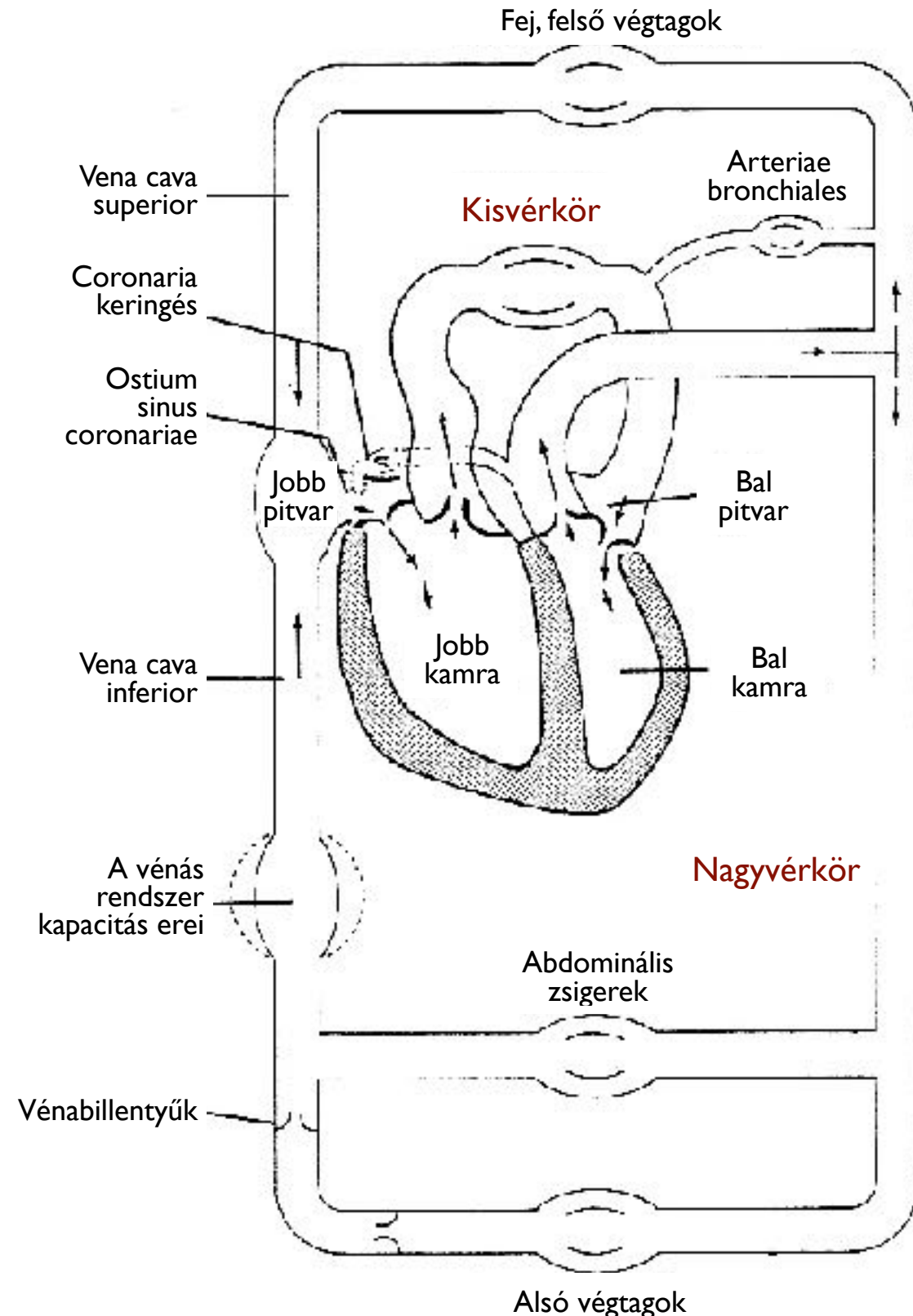
Hő

## B. Áramlástani igények:

Lassú (diffúzióvezérelt folyamatok “kiszolgálása”)

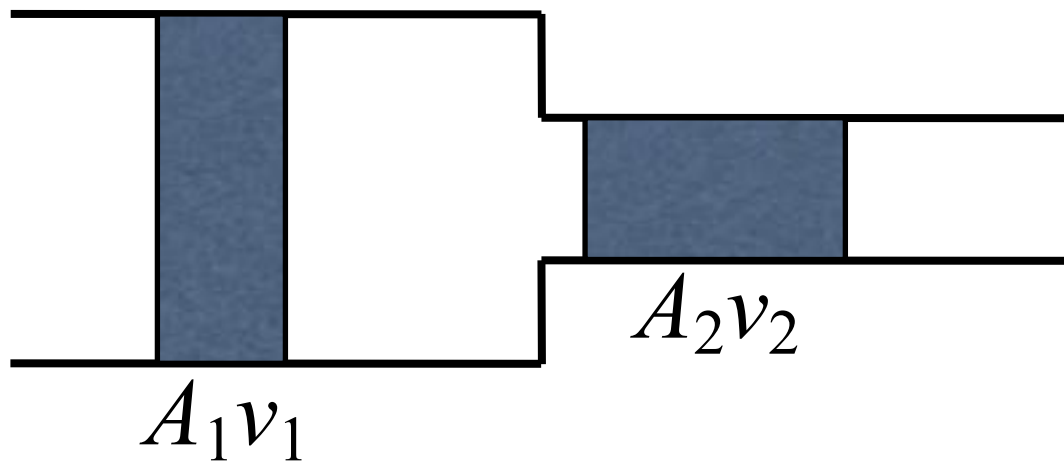
Egyenletes (nincs fluktuáció)

Egyirányú



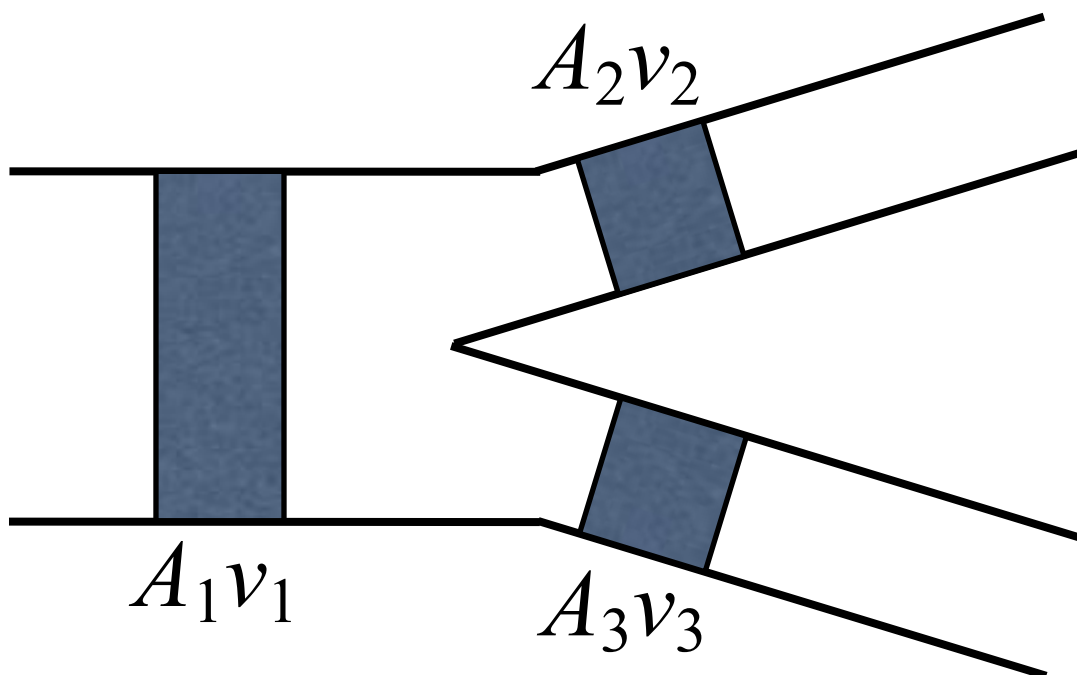
# Folyadékáramlás elágazódó csőrendszerben

Kontinuitási egyenlet (térfogati áramerősség állandó)



$$A_1 v_1 = A_2 v_2 = konst$$

$A$  = keresztmetszet  
 $v$  = áramlási sebesség



$$A_1 v_1 = A_{\Sigma}(v)_{\text{átlag}} = konst$$

$A_{\Sigma}$  = összkérsztmetszet

# Termodinamikai áramok

- A természeti folyamatok ritkán reverzibilisek.
- Ha a rendszer különböző pontjain különbségek vannak az intenzív mennyiségekben, áramok (termodinamikai áramok) lépnek fel.
- A termodinamikai áramok az egyensúly helyreállítására irányulnak.
- Extenzív mennyiségek áramlanak.

