

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

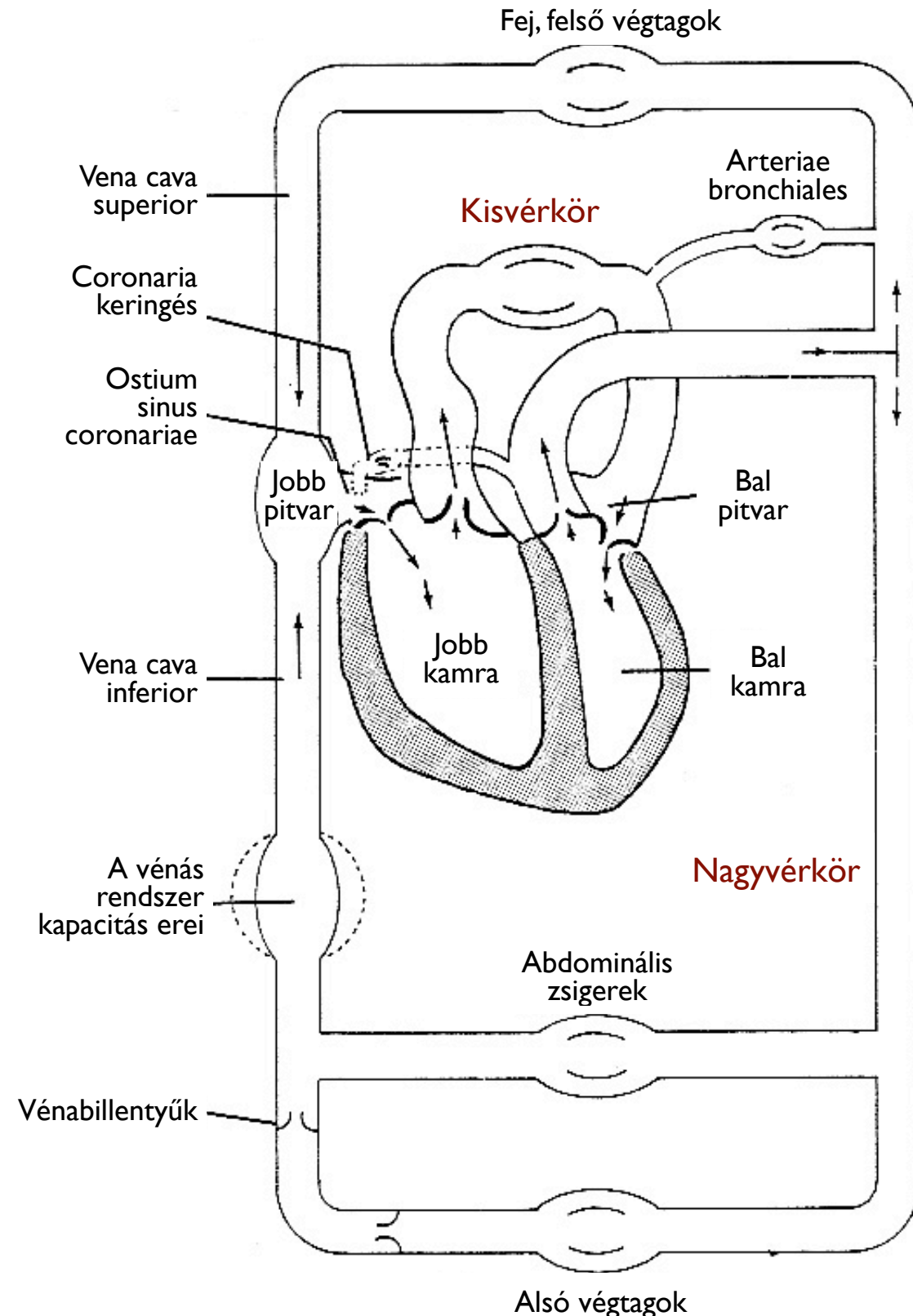
Hő

B. Áramlástanai igények:

Lassú (diffúzióvezérelt folyamatok “kiszolgálása”)

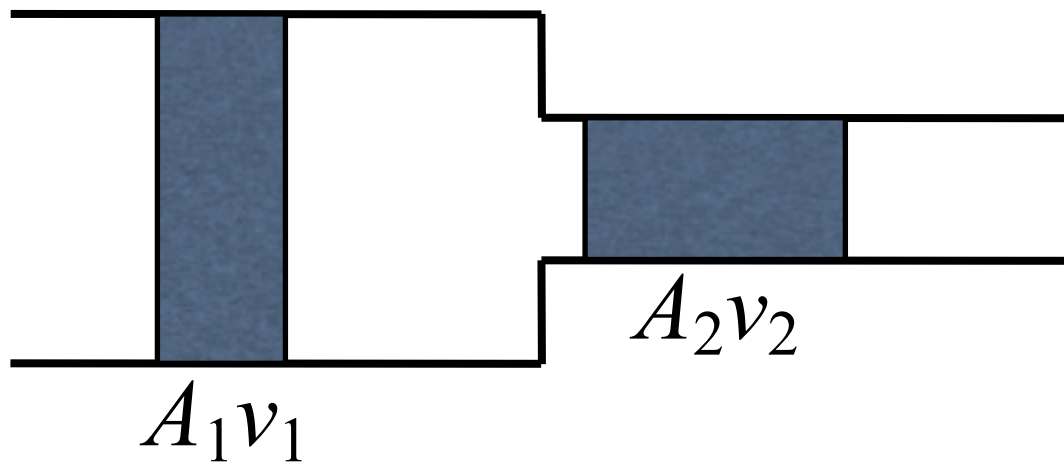
Egyenletes (nincs fluktuáció)

Egyirányú



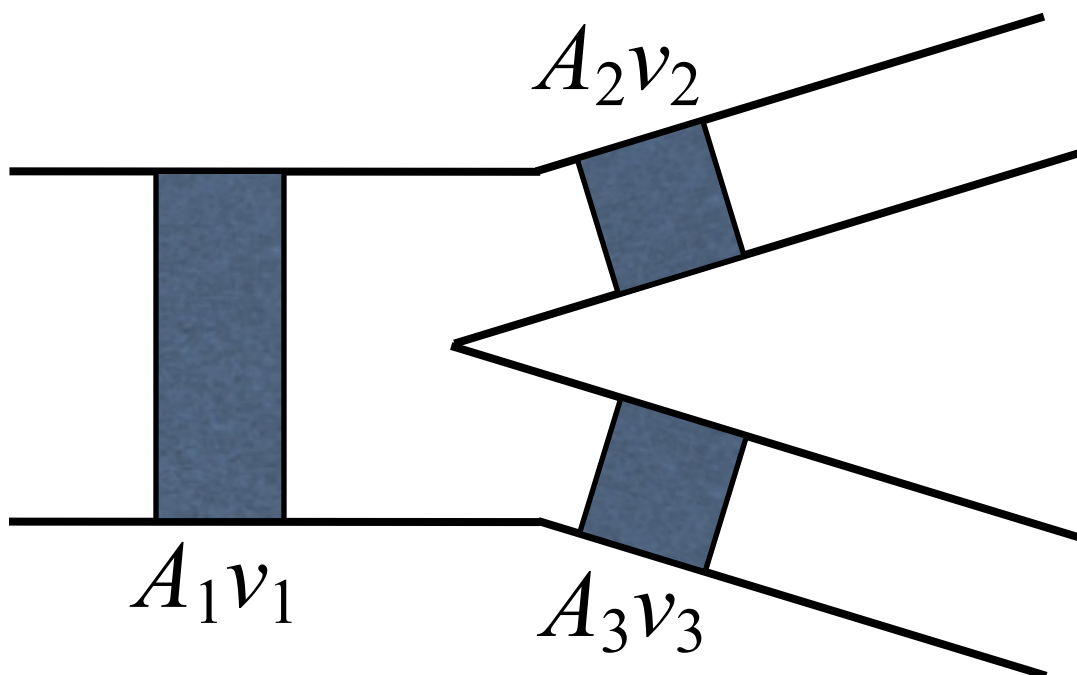
Folyadékáramlás elágazódó csőrendszerben

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_{Σ} = 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 (ϕ)	$J_Q = -\frac{1}{\rho} \frac{\Delta \phi}{\Delta x}$	Ohm
Anyagáram (diffúzió)	Kémiai potenciál (μ)	$J_n = -D \frac{\Delta c}{\Delta x}$	Fick

Folyadékáramlás merev falú csőben

Hagen-Poiseuille törvény

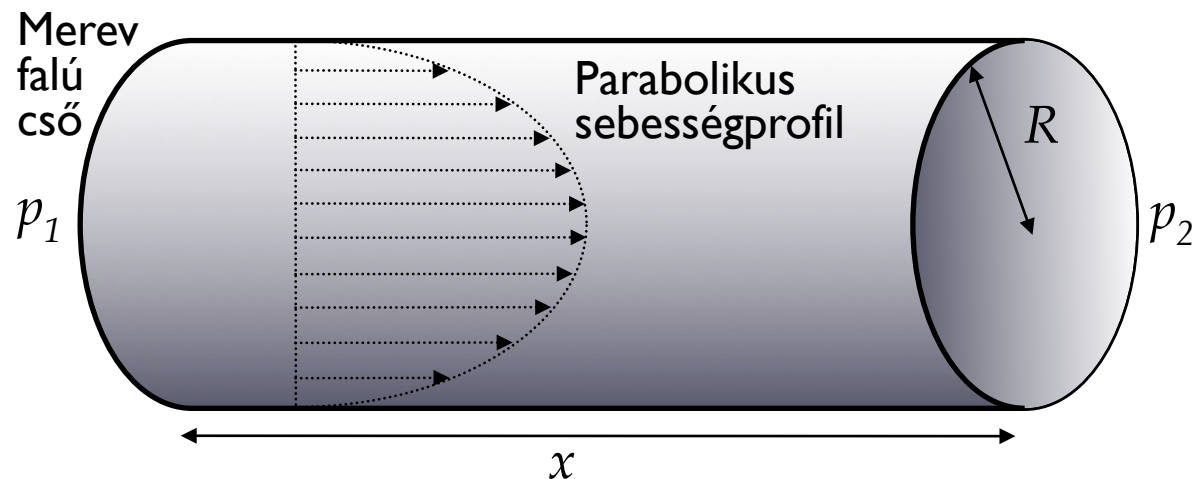


G.H.L. Hagen
(1797-1884)



