

# A VÉRKERINGÉS ÉS SZÍVMŰKÖDÉS BIOFIZIKÁJA

KELLERMAYER MIKLÓS

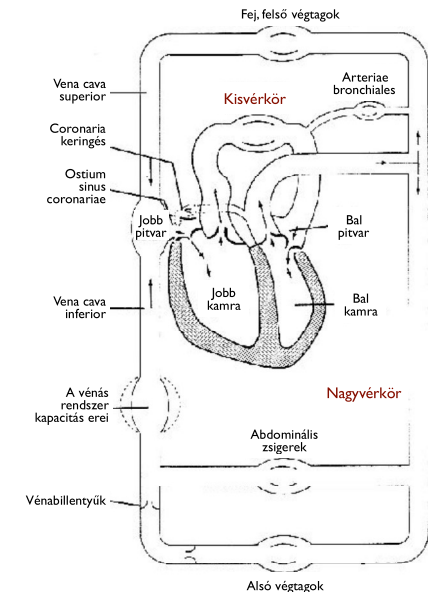
## Az érrendszer: zárt, önmagába visszatérő csőrendszer

### A. Feladata:

Sejtek környezeti állandóságának biztosítása ("steady state")  
 Transzport:  
 Gázok  
 Metabolitok  
 Hormonok, jelátvivő anyagok  
 Immunglobulinok  
 Hő

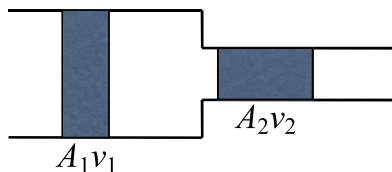
### B. Áramlástani igények:

Lassú (diffúzióvezérelt folyamatok "kiszolgálása")  
 Egyenletes (nincs fluktuáció)  
 Egyirányú



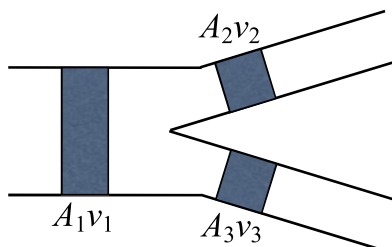
## Folyadékáramlás elágazódó csőrendszerben

Kontinuitási egyenlet (térfogati áramerősség állandó)



$$A_1 v_1 = A_2 v_2 = \text{konst}$$

$A$  = keresztmetszet  
 $v$  = áramlási sebesség



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

$A_{\Sigma}$  = összkétszmet

## 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

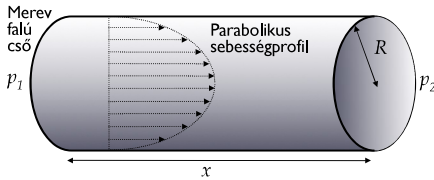


G.H.L. Hagen  
(1797-1884)



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  
 $\Delta p / \Delta x$  = nyomásgradiens, fenntartója  $p_2 - p_1$  (negatív!)  
 $A$  = csőkeresztmetszet  
 $I_V$  = térfogati áramerősség

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

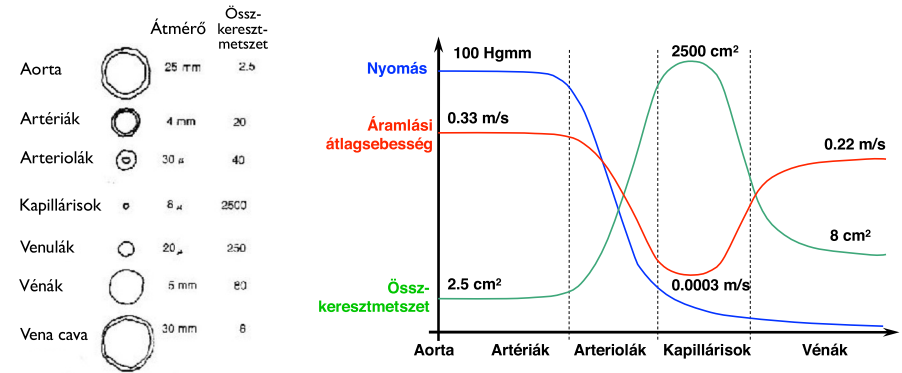
N.B. 1:  $A = R^2 \pi \Rightarrow I_V = \frac{V}{t} = -\frac{R^4 \pi}{8\eta} \frac{\Delta p}{\Delta x}$