Termodinamikai áram	Áramot fenntartó intenzív mennyiség-különbség	Áramsűrűség	Törvény
Hőáram	Hőmérséklet ( $T$ )	$J_E = -\lambda \frac{\Delta T}{\Delta x}$	Fourier
Térfogati áram	Nyomás ( $p$ )	$J_V = -\frac{R^2}{8\eta} \frac{\Delta p}{\Delta x}$	Hagen-Poiseuille
Elektromos áram	Elektromos potenciál ( $\varphi$ )	$J_Q = -\frac{1}{\rho} \frac{\Delta \varphi}{\Delta x}$	Ohm
Anyagáram (diffúzió)	Kémiai potenciál ( $\mu$ )	$J_n = -D \frac{\Delta c}{\Delta x}$	Fick

# Folyadékáramlás merev falú csőben

## Hagen-Poiseuille törvény

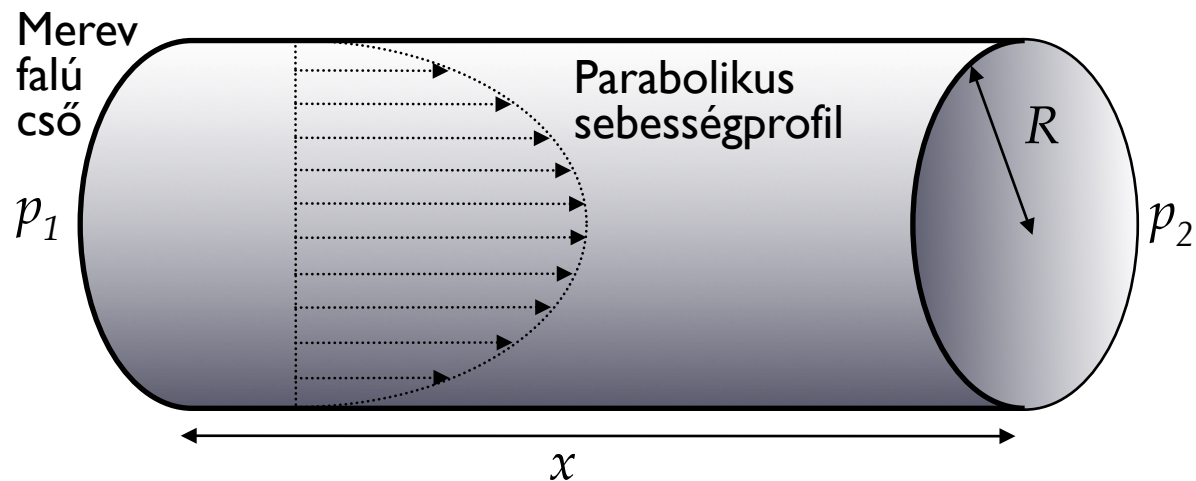


G.H.L. Hagen  
(1797-1884)



J.-L.-M. Poiseuille  
(1799-1869)

Termodinamikai áram	Áramot fenntartó intenzív mennyiség-különbség	Áramsűrűség	Törvény
Térfogati áram	Nyomás ( $p$ )	$J_V = -\frac{R^2}{8\eta} \frac{\Delta p}{\Delta x}$	Hagen-Poiseuille



$V$  = térfogat  
 $t$  = idő  
 $R$  = sugár  
 $\eta$  = viszkozitás  
 $p$  = nyomás  
 $x$  = csőhossz  
 $V/t = I_V$  = térfogati áramerősség  
 $\Delta p/\Delta x$  = nyomásgrádiens, fenntartója  $p_2 - p_1$  (negatív!)  
 $A$  = csőkeresztmetszet  
 $I_V$  = térfogati áramerősség

$$J_V = \frac{V}{tA} = -\frac{R^2}{8\eta} \frac{\Delta p}{\Delta x}$$

N.B. 1:  $A = R^2 \pi \Rightarrow I_V = \frac{V}{t} = -\frac{R^4 \pi}{8\eta} \frac{\Delta p}{\Delta x}$

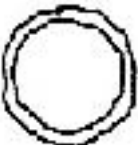





N.B. 2:  $I_V = -\frac{R^4 \pi}{8\eta \Delta x} \Delta p \Rightarrow -\Delta p = R_{cső} \cdot I_V \Rightarrow U = R \cdot I$   
 Ohm-törvény!

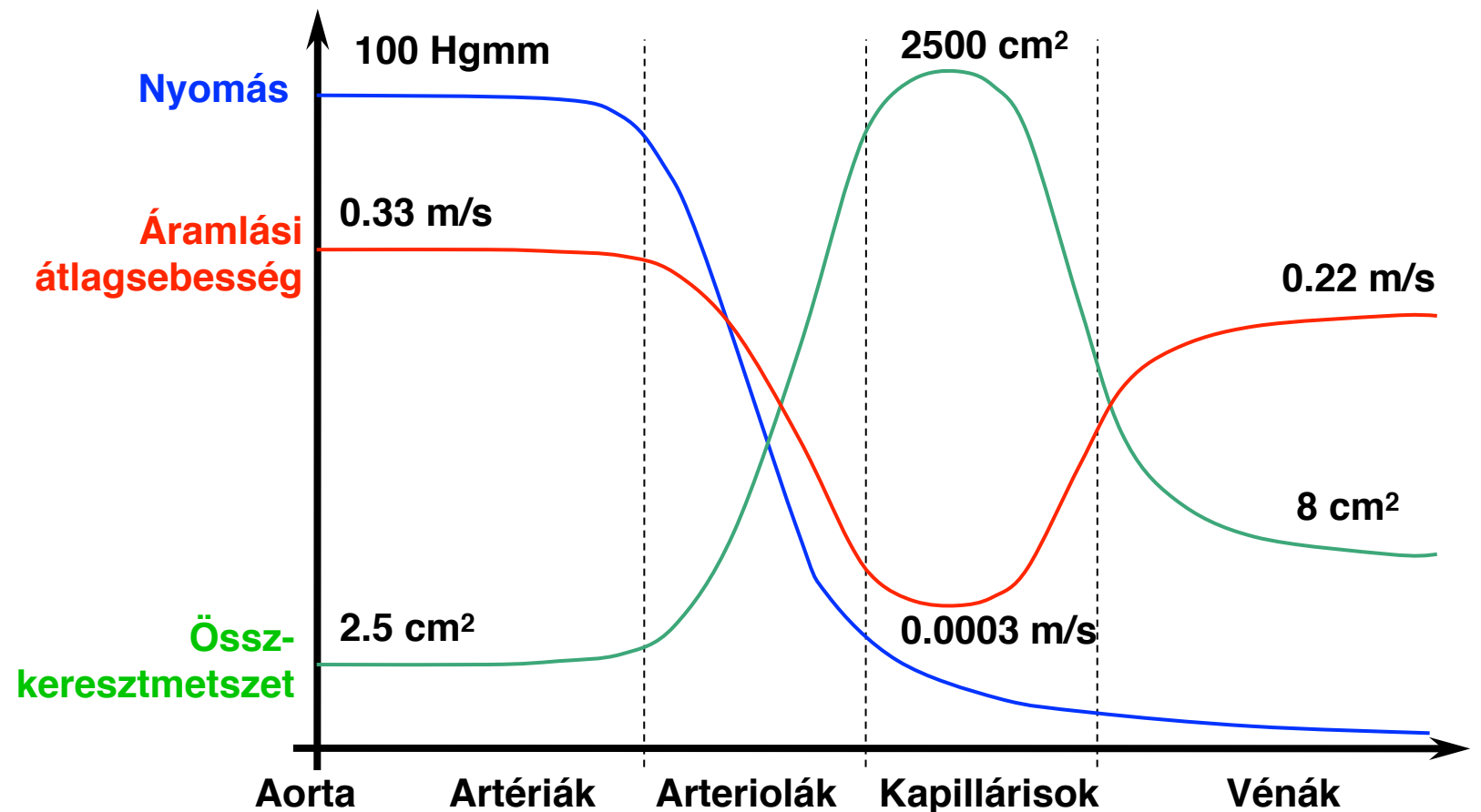
N.B. 3:  $\frac{\Delta v}{\Delta r} \sim r \Rightarrow \left( \frac{\Delta v}{\Delta r} \right)_{\max} = R \Rightarrow \tau_{\max} = R$

A parabola sebességprofil miatt a nyírófeszültség a fal közelében maximális



# Az érrendszer felépítése és fizikai változói

		Átmérő	Össz- kereszt- metszet
Aorta		25 mm	2.5
Artériák		4 mm	20
Arteriolák		30 $\mu$	40
Kapillárisok		8 $\mu$	2500
Venulák		20 $\mu$	250
Vénák		5 mm	80
Vena cava		30 mm	8



- **Nyomás:** érfalra nehezedő nyomás, "**vérnyomás**". A véráramlást a nyomáscsökkenés tartja fenn.
- **Nyomáscsökkenés oka:** energia zöme hővé alakul.
- **Sebesség és összekeresztmetszet** fordított arányban változik, a kontinuitási egyenlet alapján ( $A \cdot v = \text{állandó}$ ).
- **Sebesség** általában nem haladja meg a kritikus sebességet (l. Reynolds szám), és az áramlás lamináris marad. (Kivételek: aortabillentyű mögötti szakasz, érszűkületek, viszkozitáscsökkenéssel járó állapotok, Korotkov hang).
- **Arteriolák:** (vegetatív beidegzés alatt álló, simaizommal ellátott erek) vérnyomást szabályozzák, "**rezisztencia erek**".
- **Vértérfog** jelentős része a vénás rendszerben: "**kapacitás erek**".

