

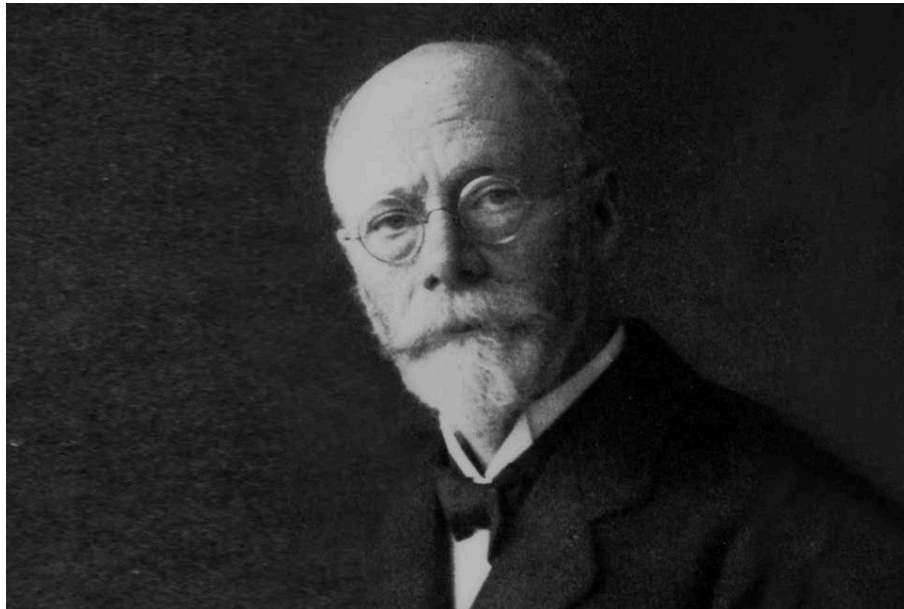
– 27 –

## Elektrokardiográfia

szerkesztette: AGÓCS Gergely

2020. március

# Előszó



*„Először is törekednünk kell arra, hogy jobban megértsük a szív működését a maga részletességében, és megismerjük változatos rendellenességeinek okait. Így képesek leszünk a most még valószínűleg távoli jövőben, hogy tisztánlátásunkra és fejlettebb tudásunkra támaszkodva enyhülést hozzunk szenvedő betegeink számára.”*

Willem Einthoven, 1906

# Bevezetés

**Elektrokardiográfia:** A szív elektromos tevékenységéből származó *feszültség*jelek mérése a testfelszín meghatározott pontja (elektródok helye) között majd ábrázolása az *idő* függvényében.

Egy **elterjedt, egyszerű és olcsó** ( $\approx 1000$  €/készülék) eljárás a szív elektromos tulajdonságainak vizsgálatára.

Azonban **értelmezése gyakorlatot** és a az alapját képező elektro-fiziológiai jelenségek és néhány műszaki részlet **megértését** követeli meg.