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

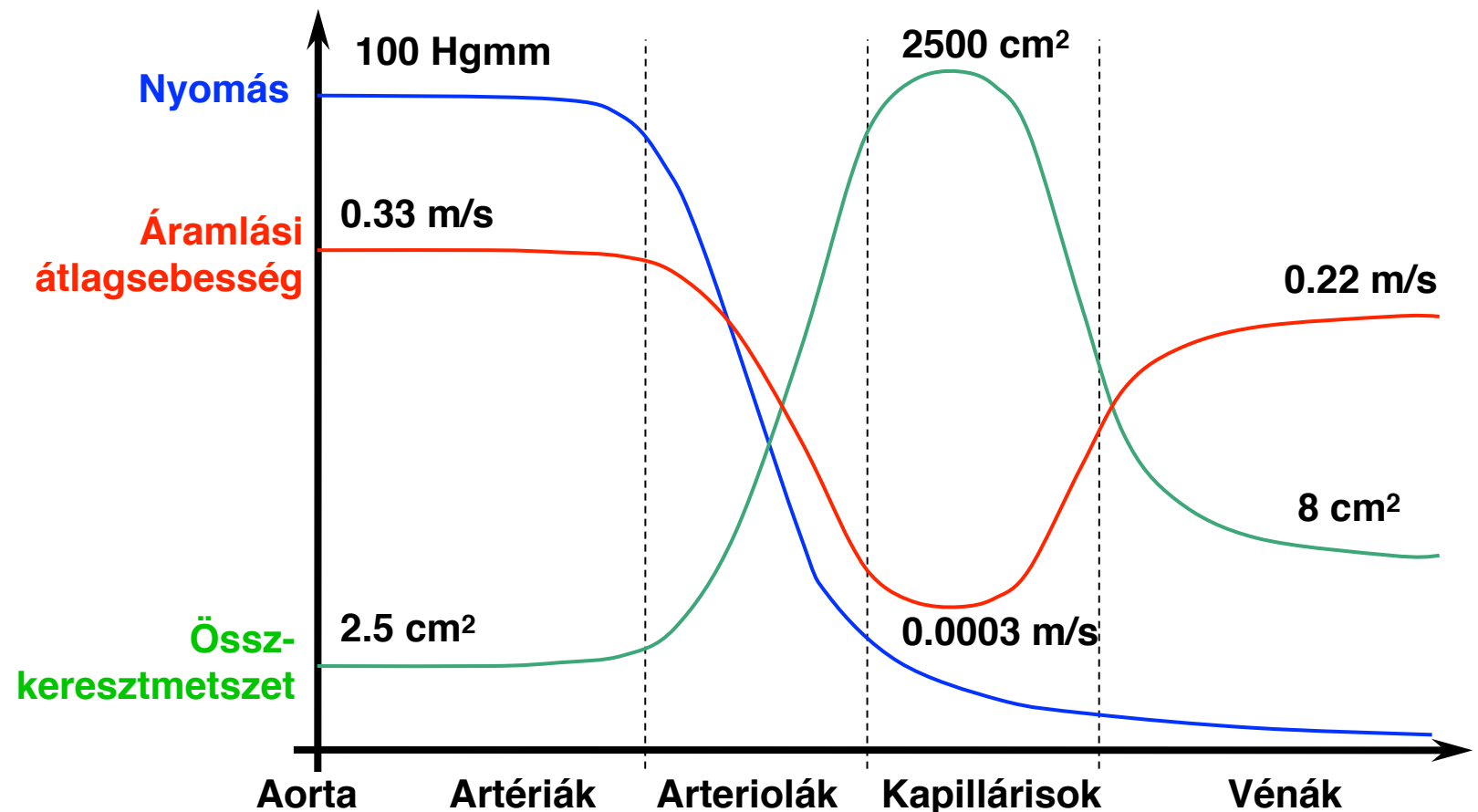
N.B. 2: $I_V = -\frac{R^4 \pi}{8\eta \Delta x} \Delta p \Rightarrow -\Delta p = R_{cső} \cdot I_V \Rightarrow U = R \cdot I$
 Ohm-törvény!

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 μ	40
Kapillárisok		8 μ	2500
Venulák		20 μ	250
Vénák		5 mm	80
Vena cava		30 mm	8



- **Nyomás:** érfalra nehezedő nyomás, "**vérnyomás**". A véráramlást a nyomásesés tartja fenn.
- **Nyomáscsökkenés oka:** energia zöme hővé alakul.
- **Sebesség és összekeresztmetszet** fordított arányban változik, a kontinuitási egyenlet alapján ($A_v = \text{állandó}$).
- **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

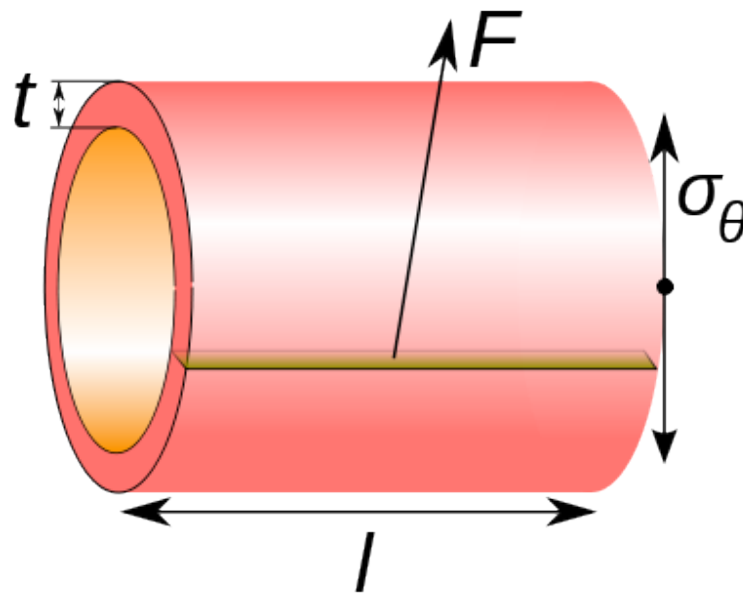
Az érfal-feszülés (σ_θ) függ a vérnyomástól: Young-Laplace - egyenlet

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

P = vérnyomás

r = sugár

t = falvastagság



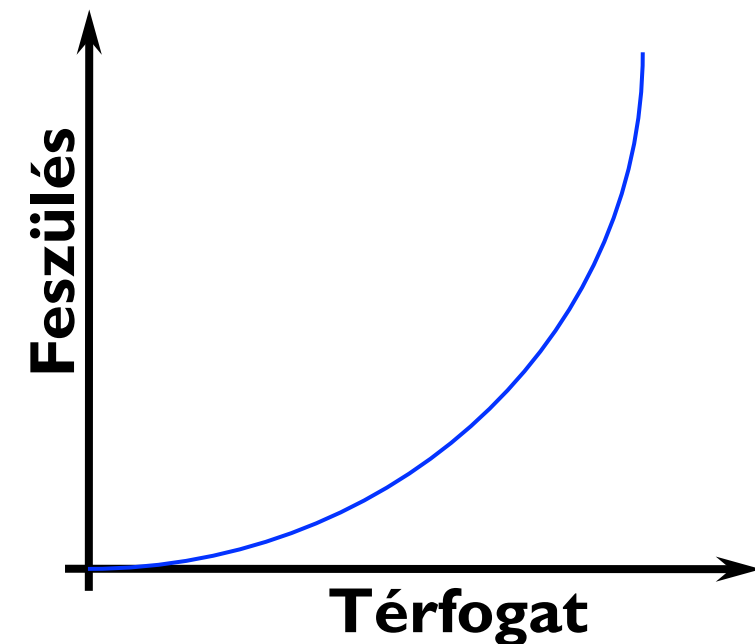
Az érfal-feszülés vagy kerületi feszülés a kör keresztmetszetű henger alakú cső területén ható átlagos erő.