# Az erek rugalmas falú csövek

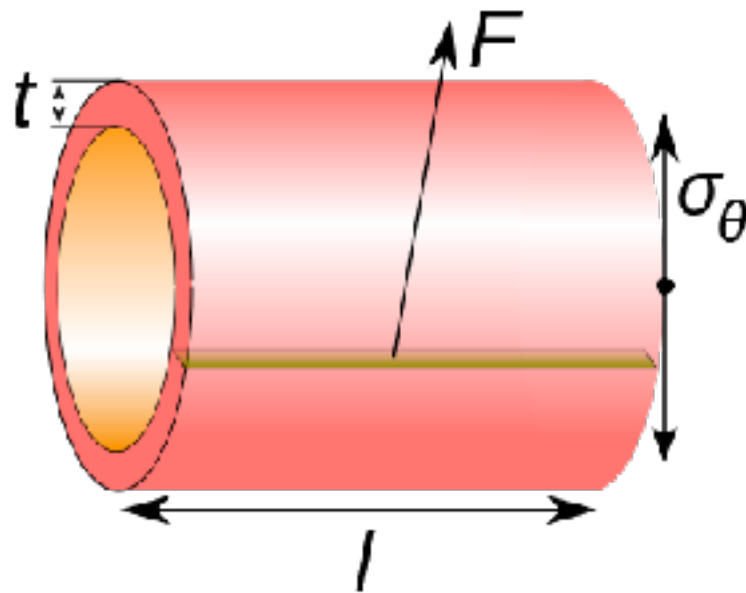
Az érfal-feszülés ( $\sigma_\theta$ ) függ a vérnyomástól: Young-Laplace - egyenlet

$$\sigma_\theta = \frac{P \cdot r}{t}$$

$P$  = vérnyomás

$r$  = sugár

$t$  = falvastagság



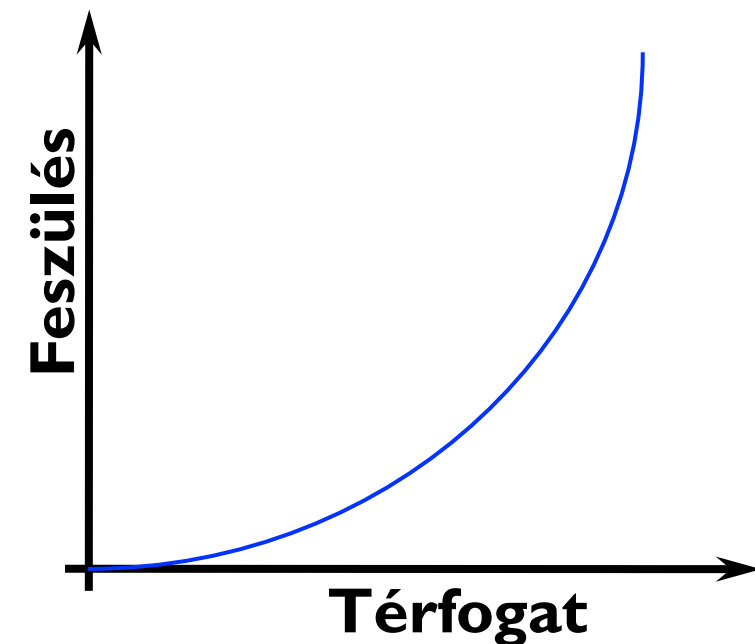
$$\sigma_\theta = \frac{F}{t \cdot l}$$

$F$  = erő

$l$  = csőhossz

Az érfal-feszülés vagy kerületi feszülés a kör keresztmetszetű henger alakú cső területén ható átlagos erő.

Az érfal nem-lineáris rugalmas tulajdonsággal rendelkezik



**Érfali rugalmasság meghatározói:**

Elasztikus rostok

Kollagén

Simaizom

**Érfali rugalmasság hatása:**

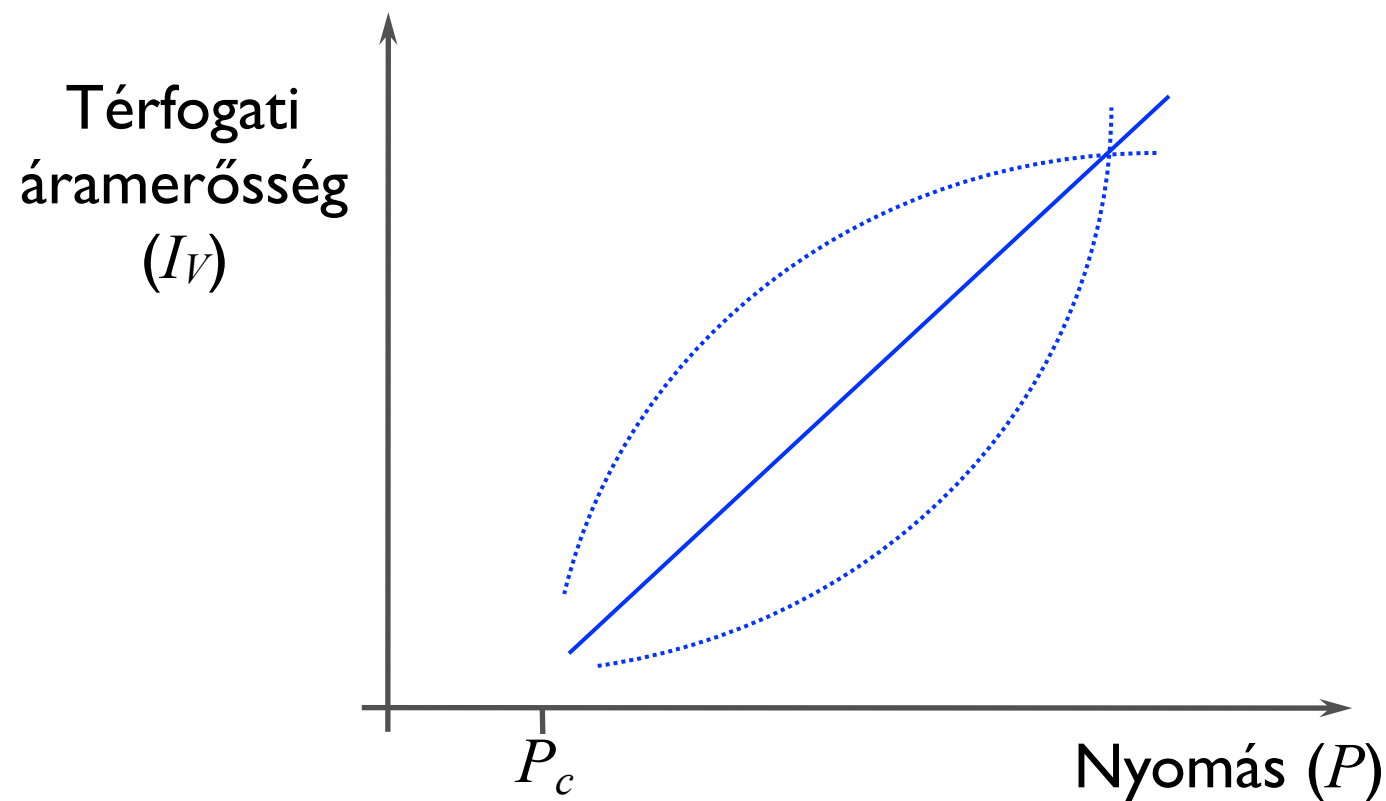
Elasztikus energia tárolás

Pulzáló nyomás elsimul

Állandó áramlási sebesség

# A térfogati áramerősség és nyomás összefüggése

Bizonyos nyomás alatt az erek összeesnek és megszűnik az áramlás

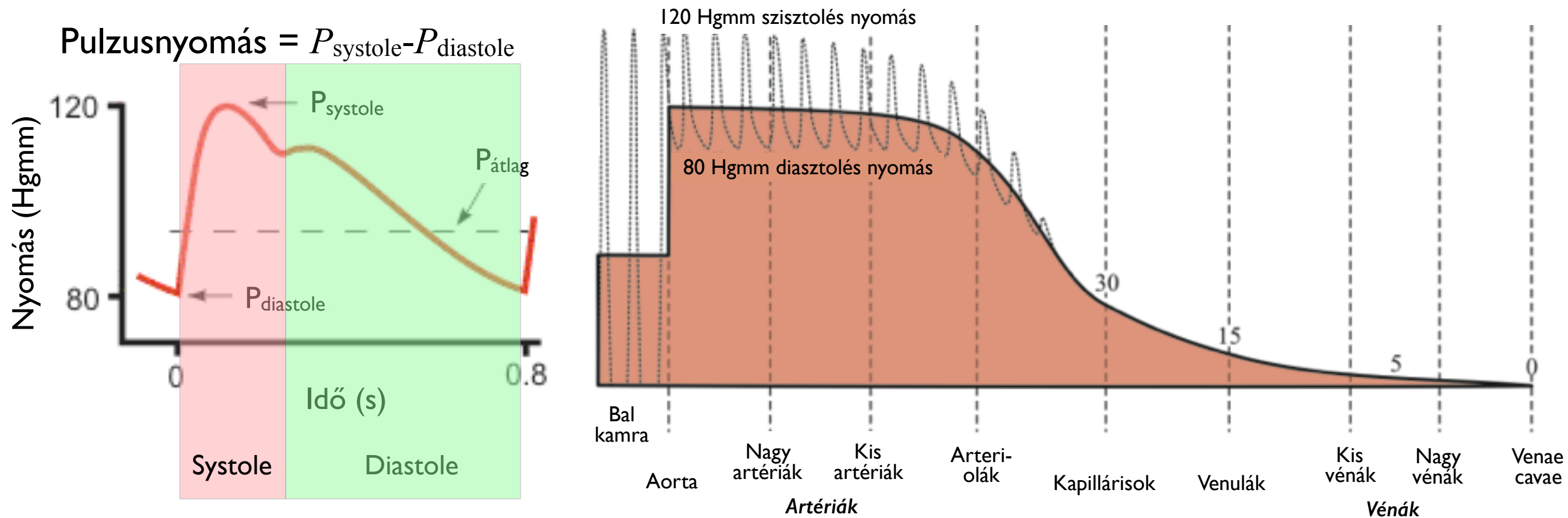


## N.B.:

- A görbék nem 0-nál metszik a nyomás tengelyt: kritikus záródási nyomás ( $P_c$ ).
- $P_c$  értéke artériákban, nyugalmi körülmények között  $\sim 20$  Hgmm
- Vérnyomás mérés során is ez történik: az aktuális, lokális  $P_c$ -t meghaladó nyomást állítunk elő a vérnyomásmérő mandzsettában.



# Dinamikus nyomásváltozások az artériás rendszerben



Az érfali rugalmasság miatt a hirtelen nyomás-ingadozások elsimulnak.