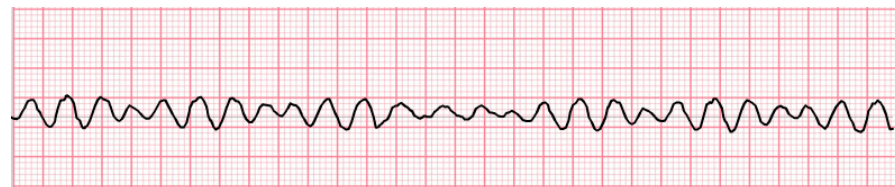
normális  
szinusz-  
ritmus



atrio-  
ventrikuláris  
blokk

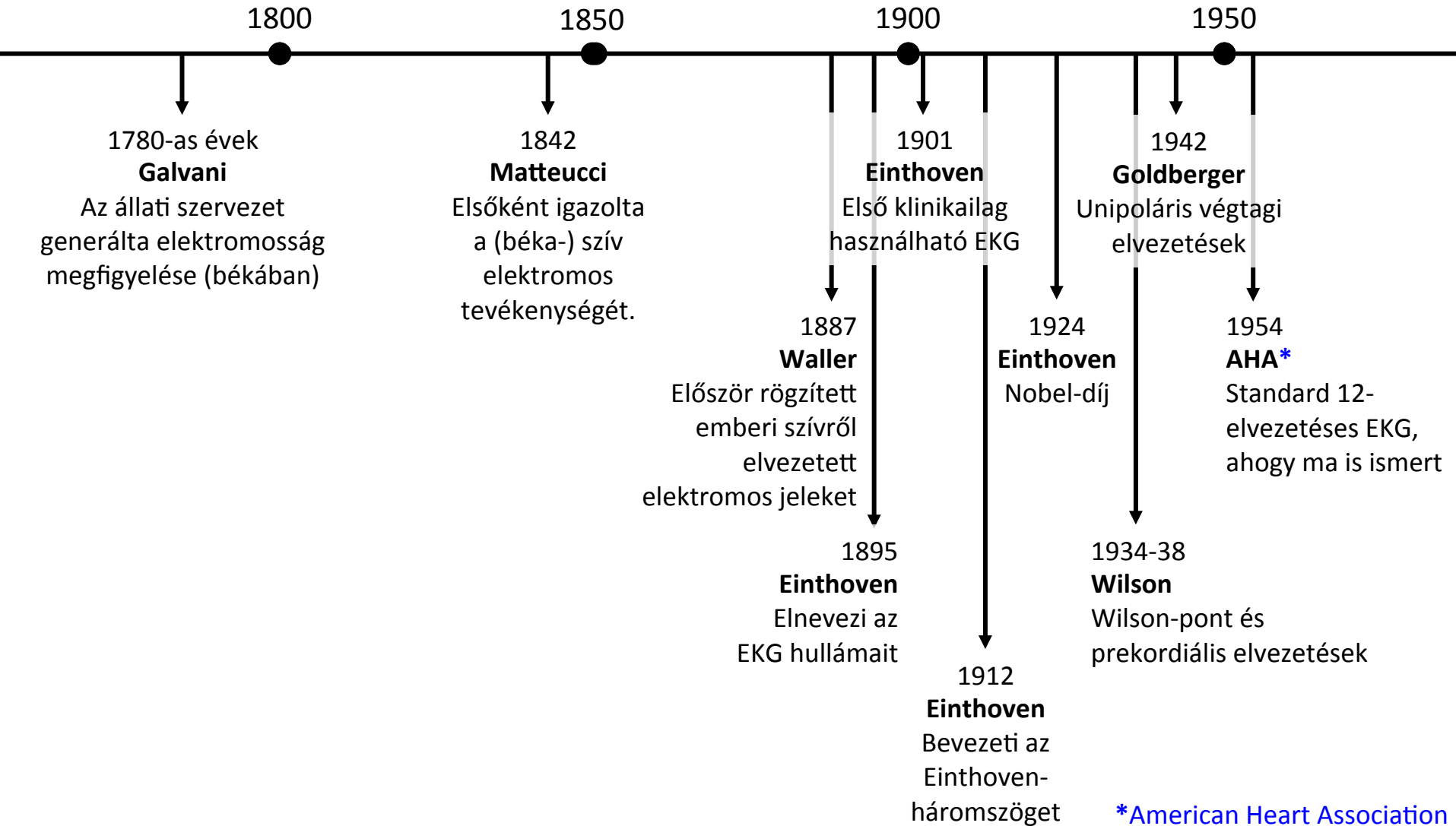


korai  
kamrai  
kontrakció




kamra-  
fibrilláció

# Története



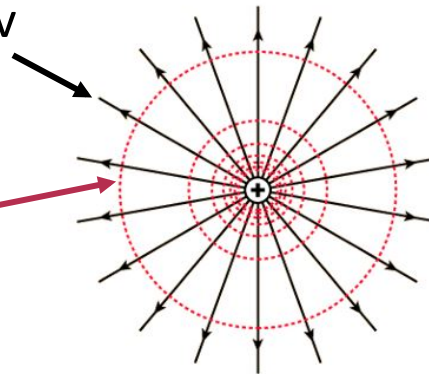
# A szív elektromos tere

**Elektromos dipólusmomentum:** A dipólust jellemző vektormennyiség: számértéke a szétválasztott töltések nagyságának és távolságának szorzata; iránya a pozitív pólus felé mutat.  Egysége: coulomb · méter = debye (D).