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

F = erő

l = csőhossz

Az érfal nem-lineáris rugalmas tulajdonsággal rendelkezik



Érfali rugalmasság meghatározói:

Elasztikus rostok

Kollagén

Simaizom

Érfali rugalmasság hatása:

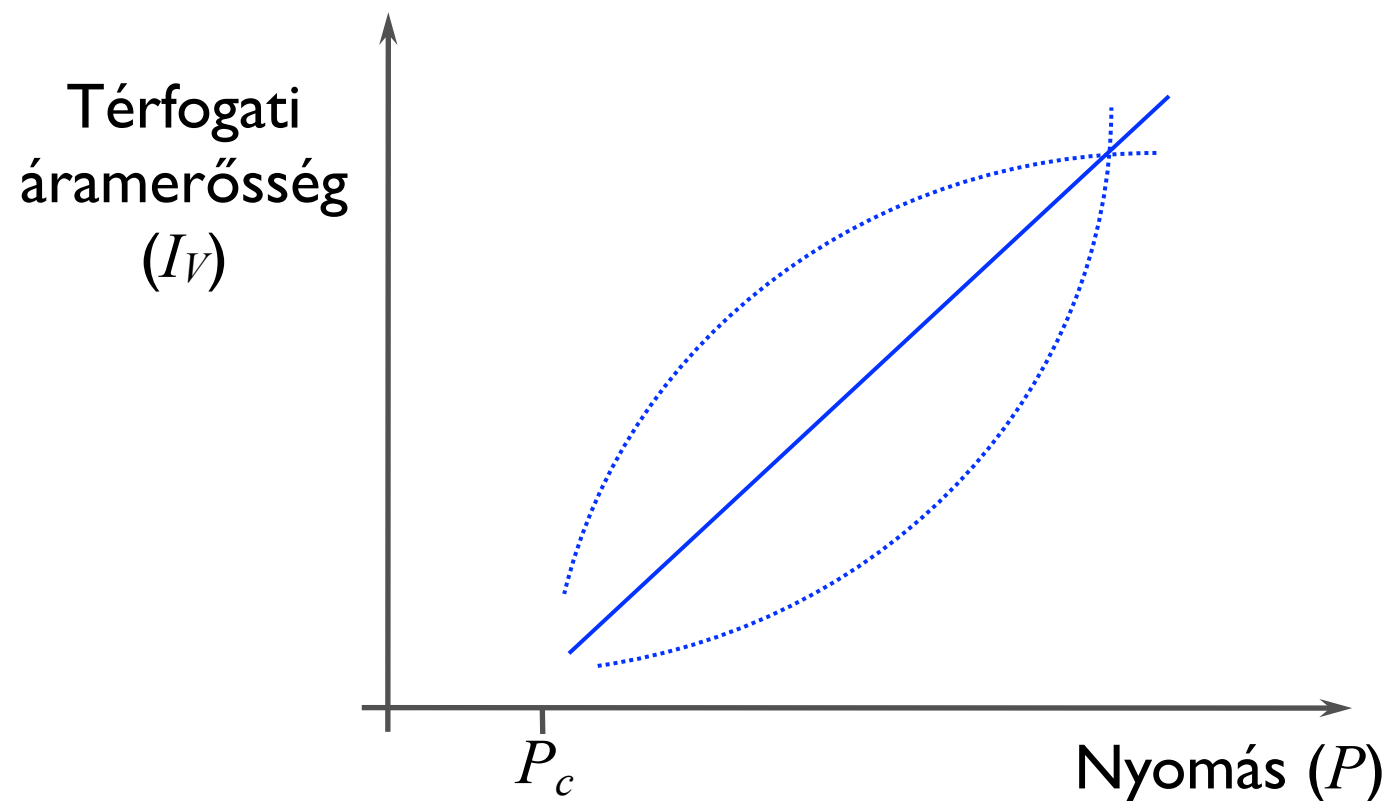
Elasztikus energia tárolás

Pulzáló nyomás elsimul

Állandó áramlási sebesség

A térfogati áramerősség és nyomás összefüggése

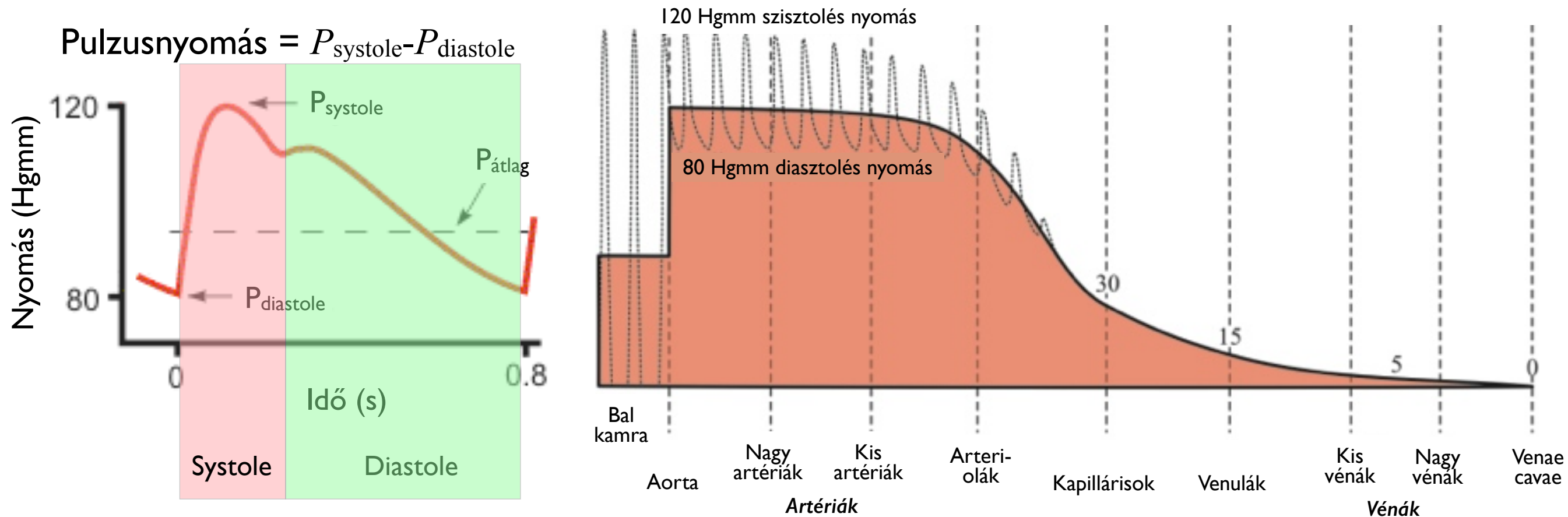
Bizonyos nyomás alatt az erek összeesnek és megszűnik az áramlás



N.B.:

- A görbék nem 0-nál metszik a nyomás tengelyt: kritikus záródási nyomás (P_c).
- P_c értéke artériákban, nyugalmi körülmények között ~ 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 μm

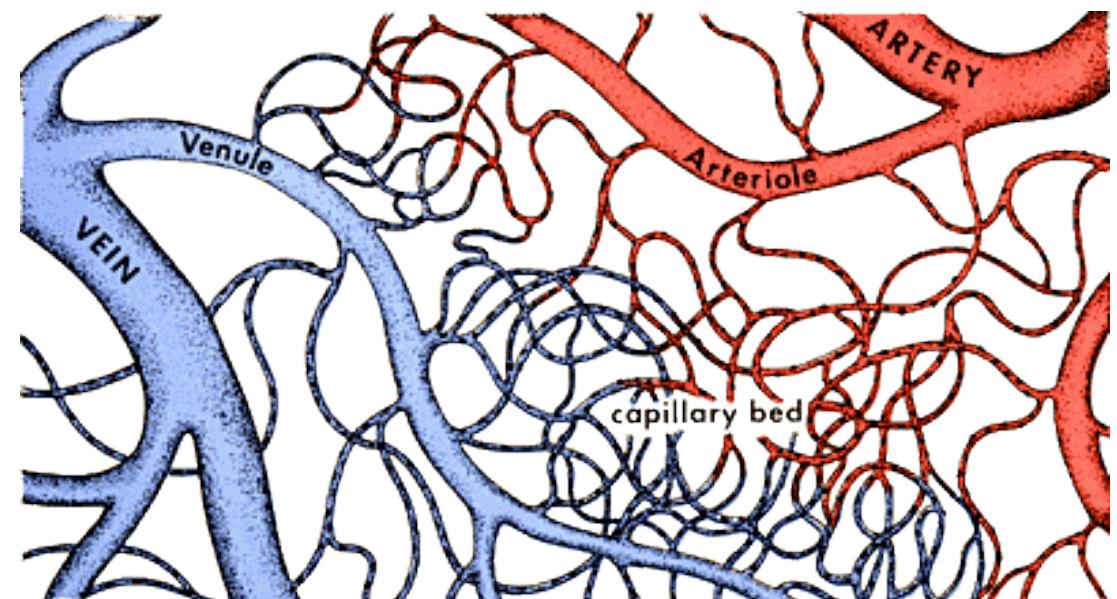
Átmérő: 0.5 μm

2. Nyitott állapot funkciófűgű

Nyitott kapillárisok száma izomban

Nyugalomban 5/mm²

Aktivitás során 200/mm²



3. Kapilláris folyadékcseré

plazma és interstícium közötti folyadékvándorlás

hajtóerű: vérnyomás és kolloid ozmotikus nyomás közötti különbség

Kolloid ozmotikus (onkotikus) nyomás:

kolloidális fehérjék által létrehozott ozmotikus nyomás (2.6 kPa)

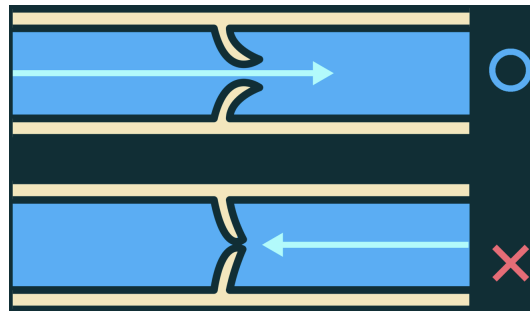
	Arteriolák	Kapillárisok	Venulák
Vérnyomás	4.0 kPa	2.6 kPa	1.3 kPa
Kolloid ozmotikus nyomás	2.6 kPa	2.6 kPa	2.6 kPa