# Kapilláris keringés, folyadékcseré

## 1. Kapillárisok:

Hossz: 400-700  $\mu\text{m}$

Átmérő: 0.5  $\mu\text{m}$

## 2. Nyitott állapot funkciófüggő

Nyitott kapillárisok száma izomban

Nyugalomban 5/mm<sup>2</sup>

Aktivitás során 200/mm<sup>2</sup>



## 3. Kapilláris folyadékcseré

plazma és interstícium közötti folyadékvándorlás

hajtóerő: vérnyomás és kolloid ozmotikus nyomás közötti különbség

Kolloid ozmotikus (onkotikus) nyomás:

kolloidális fehérjék által létrehozott ozmotikus nyomás (2.6 kPa)

	Arteriolák	Kapillárisok	Venulák
Vérnyomás	4.0 kPa	2.6 kPa	1.3 kPa
Kolloid ozmotikus nyomás	2.6 kPa	2.6 kPa	2.6 kPa

# A vérkeringés segéderői

## Áramlás folytonosságát fenntartó tényezők

1. Artériafalak **rugalmassága**  
rugalmas rostok → potenciális,  
elasztikus energiatárolás

2. **Vénabillentyűk (Harvey-féle kísérlet).**  
*“Exercitatio anatomica de motu cordis et sanguinis in animalibus” (1628)*

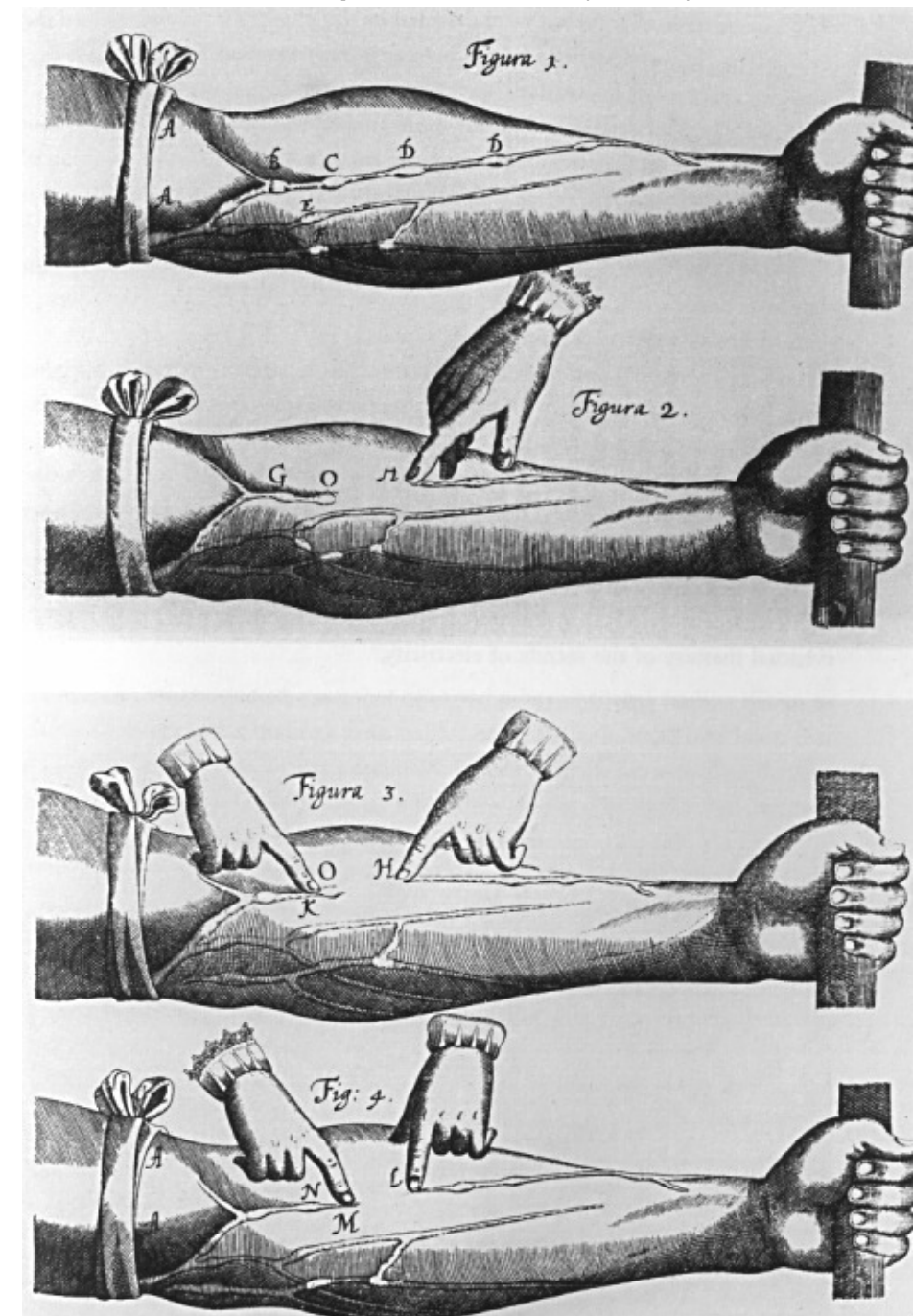


3. Izommunka

4. Negatív mellűri nyomás

5. **Atrioventricularis sík** fel-le mozgása  
kamrasystolével szinkron  
átmeneti negatív nyomás a jobb pitvarban

Harvey-féle kísérlet (1628)