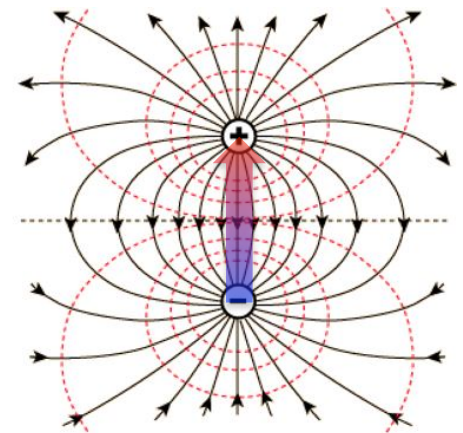
**Elektromos erővonalak:** Az elektromos teret szemléltető irányított vonalak: a tér minden pontjában érintik a pozitív töltésre ható elektromoserő-vektort.

**Ekvipotenciális vonalak:** Azonos elektromos potenciális energiájú pontok halmaza.

monopólus

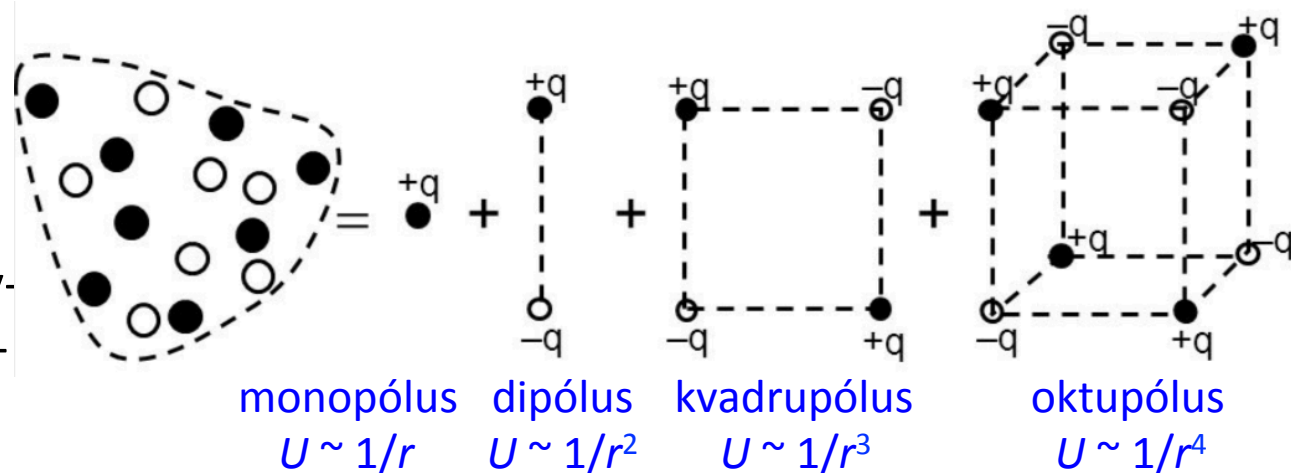


dipólus



# A szív elektromos tere

**Multipólus sorfejtés:** Egy töltéshalmaz komplex elektromos tere felírható egy monopólus, egy dipólus, egy kvadrupólus, egy oktapólus stb. súlyozott összegeként. (vö. a Fourier-analízissel)

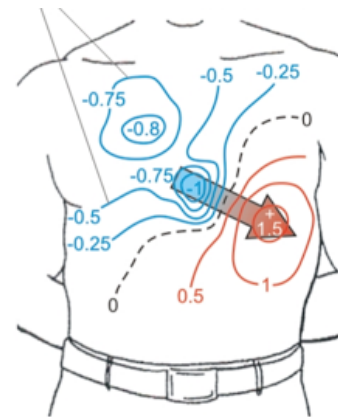


## A szív elektromos tere:

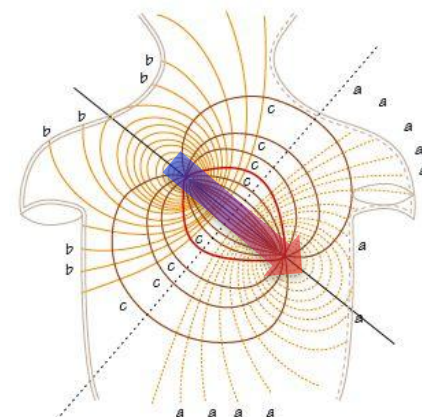
A szív elektromos tevékenysége révén létrejövő komplex elektromos tér.