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)

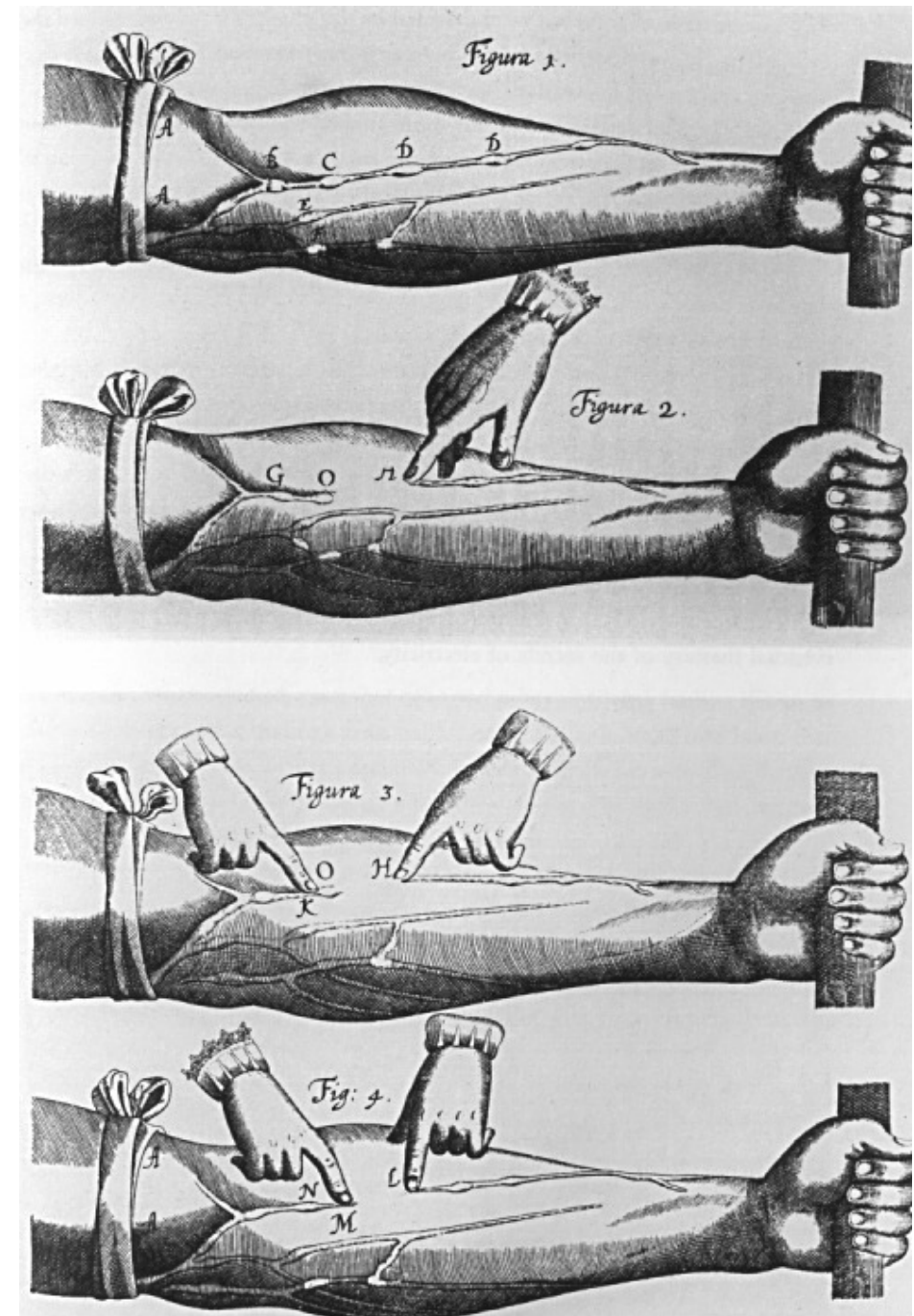


3. **Izommunka**

4. **Negatív mellűri nyomás**

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

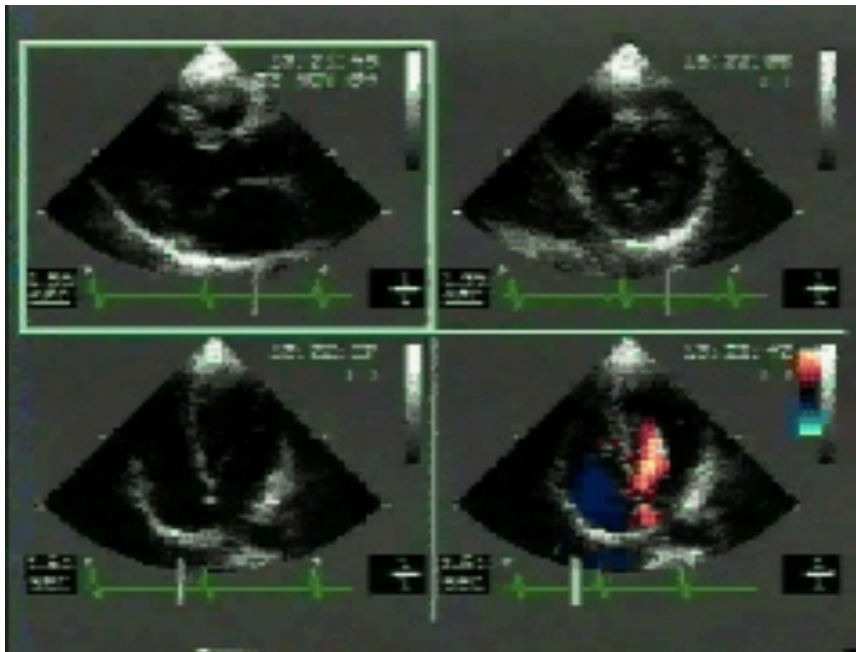
Harvey-féle kísérlet (1628)



A SZÍVMŰKÖDÉS BIOFIZIKÁJA

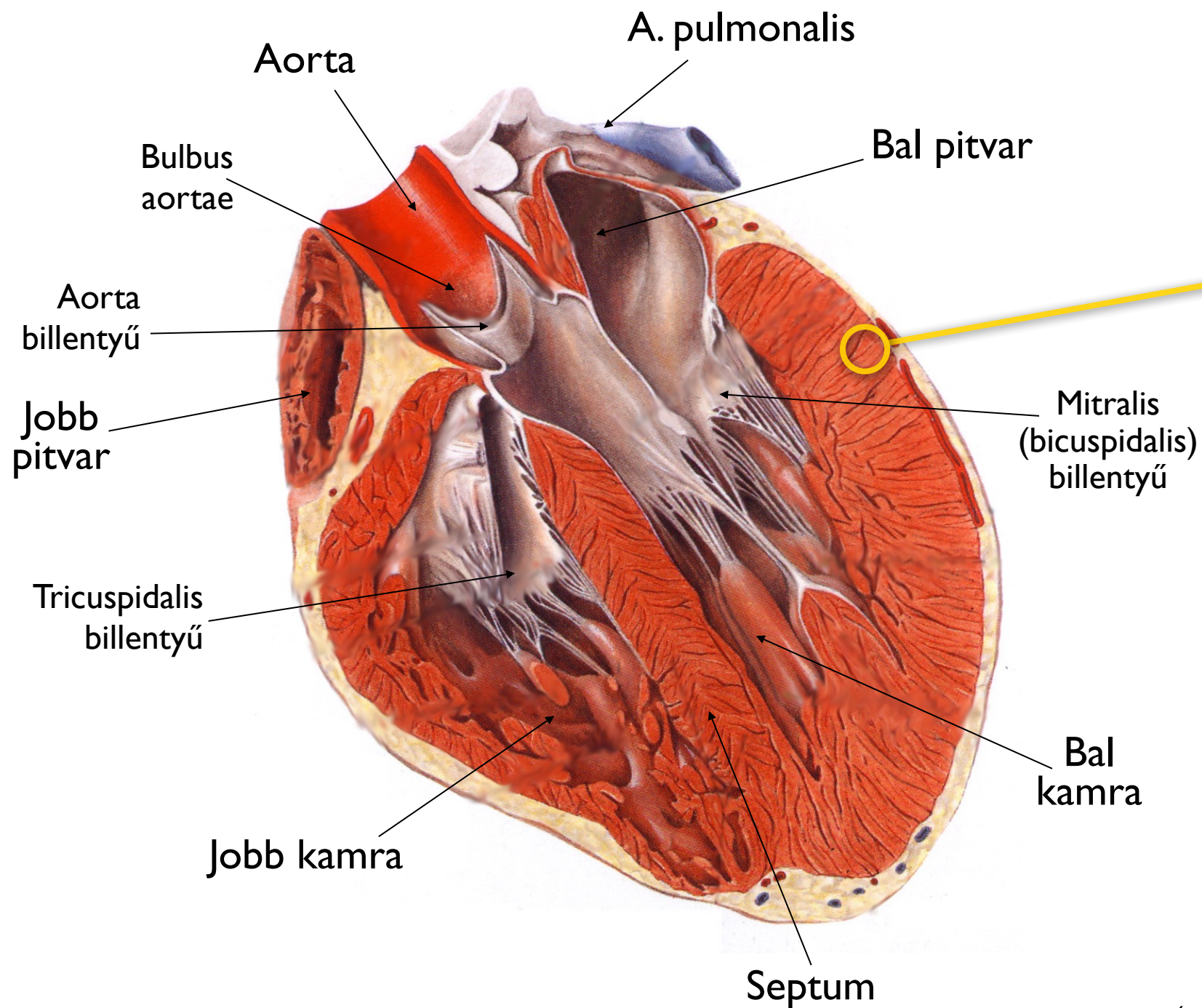
Szív:

A keringési rendszer pumpája

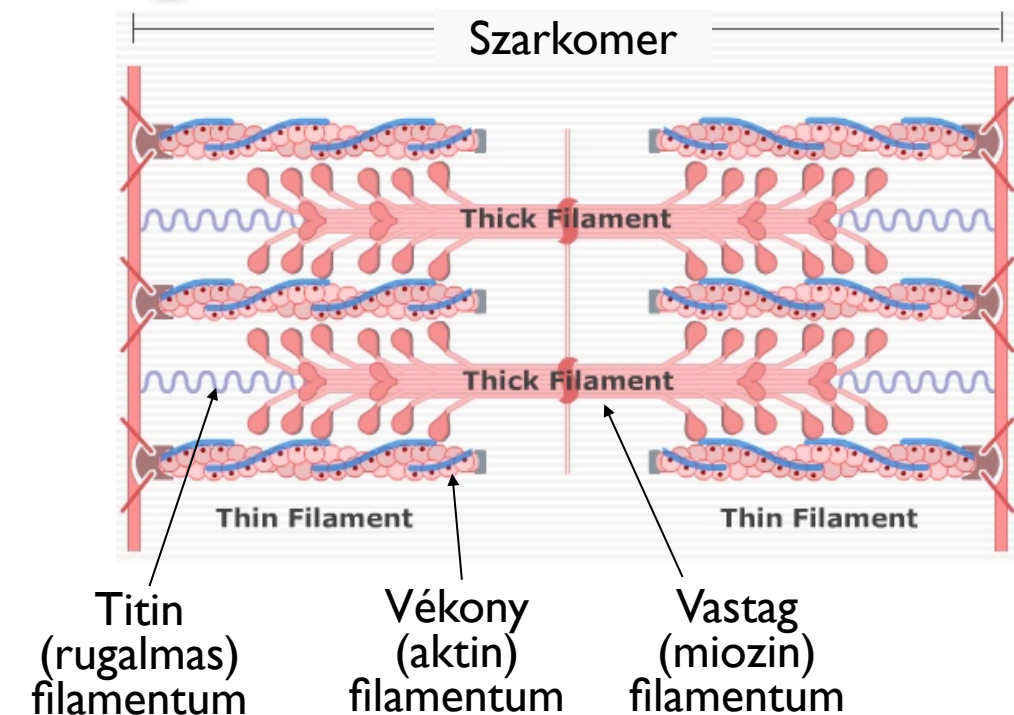
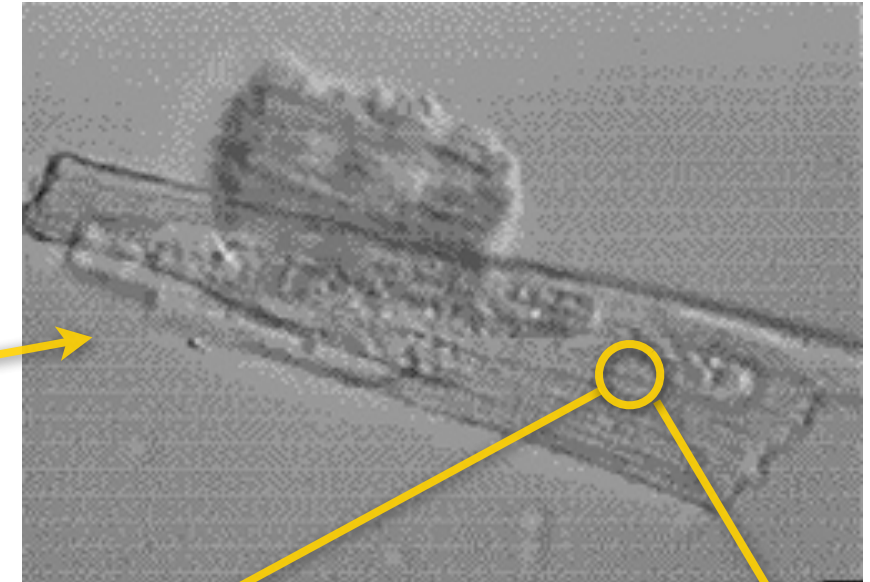


	Összehúzódnások száma	Továbbított vértérfogat
1 perc	~70	~6 l
1 nap	~100.000	~8600 l
Élet (70 év)	$\sim 2.5 \times 10^9$	$\sim 220 \times 10^6 \text{ l}$