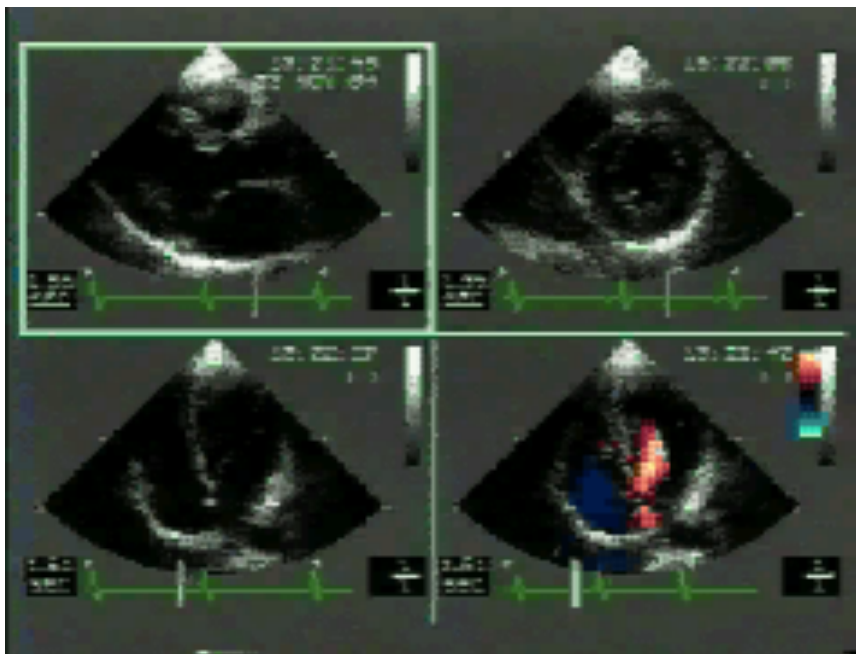




# A SZÍVMŰKÖDÉS BIOFIZIKÁJA

# Szív:

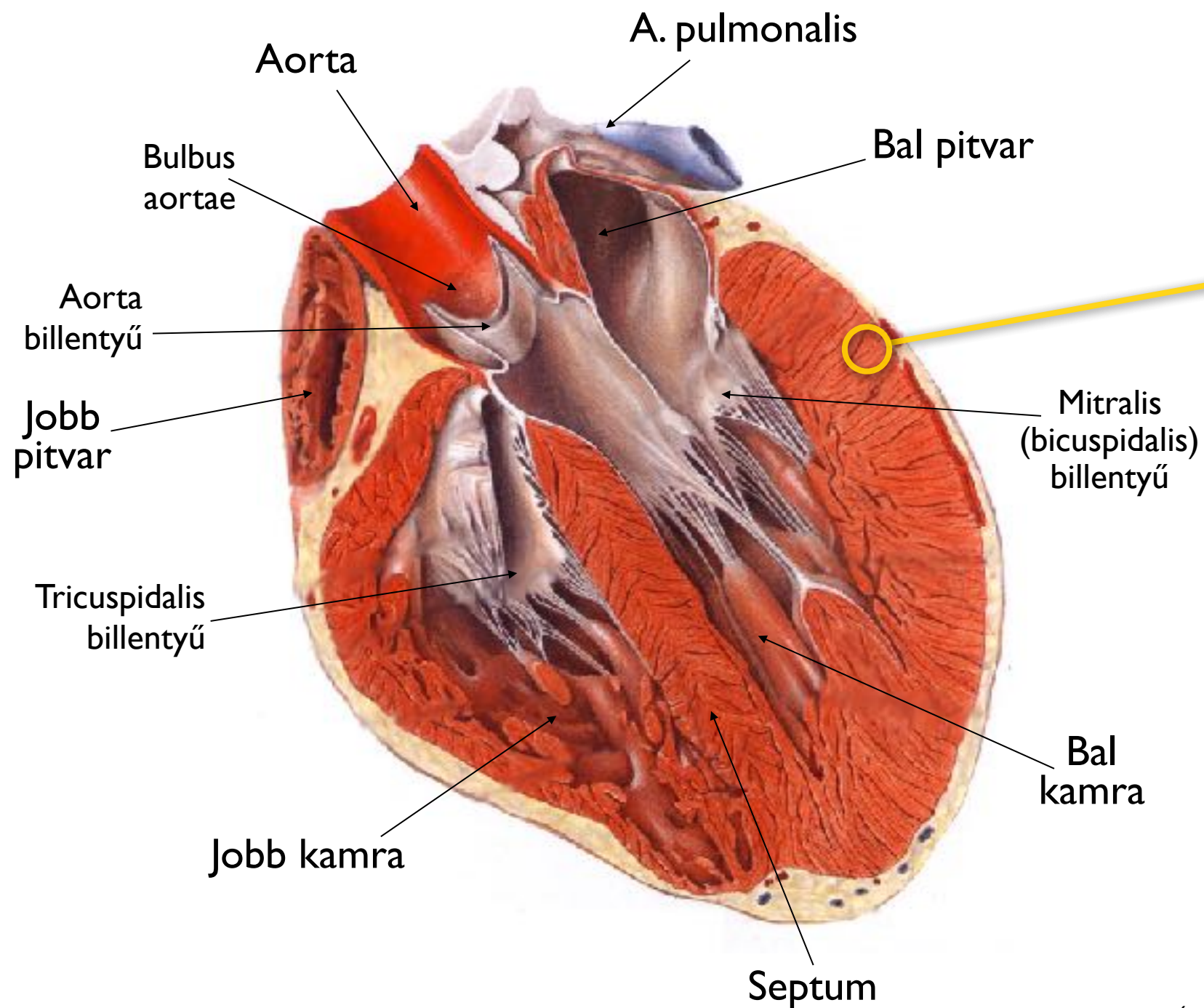
## A keringési rendszer pumpája



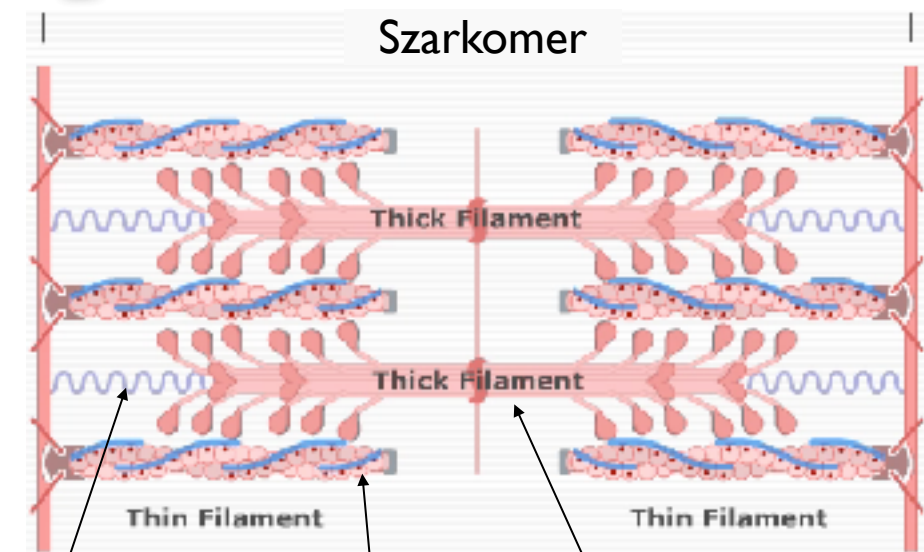
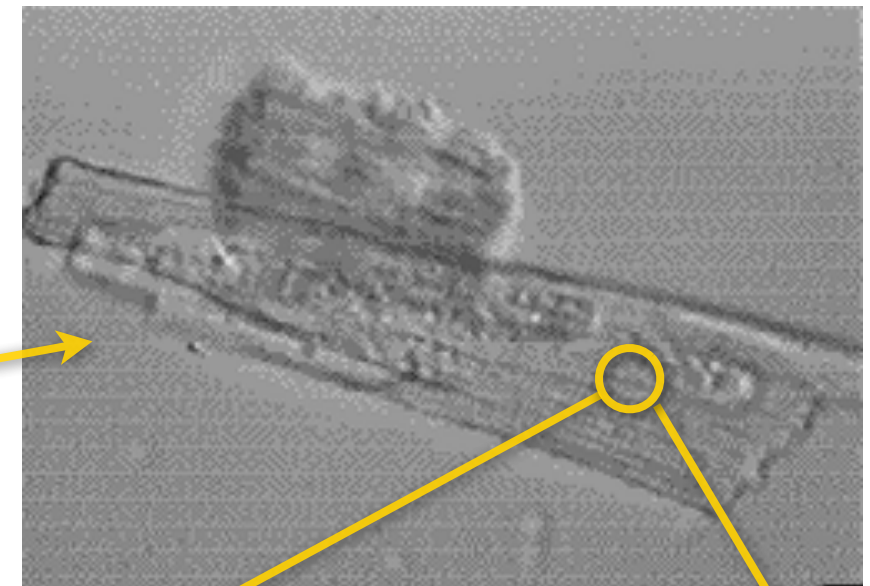
	Összehúzódnások száma	Továbbított vértérfogat
1 perc	~70	~6 l
1 nap	~100.000	~8600 l
Élet (70 év)	$\sim 2.5 \times 10^9$	$\sim 220 \times 10^6 \text{ l}$