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



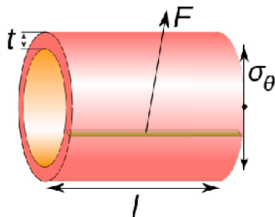
- Nyomás:** érfalra nehezedő nyomás, "**vérnyomás**". A véráramlást a nyomásesés tartja fenn.
- Nyomáscsökkenés oka:** energia zöme hővé alakul.
- Sebesség és összekeresztmetszet** fordított arányban változik, a kontinuitási egyenlet alapján ( $A \cdot v = \text{állandó}$ ).
- Sebesség** általában nem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

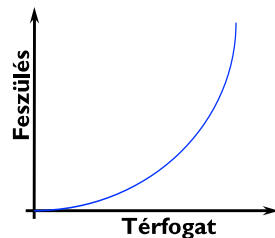


$$\sigma_\theta = \frac{F}{t \cdot l}$$

$F$  = erő  
 $l$  = csőhossz

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

Az érfal nem-lineáris rugalmas tulajdonsággal rendelkezik



Érfali rugalmasság meghatározói:

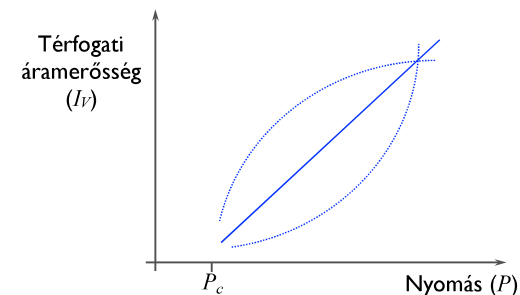
Elastikus rostok  
 Kollagén  
 Simaizom

Érfali rugalmasság hatása:

Elastikus energia tárolás  
 Pulzáló nyomás elsimul  
 Állandó áramlási sebesség

## A térfogati áramerősség és nyomás összefüggése

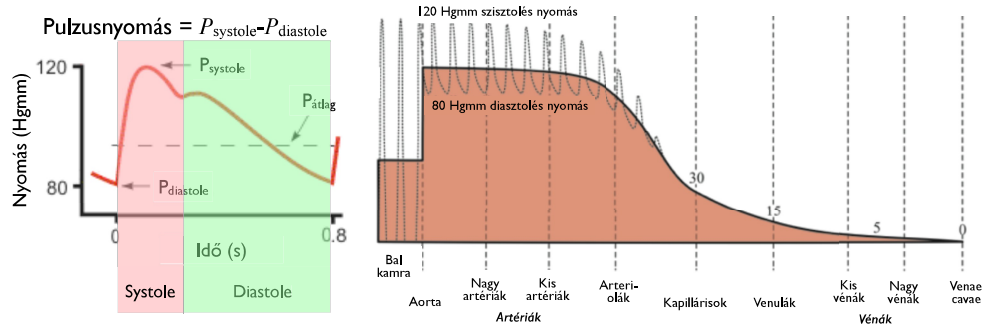
Bizonyos nyomás alatt az erek összeesnek és megszűnik az áramlás



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



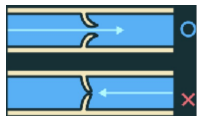
Az érfali rugalmasság miatt a hirtelen nyomás-ingadozások elsimulnak.

## A vérkeringés segéderői

Áramlás folytonosságát fenntartó tényezők

1. Artériafalak rugalmassága  
rugalmas rostok → potenciális, elasztikus energiátárolás

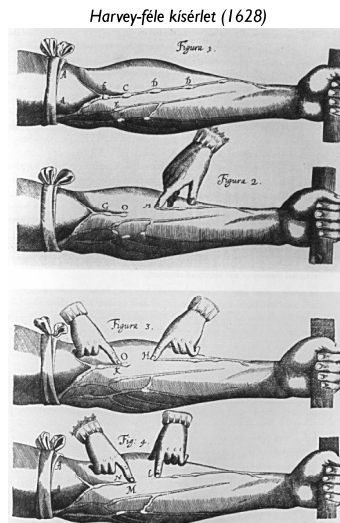
2. Vénabillentyűk (Harvey-féle kísérlet).  
"Exercitatio anatomica de motu cordis et sanguinis in animalibus" (1628)



3. Izommunka

4. Negatív mellúri nyomás

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



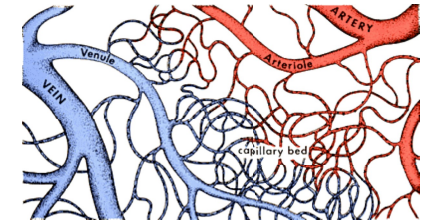
## Kapilláris keringés, folyadékcseré

### 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 intersticium közötti folyadékvándorlás  
hajtóerő: vérnyomás és kolloid ozmotikus nyomás közötti különbség  
Kolloid ozmotikus (onkotikus) nyomás:  
kolloidális fehérjék által létrehozott ozmotikus nyomás (2.6 kPa)