Multipólus sorfejtésében:

- A dipólusnál magasabb rendű tagok erős inverz távolságfüggésük miatt elhanyagolhatók;
- A monopólus-tag nulla, mivel a szívben a pozitív és negatív töltések száma gyakorlatilag megegyezik.



$\approx$



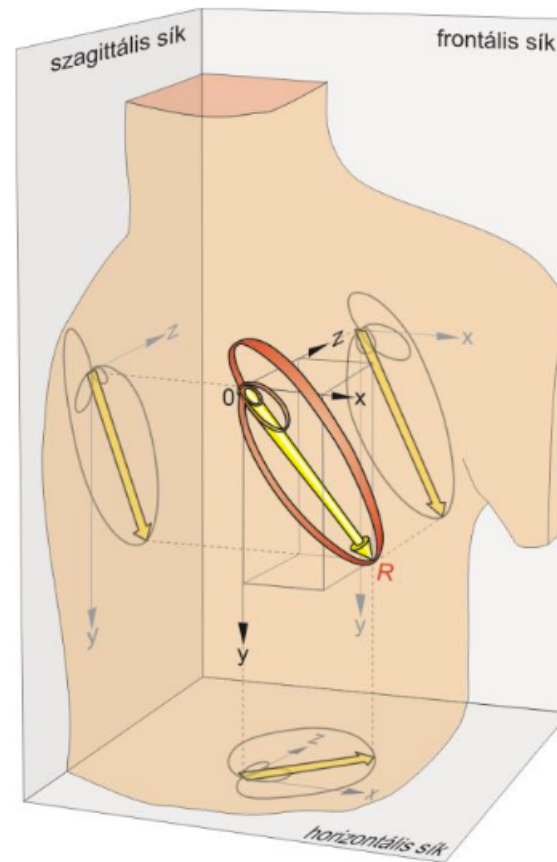


# A szív elektromos tere

**A szív elektromos tere:** Feltesszük, hogy a tér forrása egy adott pozíciójú dipólus (az ún. izoelektromos pontban rögzített negatív pólussal), mely az idő függvényében a szív ciklus elektromos eseményeinek megfelelően változik.

**Integrálvektor:** A szív időben változó dipólusterét jellemző, három dimenzióban mozgó vektor.

a szív integrálvektorának  
(és merőleges síkvetületeinek)  
időbeli változása  
egy szív ciklus során  
hurkokkal szemléltetve

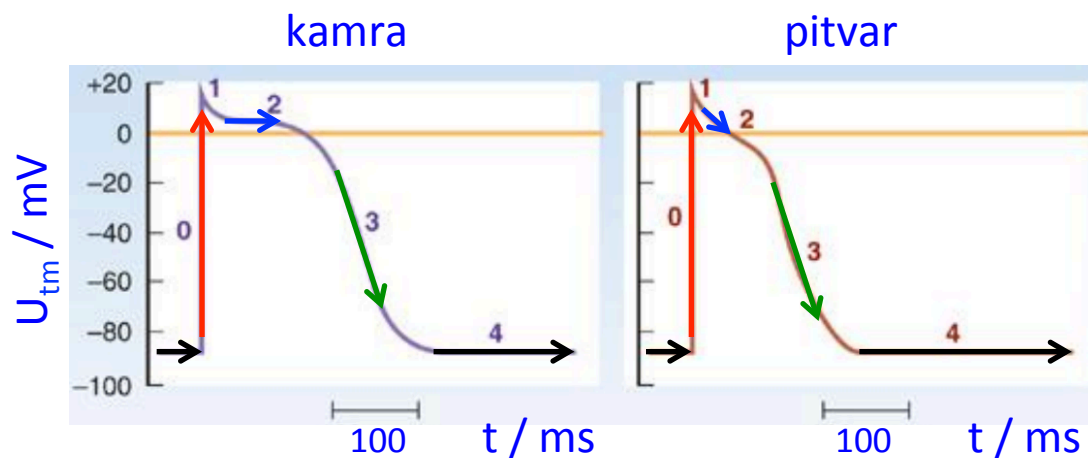
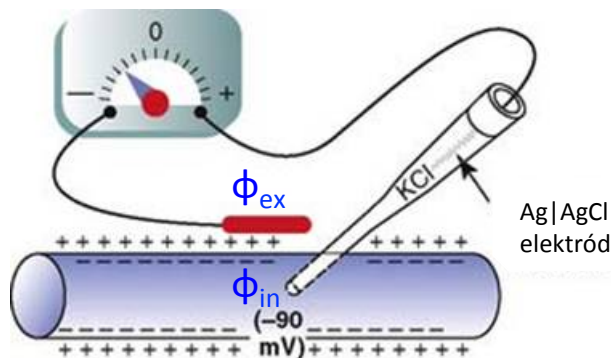