# A szív vázlatos felépítése



Kardiomiocita



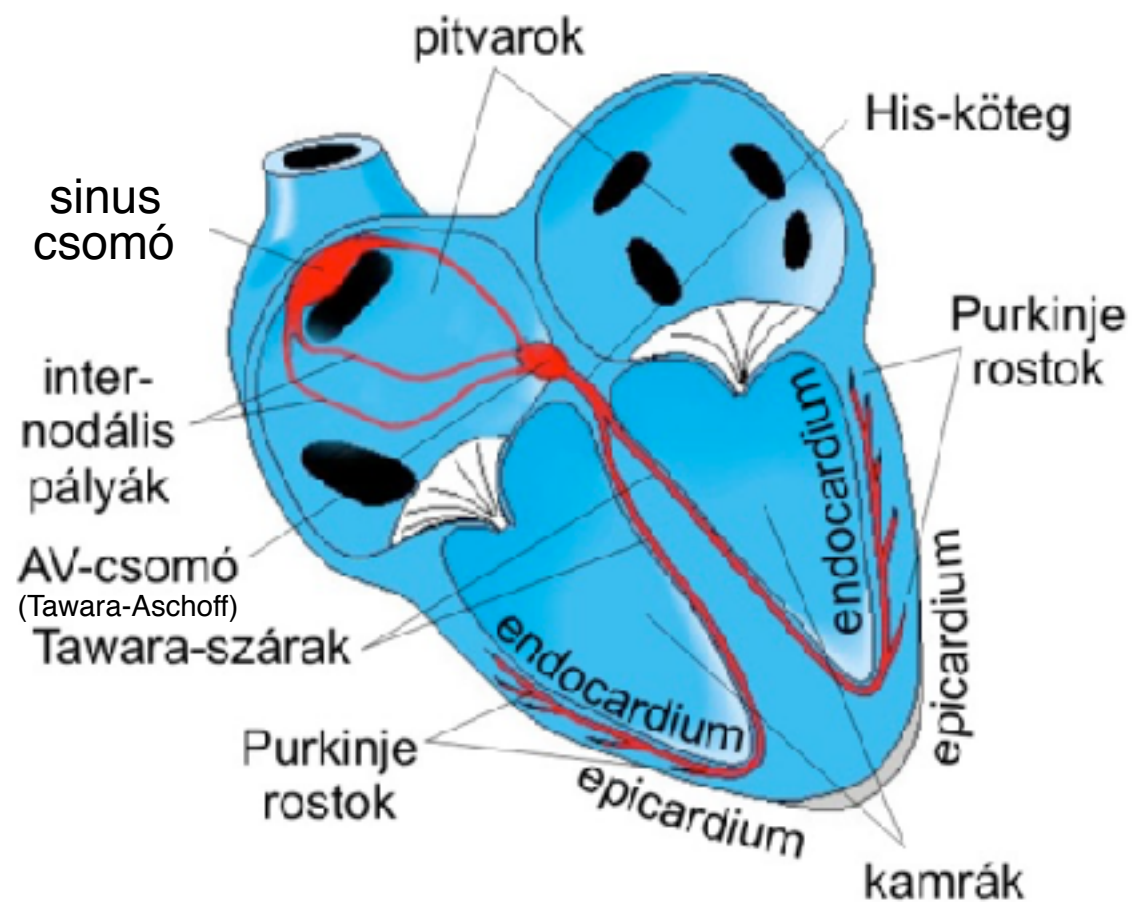
Titin  
(rugalmas)  
filamentum

Vékony  
(aktin)  
filamentum

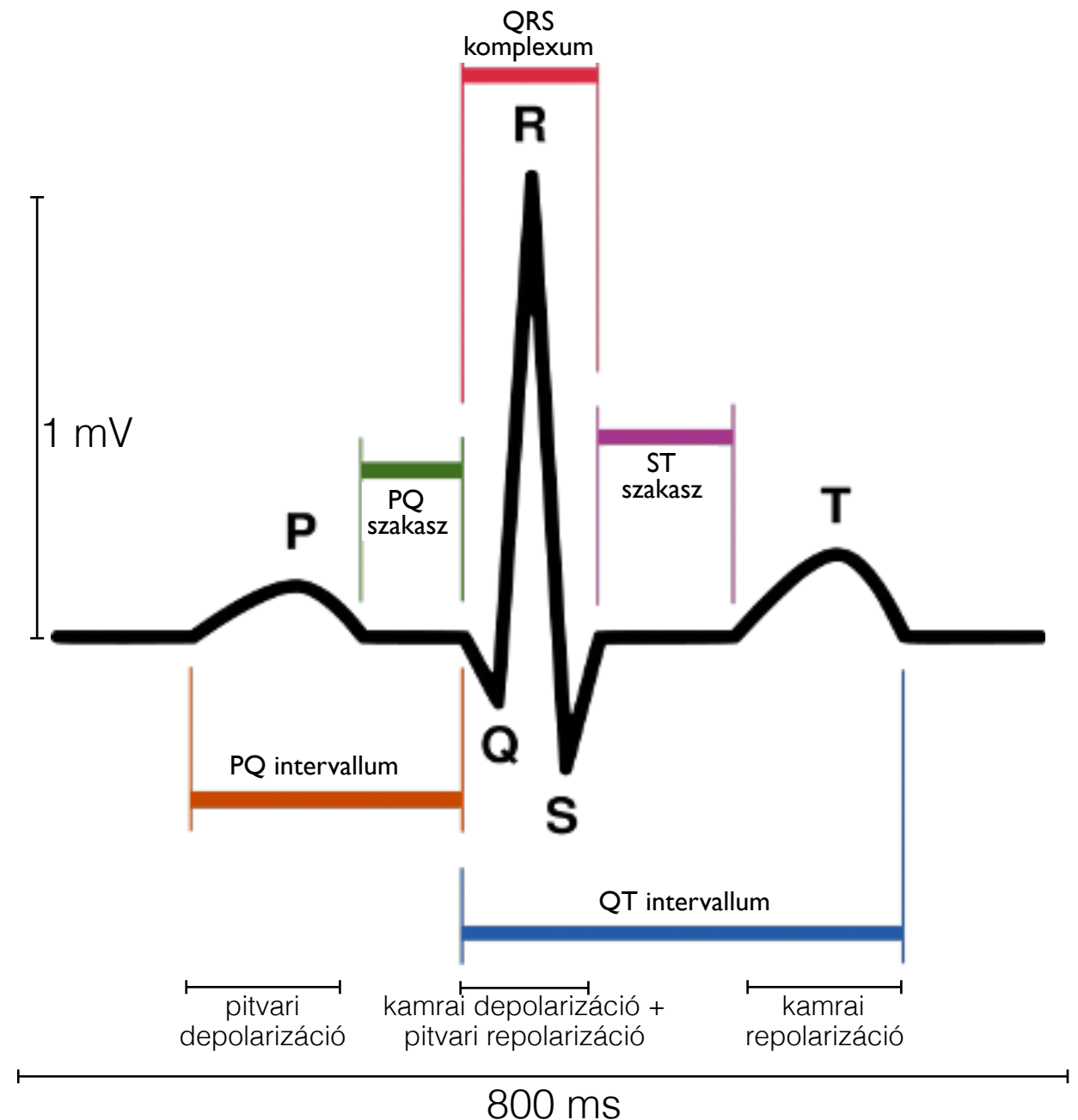
Vastag  
(miozin)  
filamentum



# Koordinált mechanikai működés aktiválása

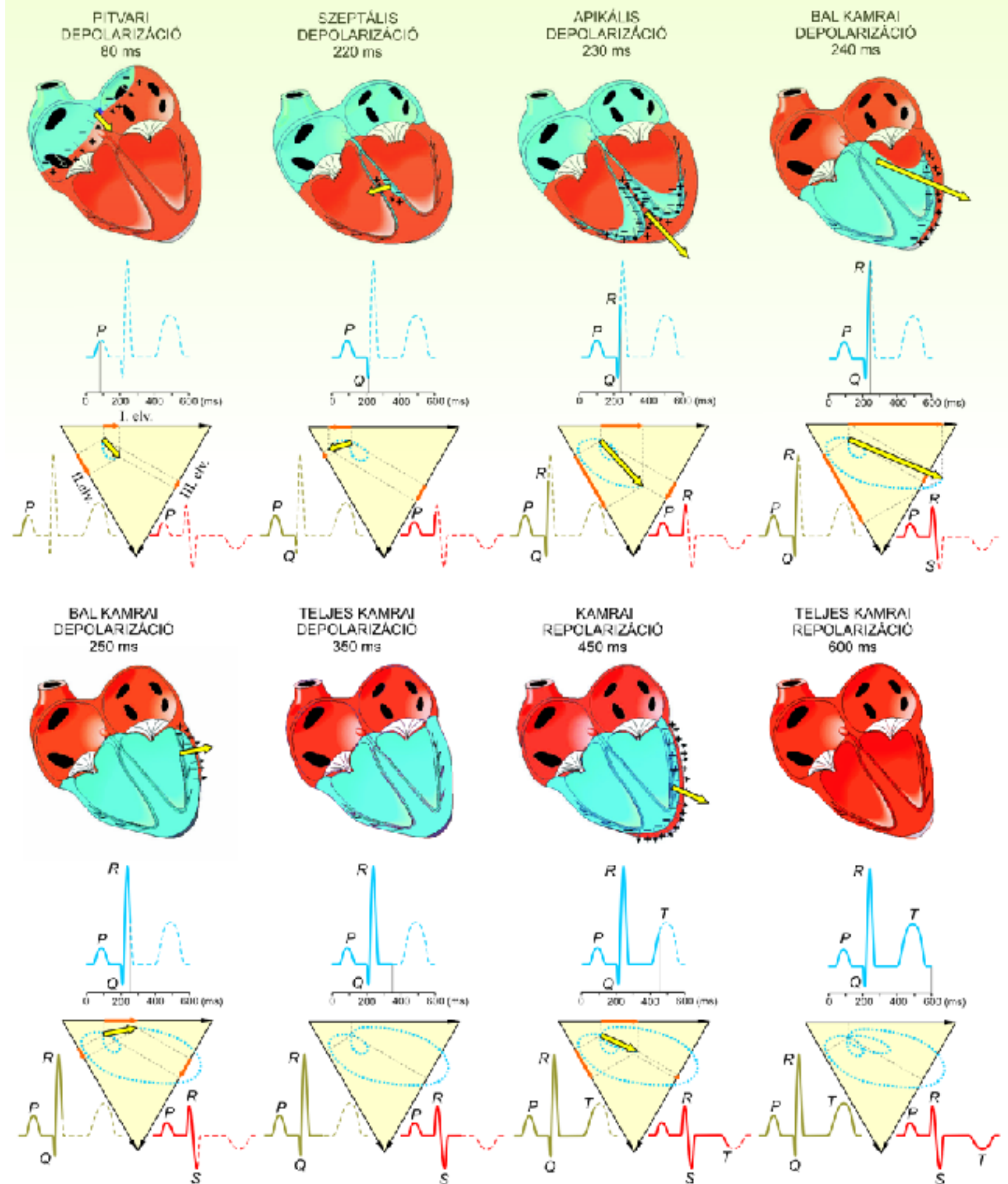


Elektrokardiogram (EKG)



# EKG:

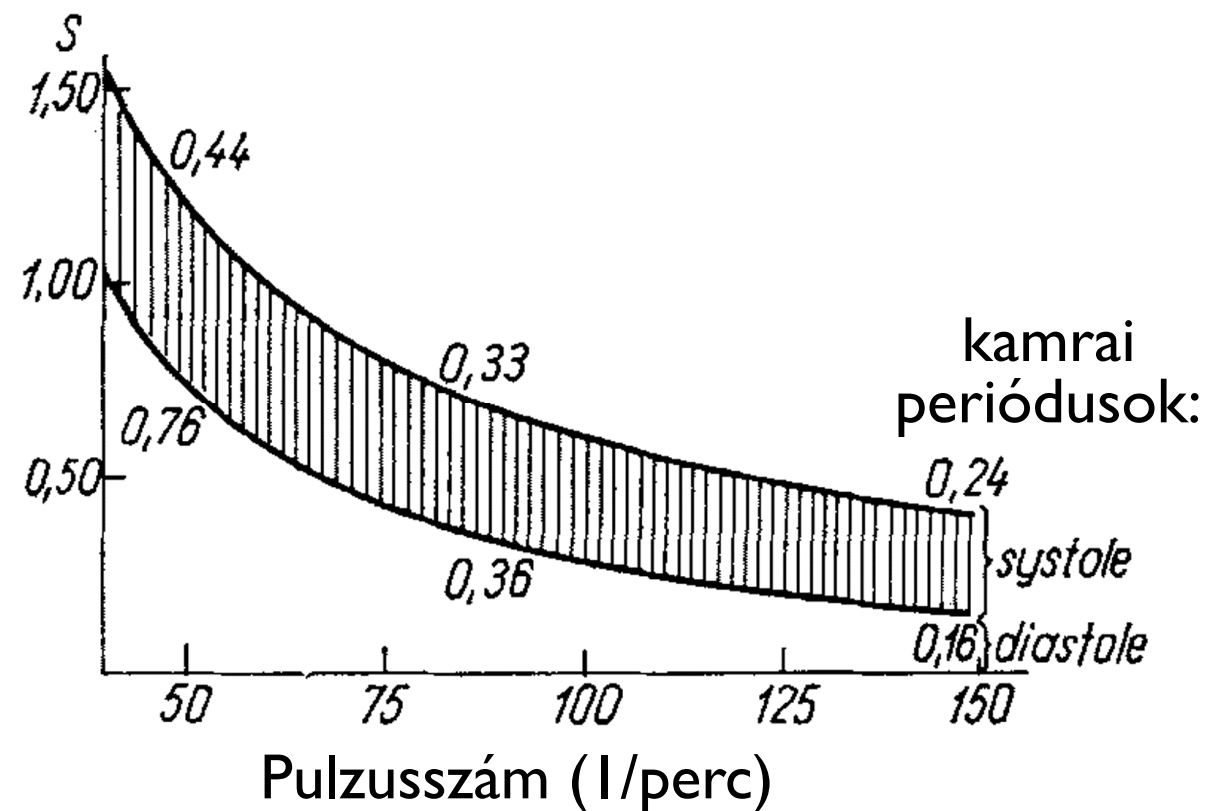
A szívizom depolarizációja és repolarizációja során térben és időben változó eredő dipólus (integrálvektor) adott irányú (elvezetések szerinti) vetületei.