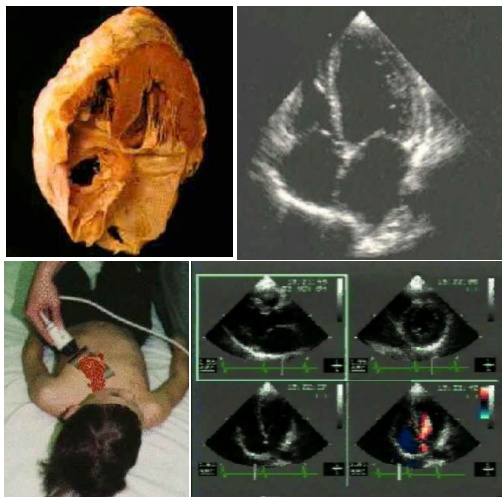
	Arteriolák	Kapillárisok	Venulák
Vérnyomás	4.0 kPa	2.6 kPa	1.3 kPa
Kolloid ozmotikus nyomás	2.6 kPa	2.6 kPa	2.6 kPa

## A SZÍVMŰKÖDÉS BIOFIZIKÁJA



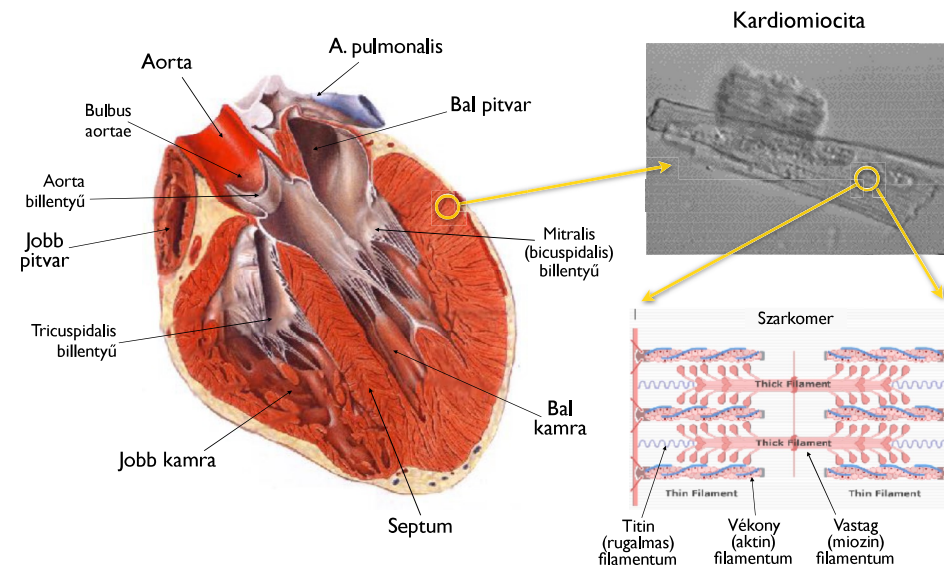
# Szív:

## A keringési rendszer pumpája

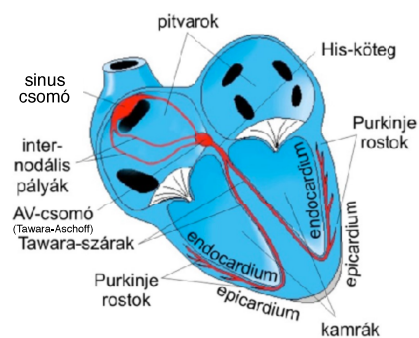


	Összehúzódások száma	Továbbított vértérfogat
I perc	~70	~6 l
I nap	~100.000	~8600 l
Élet (70 év)	~2.5 x 10 <sup>9</sup>	~220 x 10 <sup>6</sup> l