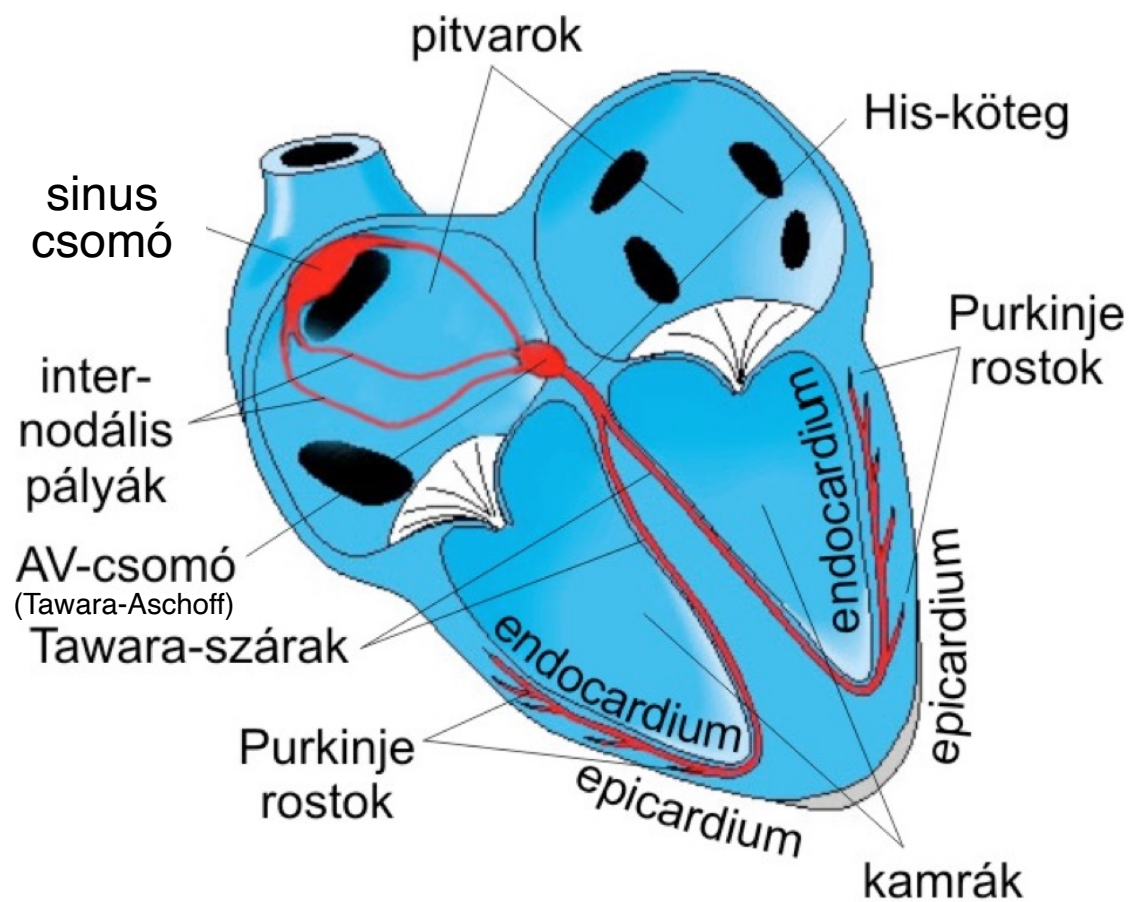
A szív vázlatos felépítése



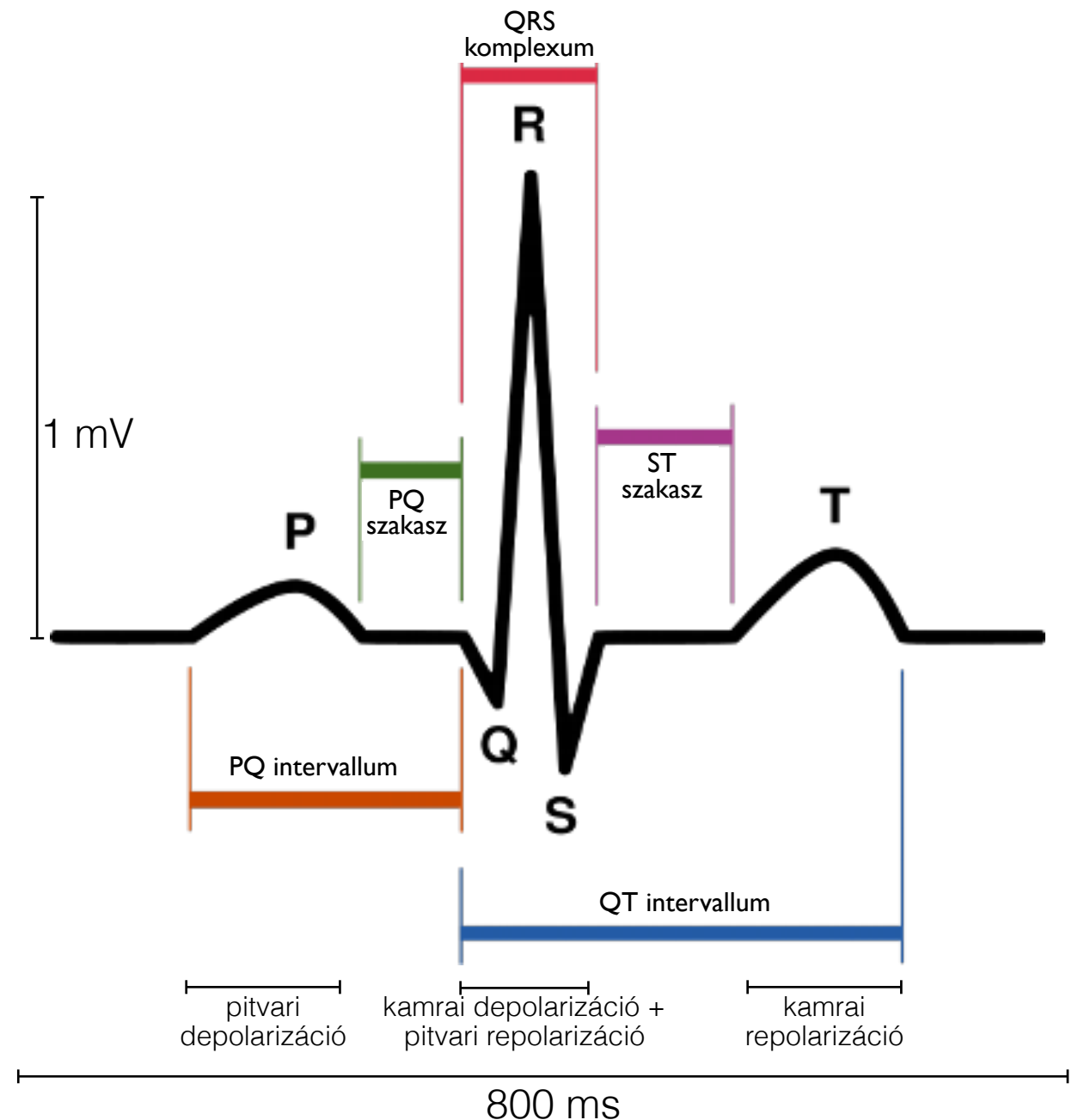
Kardiomiocita



Koordinált mechanikai működés aktiválása

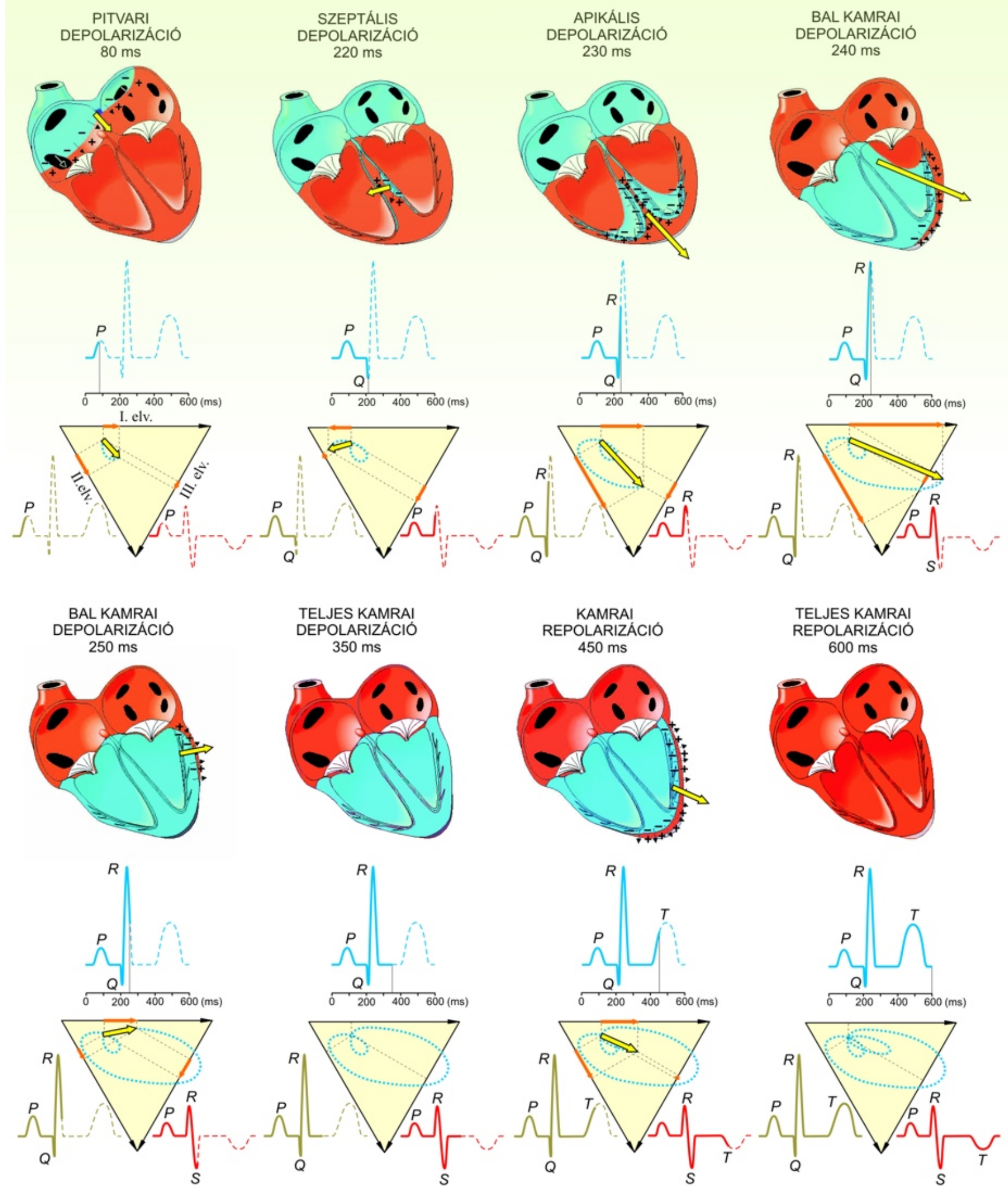


Elektrokardiogram (EKG)



EKG:

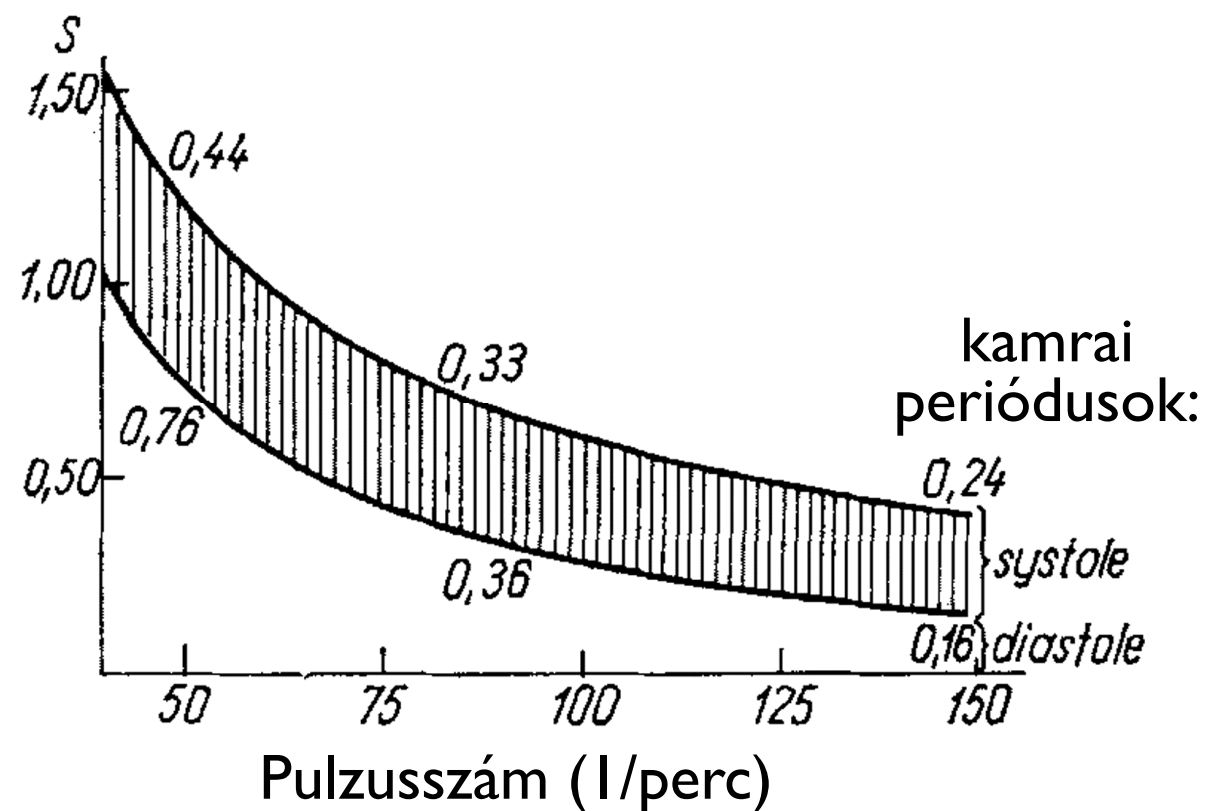
A szívizom depolarizációja és repolarizációja során térben és időben változó eredő dipólus (integrálvektor) adott irányú (elvezetések szerinti) vetületei.