# A szívciklus

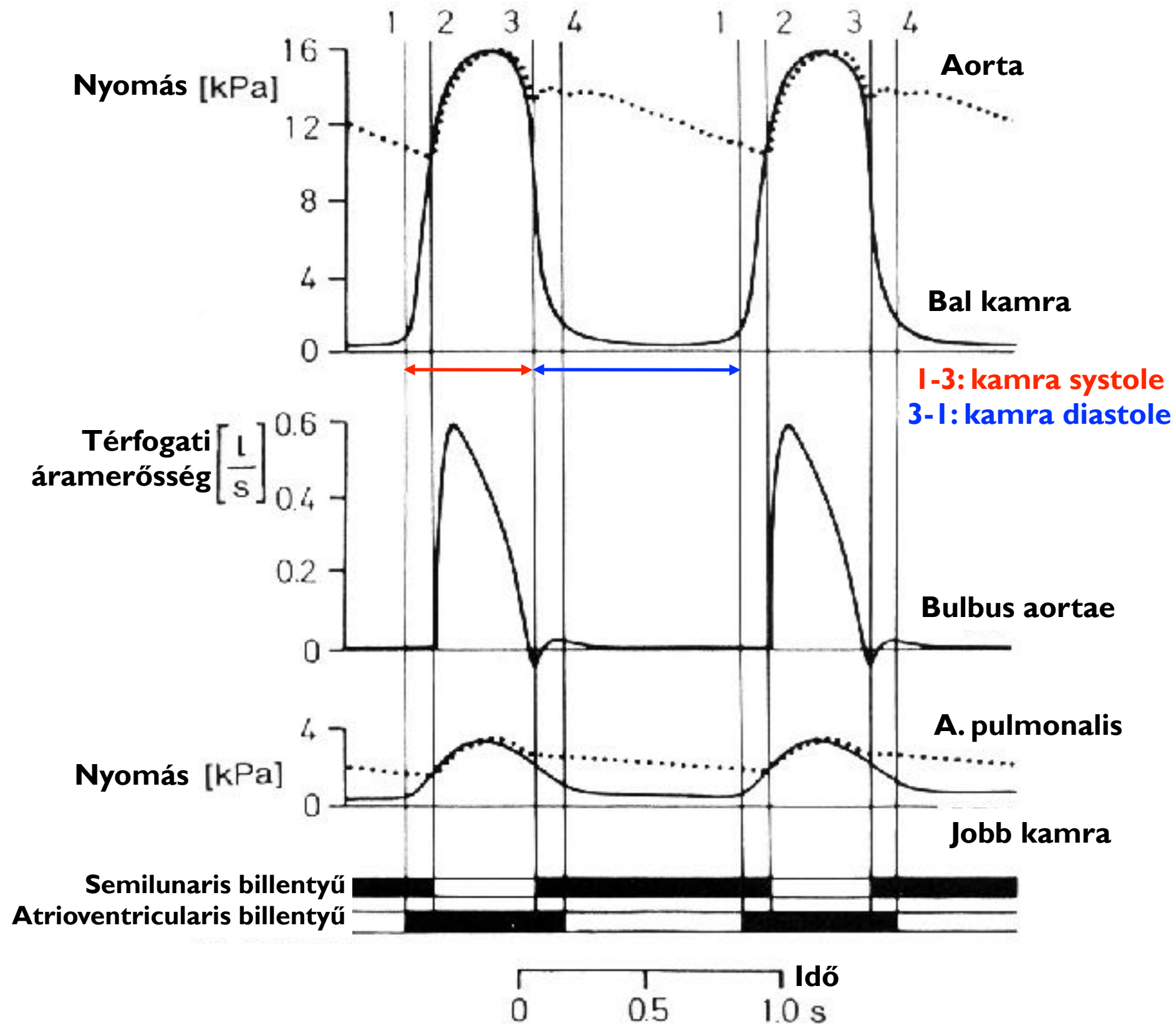
A szív kontrakciós (systole) relaxációs (diastole) ciklusa