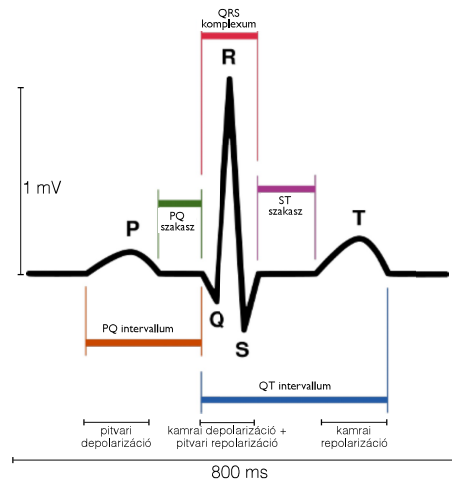
## A szív vázlatos felépítése



## Koordinált mechanikai működés aktiválása

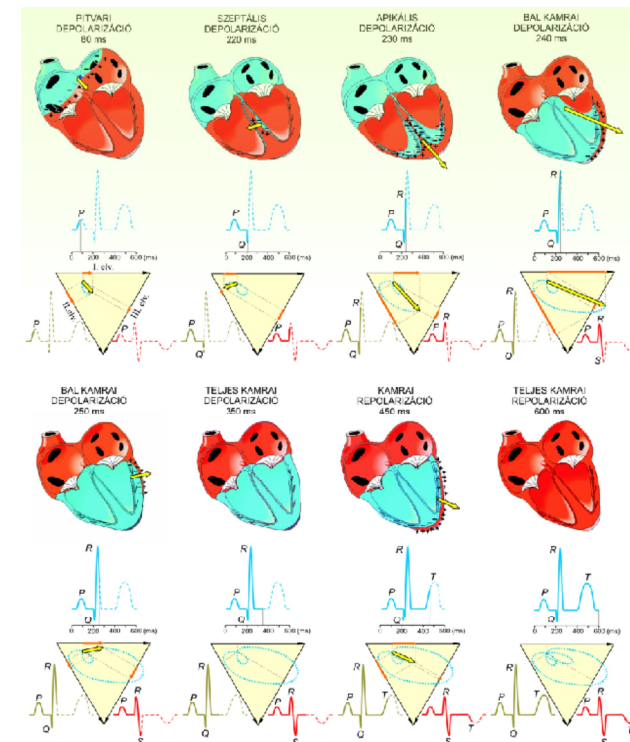


### Elektrokardiogram (EKG)



### EKG:

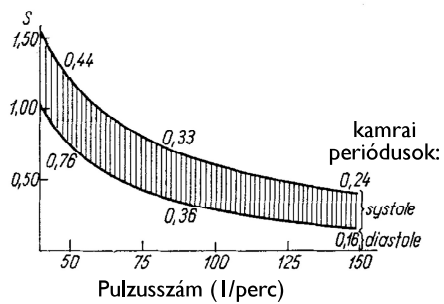
A szívizom depolarizációja és repolarizációja során térben és időben változó eredő dipólus (integrálvektor) adott irányú (elvezetések szerinti) vetületei.



# A szívciklus

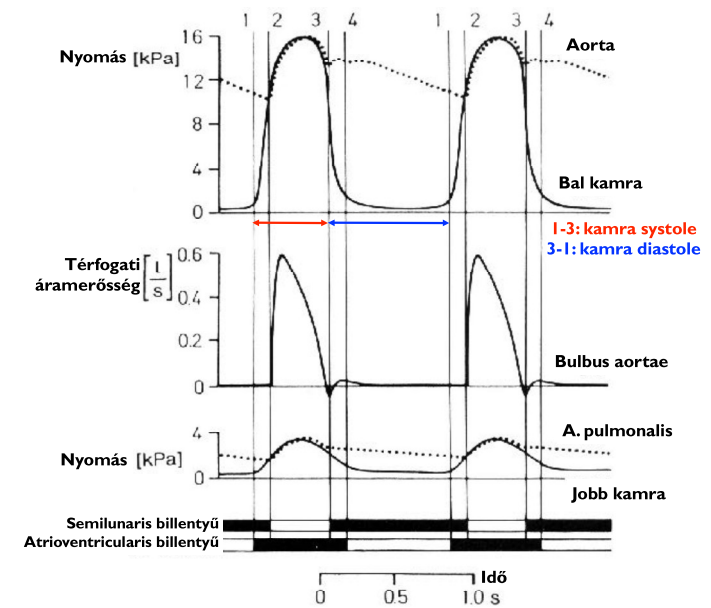
A szív kontrakciós (systole) relaxációs (diastole) ciklusa