A szívciklus

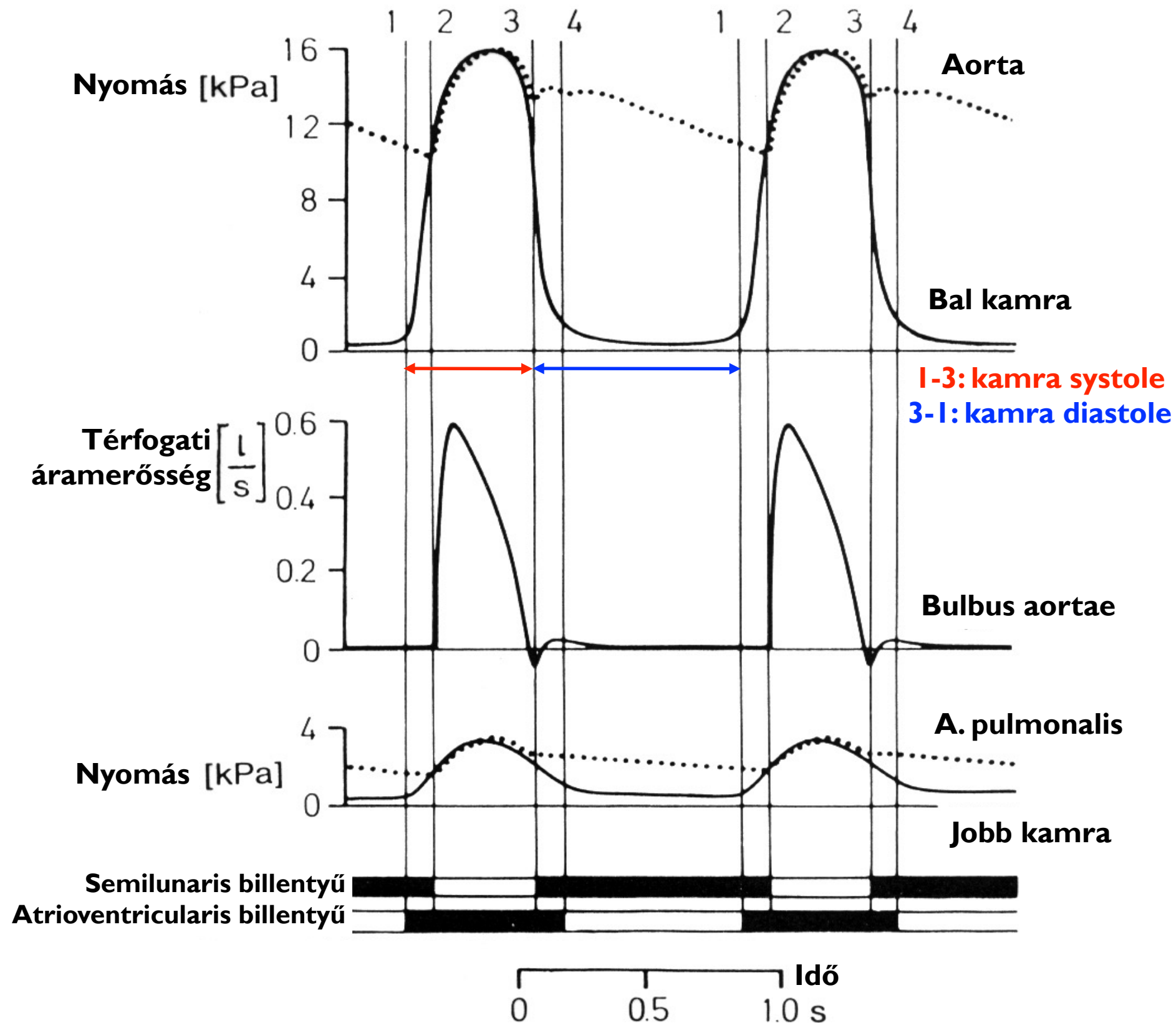
A szív kontrakciós (systole) relaxációs (diastole) ciklusa

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

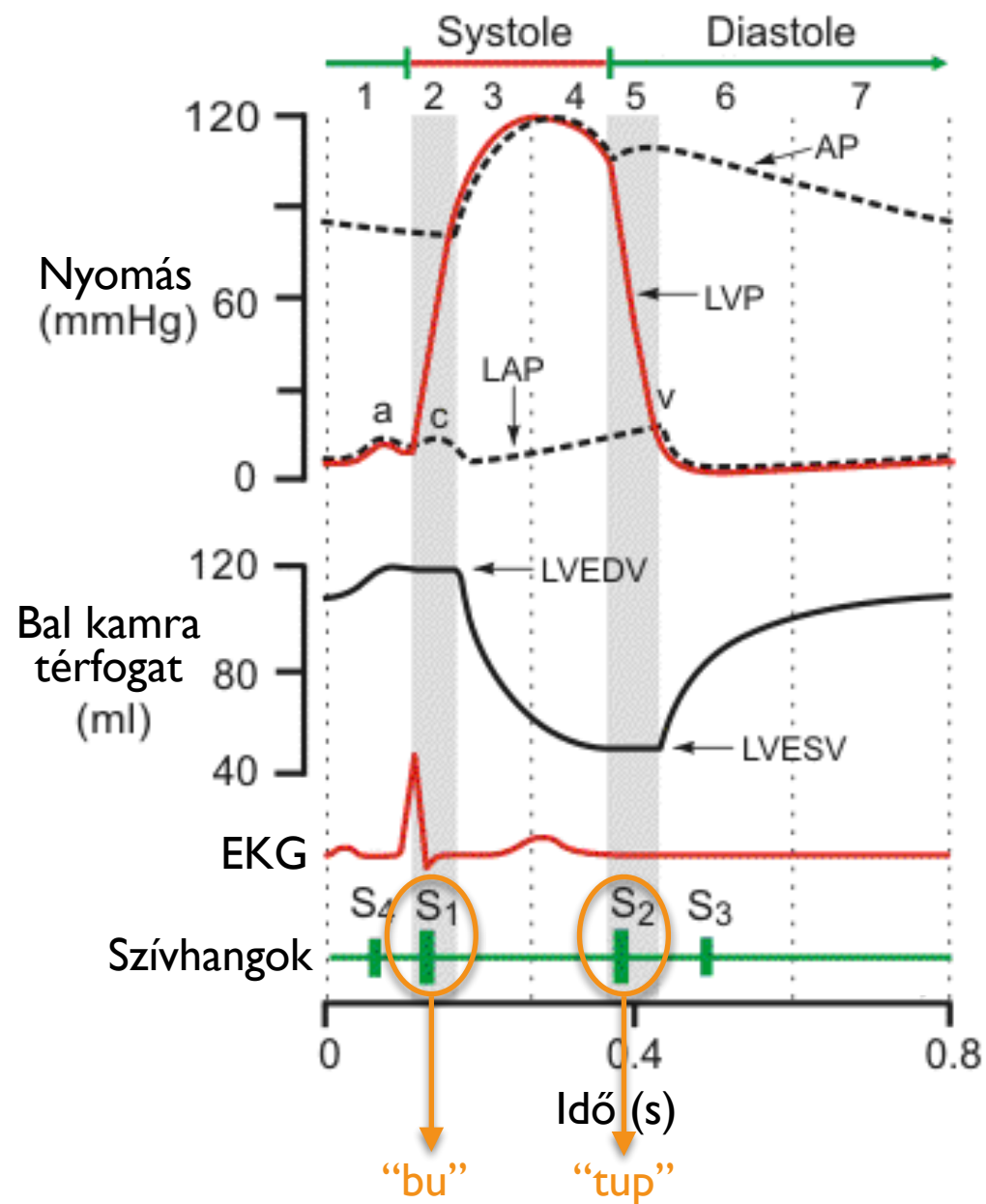


A szív ciklus eseményei I.