	systole	diastole
pitvar	0,1 s	0,7 s
kamra	0,3 s	0,5 s

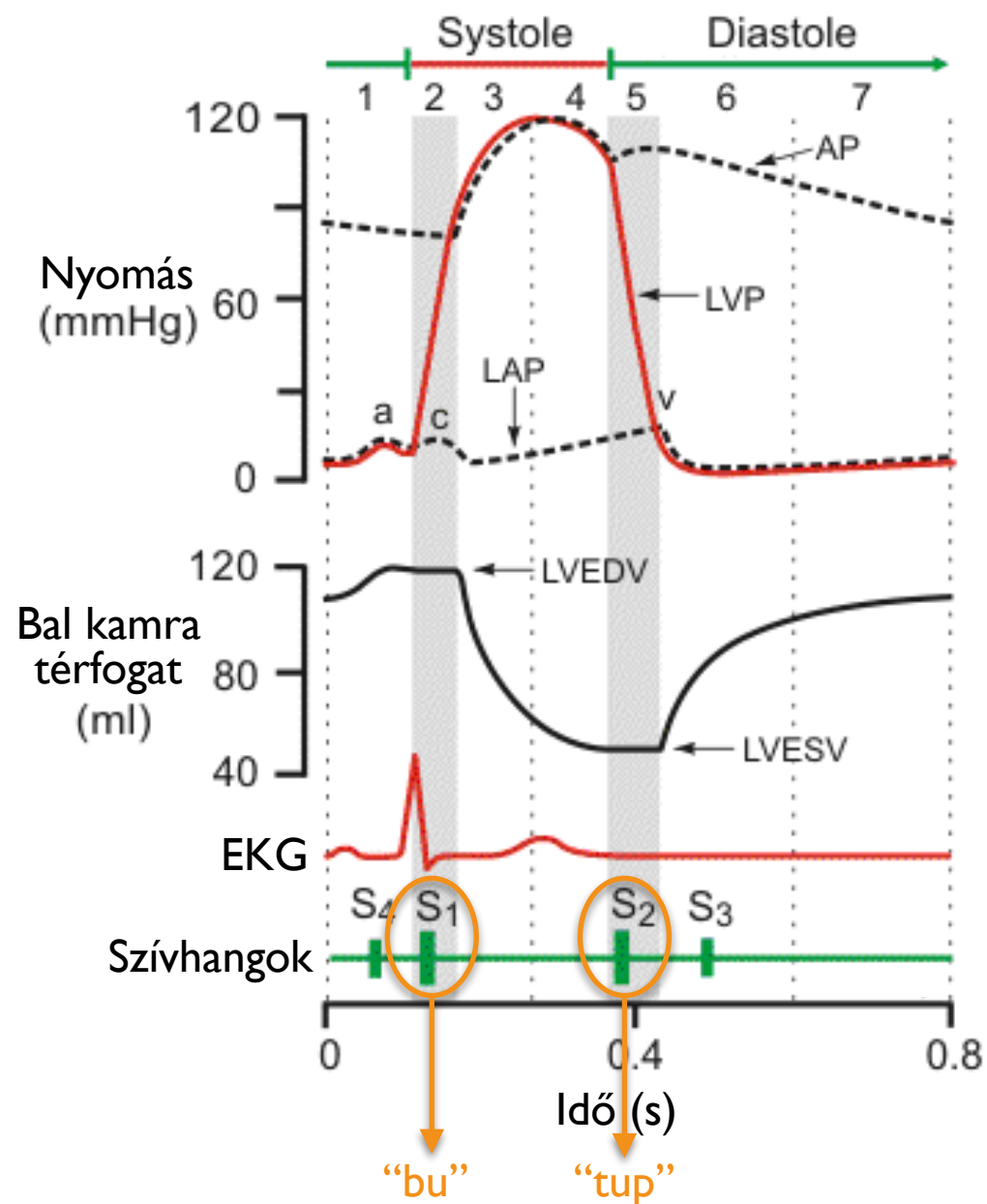


# A szív ciklus eseményei I.

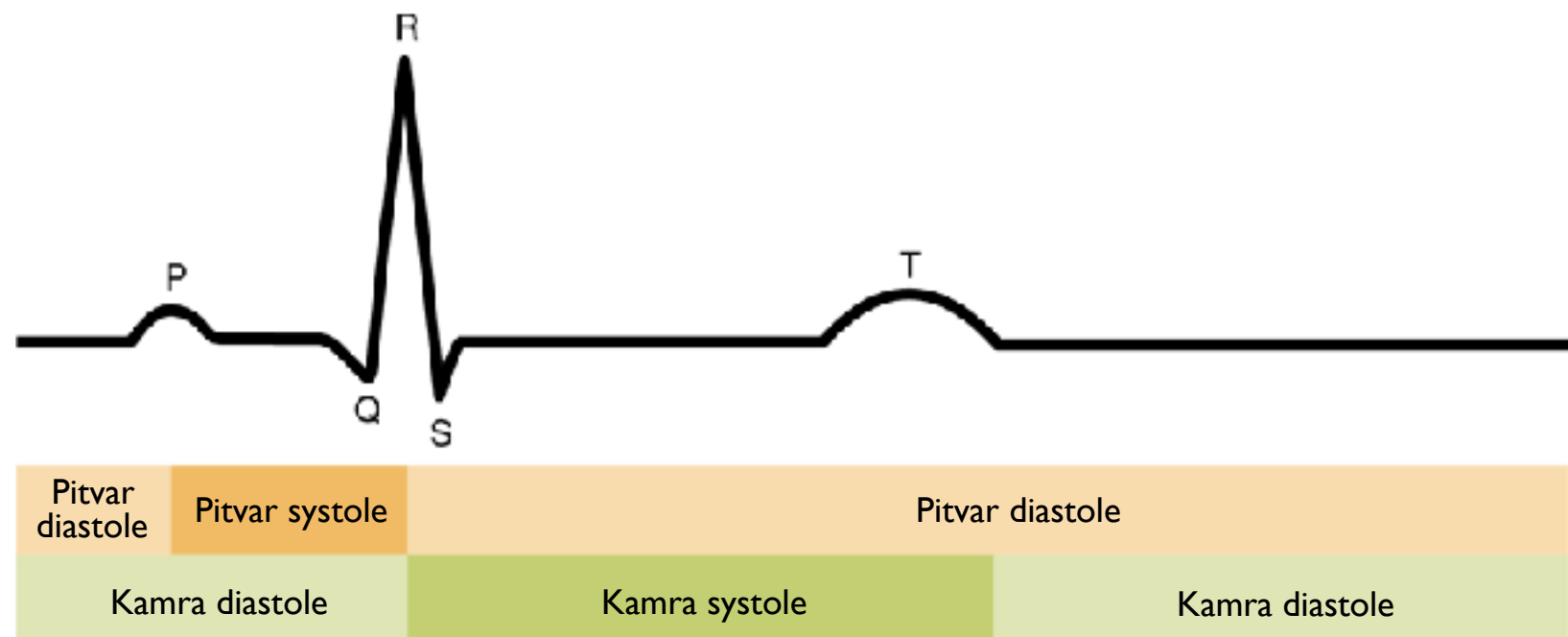
**1-2:** pre-ejekciós periódus (PEP) **2-3:** ejekciós periódus (EP) **3-4:** izovolumetriás relaxáció (IVR) **4-1:** kamratelődés (KT)



# A szív ciklus eseményei 2.

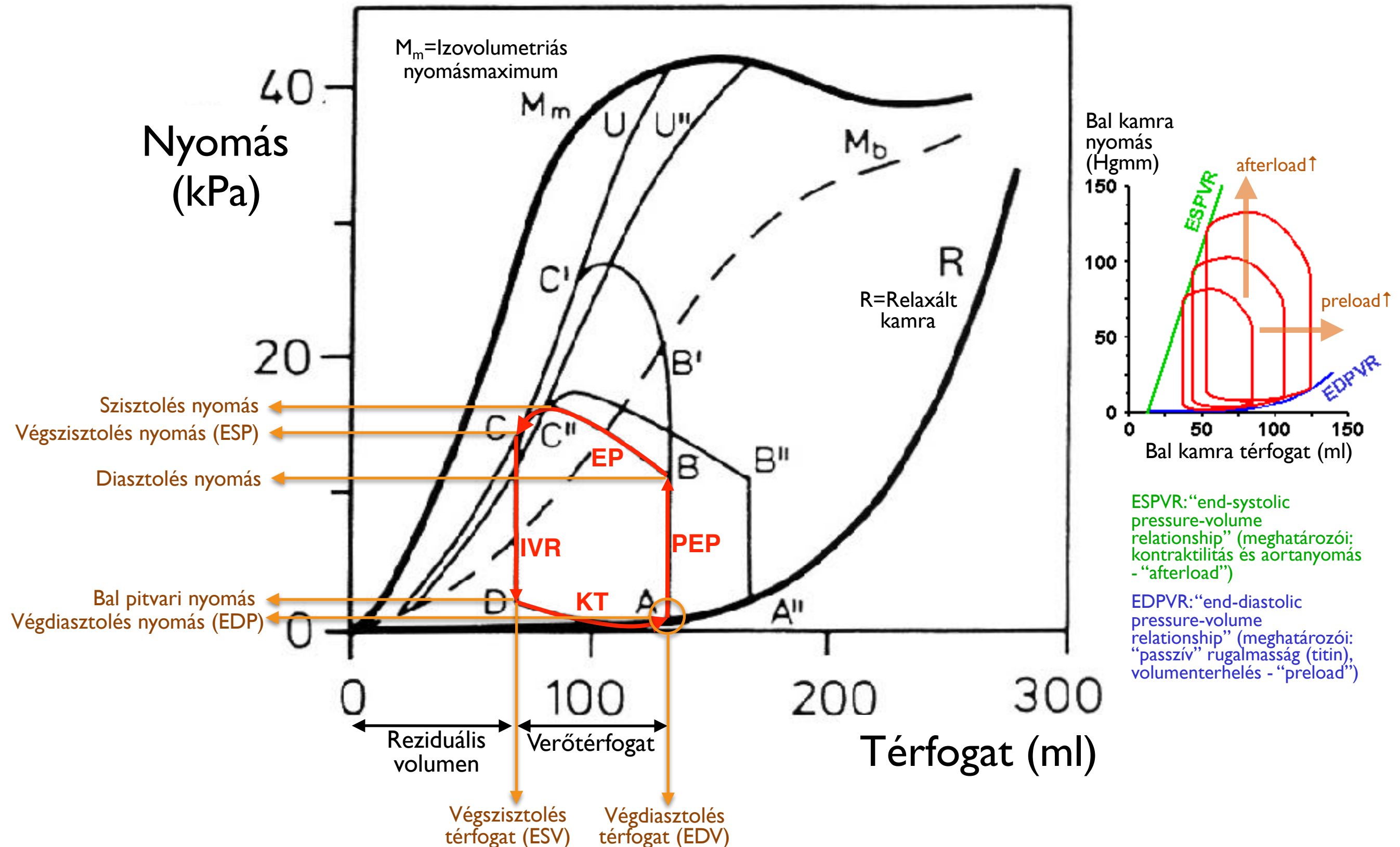


Elektrokardiogram (EKG)





# A bal kamra nyomás-térfogat diagramja

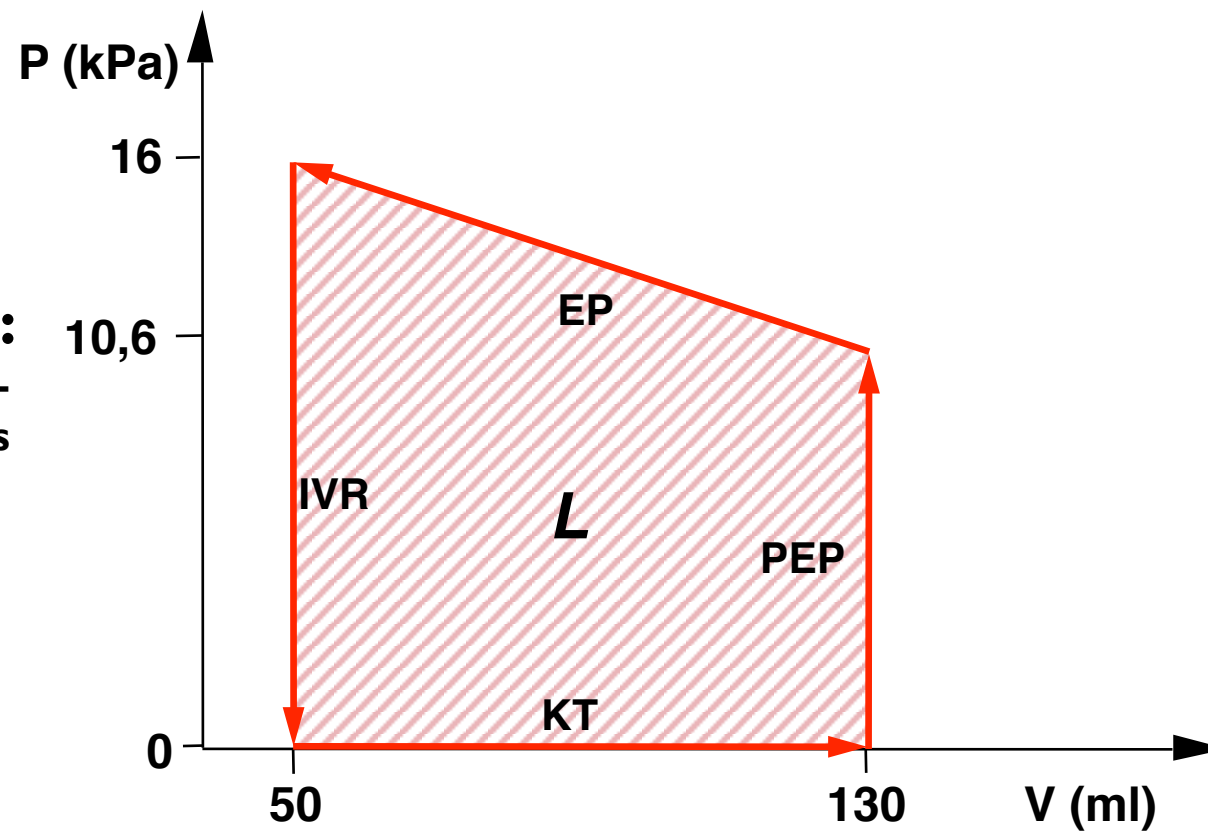




# A szív munkája

(bal kamra munkája)

**Indikátordiagram:**  
egyszerűsített nyomás-  
térfogat összefüggés



$$L = p\Delta V + \frac{1}{2}mv^2$$

$p\Delta V$  = térfogati munka (statikus komponens)

$\frac{1}{2}mv^2$  = sebességi munka (dinamikus komponens)

$p$  = nyomás

$\Delta V$  = **verőtérfogat (pulzustérfogat)**

$$13,3 \cdot 10^3 \text{ N/m}^2 \times 0,08 \cdot 10^{-3} \text{ m}^3 + \frac{1}{2} 0,08 \text{ kg} \times (1 \text{ m/s})^2 = 1,06 \text{ Nm} + 0,04 \text{ Nm} = 1,1 \text{ J}$$