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

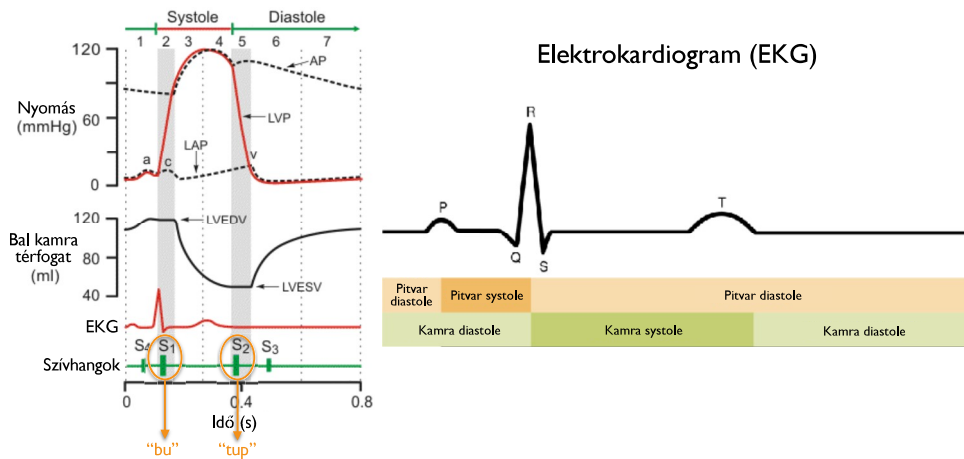


# A szívciklus eseményei I.

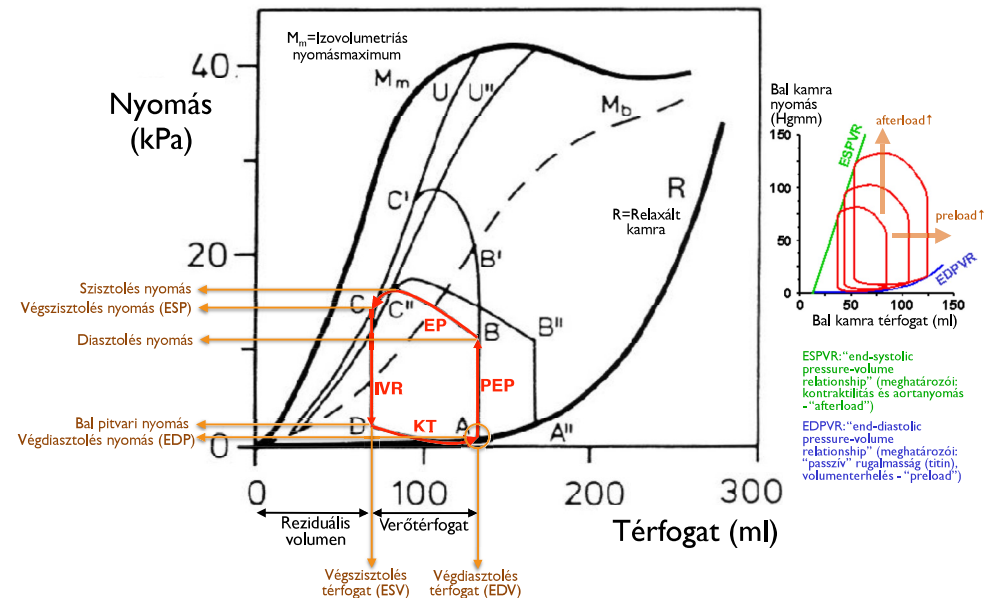
1-2: pre-ejekciós periódus (PEP) 2-3: ejekciós periódus (EP) 3-4: izovolumetriás relaxáció (IVR) 4-1: kamratelődés (KT)



# A szívciklus eseményei 2.

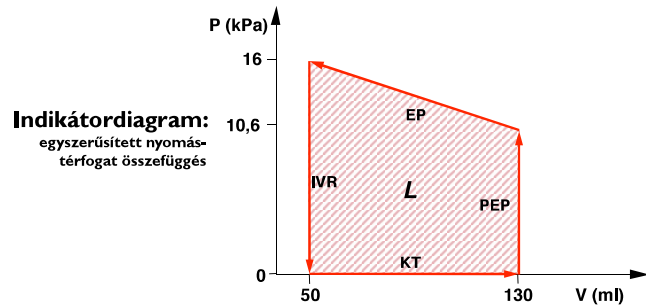


# A bal kamra nyomás-térfogat diagramja



# A szív munkája

(bal kamra munkája)



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

$p\Delta V$  = térfogati munka (statikus komponens)  
 $\frac{1}{2}mv^2$  = sebességi munka (dinamikus komponens)  
 $p$  = nyomás  
 $\Delta V$  = **verőtérfogat (pulzustérfogat)**

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