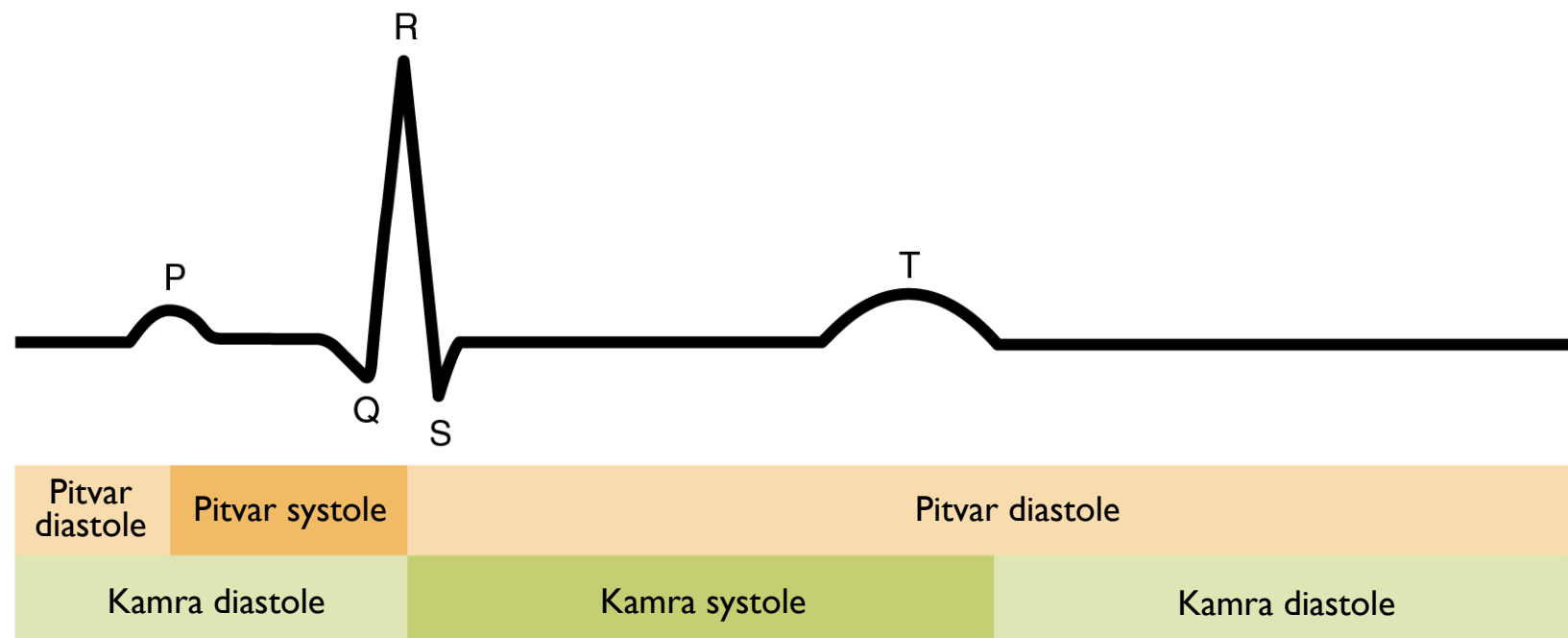
1-2: pre-ejekciós periódus (PEP) **2-3:** ejekciós periódus (EP) **3-4:** izovolumetriás relaxáció (IVR) **4-1:** kamratelődés (KT)



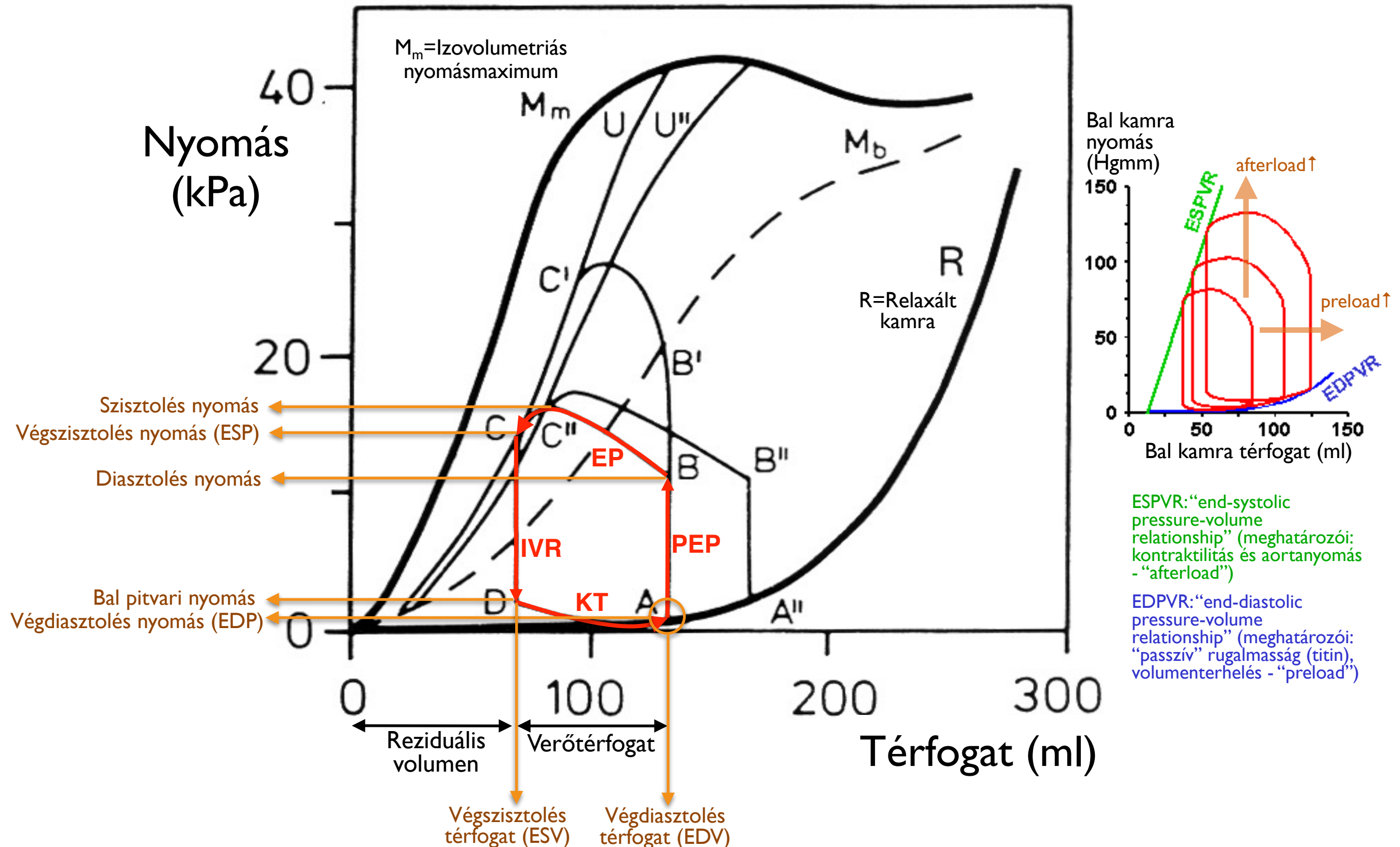
A szívciklus eseményei 2.



Elektrokardiogram (EKG)



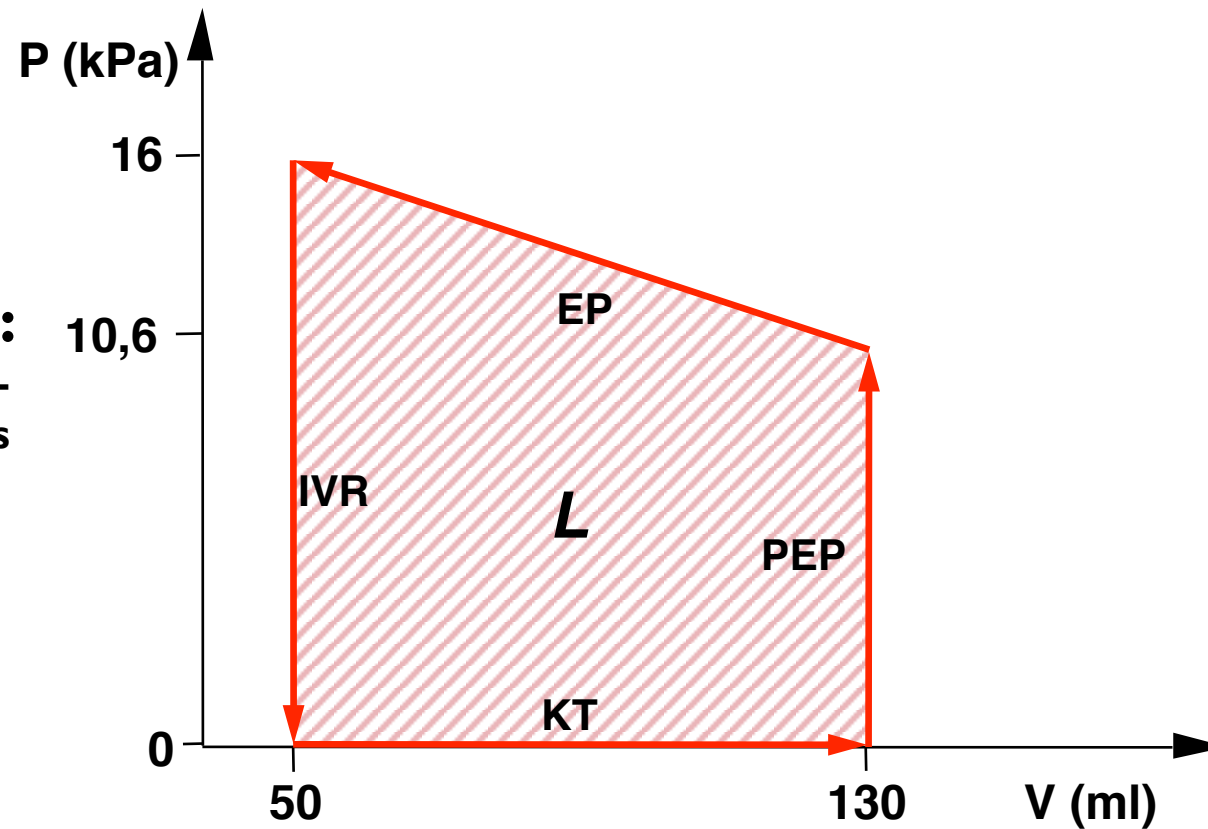
A bal kamra nyomás-térfogat diagramja



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

ΔV = **verőtérfogat (pulzustérfogat)**

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

OMHV



<http://report.semmelweis.hu/linkreport.php?qr=KU306FTEPOCSR5MW>