# Akciós potenciál a szívizomban

**Akciós potenciál:** Az elektromosan ingerelhető sejtek transzmembránfeszültség ( $U_{tm} = \text{intracelluláris potenciál} - \text{extracelluláris potenciál} = \phi_{in} - \phi_{ex}$ ) -mintázata.

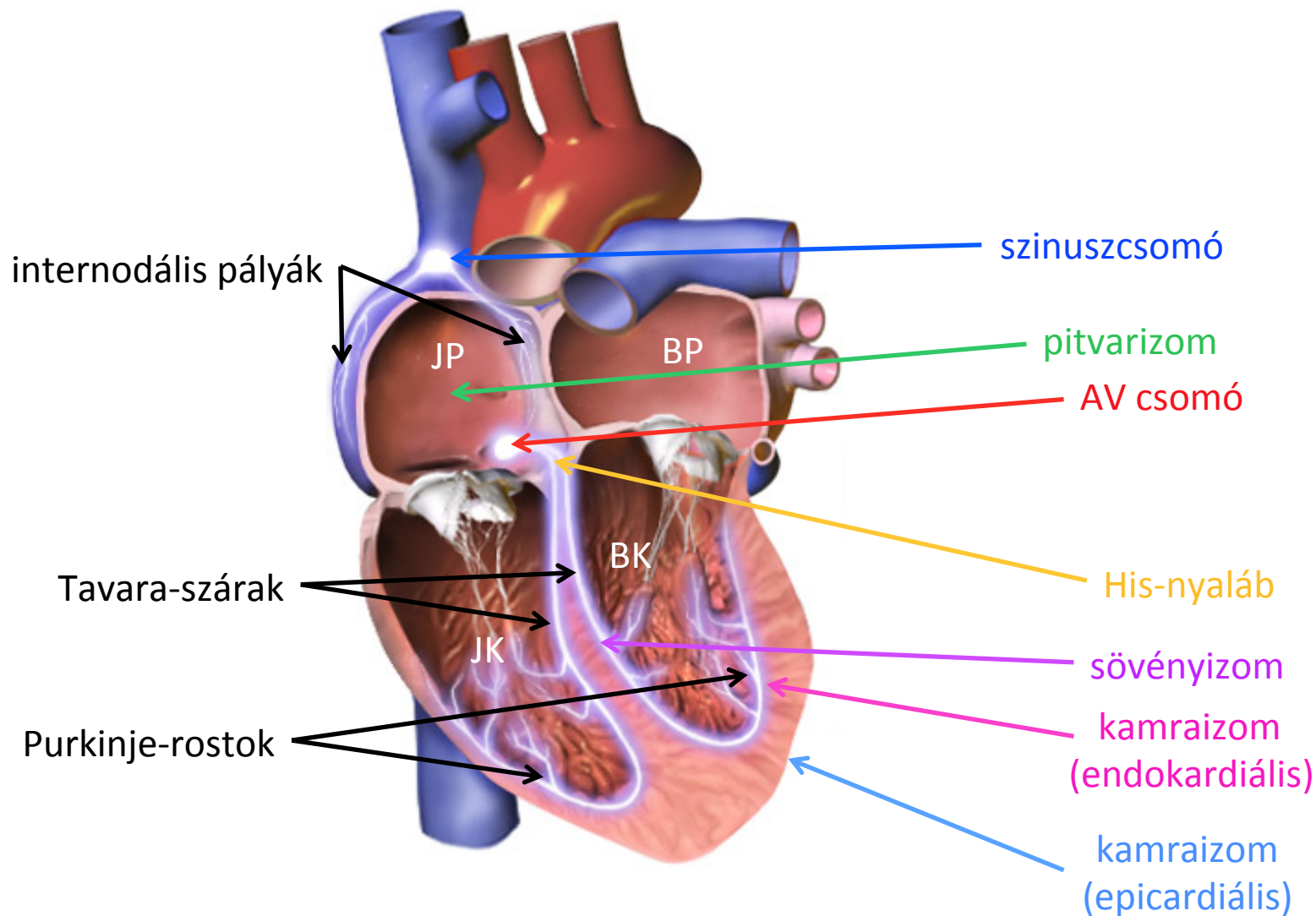
**Szívizomsejtekben** a következő fázisai különböztethetők meg:

- **Nyugalmi potenciál** (4): viszonylag állandó **negatív** feszültség ( $\approx -90$  mV) a  $\text{Na}^+/\text{K}^+$ -pumpa és  $\text{Na}^+/\text{Ca}^{2+}$ -antiporter által fentartott ionáramok egyensúlya miatt
- **Depolarizáció** (0):  $\text{Na}^+$ -beáramlás okozta hirtelen feszültségnövekedés
- **Platófázis** (2): viszonylag állandó **pozitív** feszültség ( $\approx +10$  mV) az egyidejű  $\text{K}^+$ -kiáramlás és  $\text{Ca}^{2+}$ -beáramlás miatt
- **Repolarizáció** (3): fokozott  $\text{K}^+$ -kiáramlás okozta feszültségcsökkenés az eredeti nyugalmi értékre

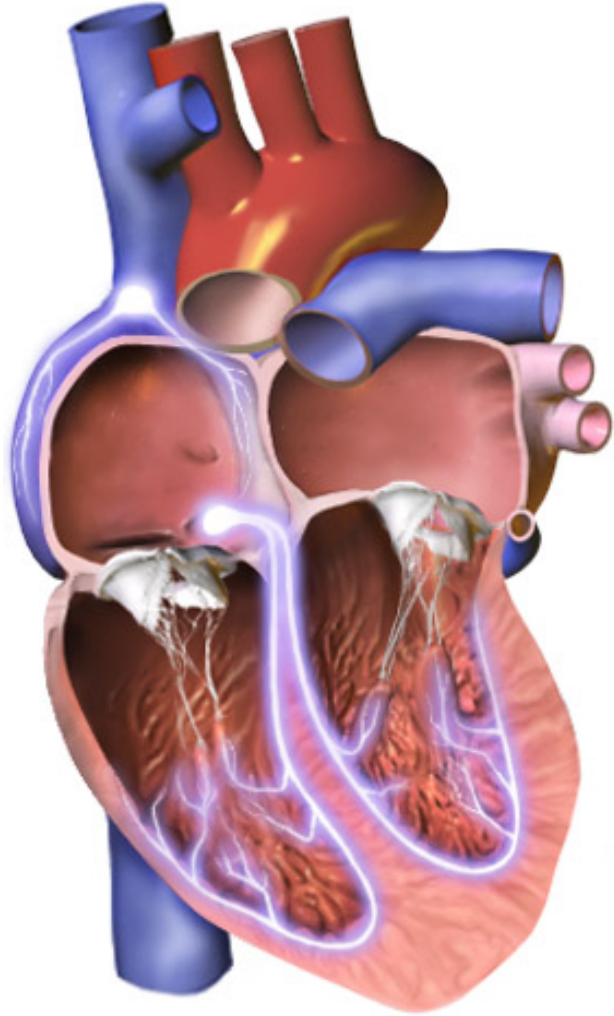




# A szív anatómiája

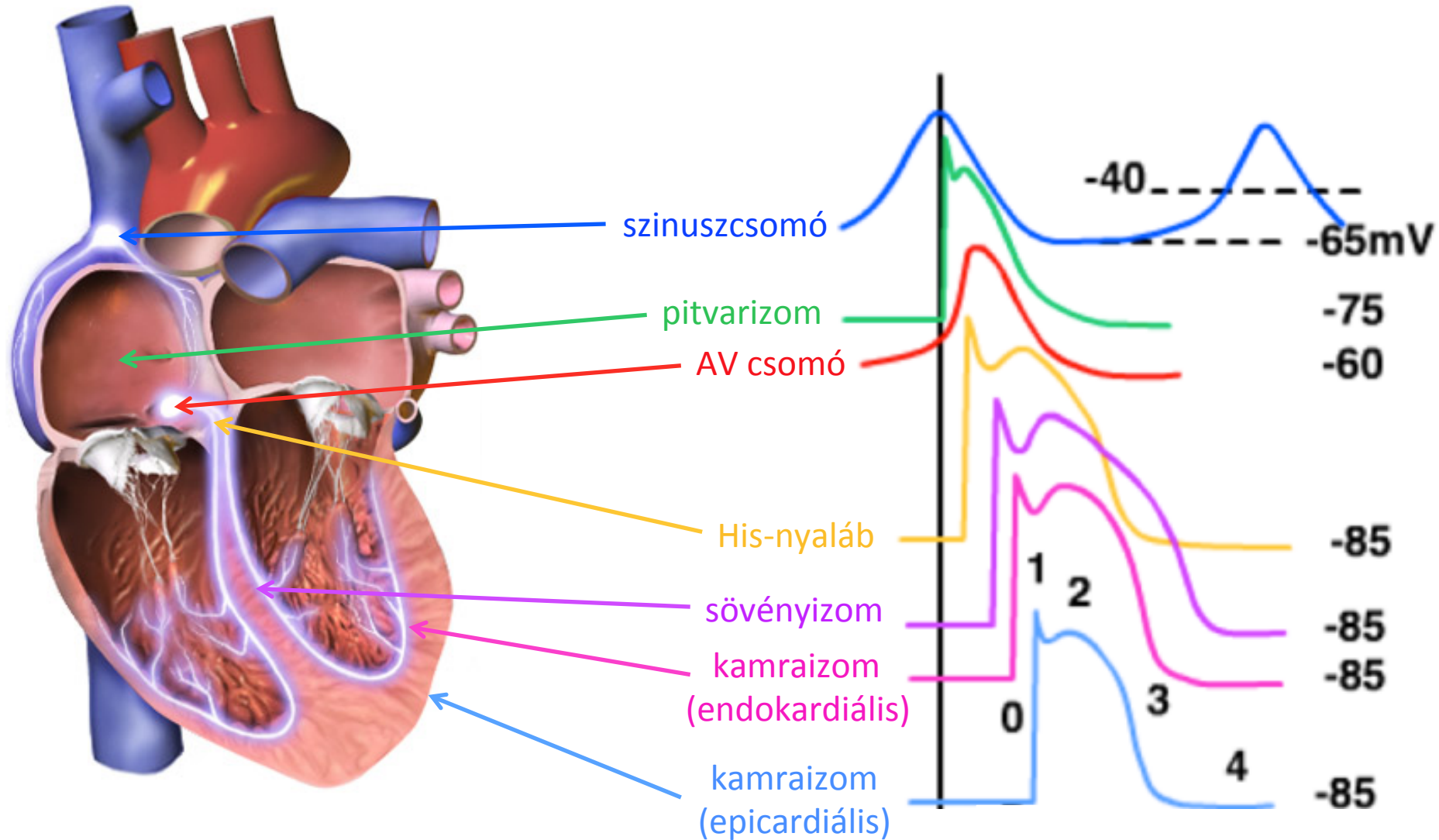


# Akciós potenciál a szívben



- A depolarizációs hullámot a szinuszcsomó **pace-maker sejtjei** indítják.
- Egy sejt **depolarizációját** a szomszédos sejtek depolarizációja váltja ki, így a depolarizációs hullám láncreakcióhoz, ill. dominóeffektushoz hasonlóan terjed.
- Ezzel szemben a repolarizáció automatikusan következik be a platófázis után, így kevésbé összehangolt.
- A **platófázis hossza** bele van „programozva” a sejtbe:
  - A **pitvarokban** viszonylag rövid és nagyjából azonos időtartamú minden sejtben
  - A **kamrákban** hosszabb és nem egyforma időtartamú: legtovább a sövény sejtjeiben tart, valamivel rövidebb az endokardiális (belső) és legrövidebb az epikardiális (külső) sejtekben.

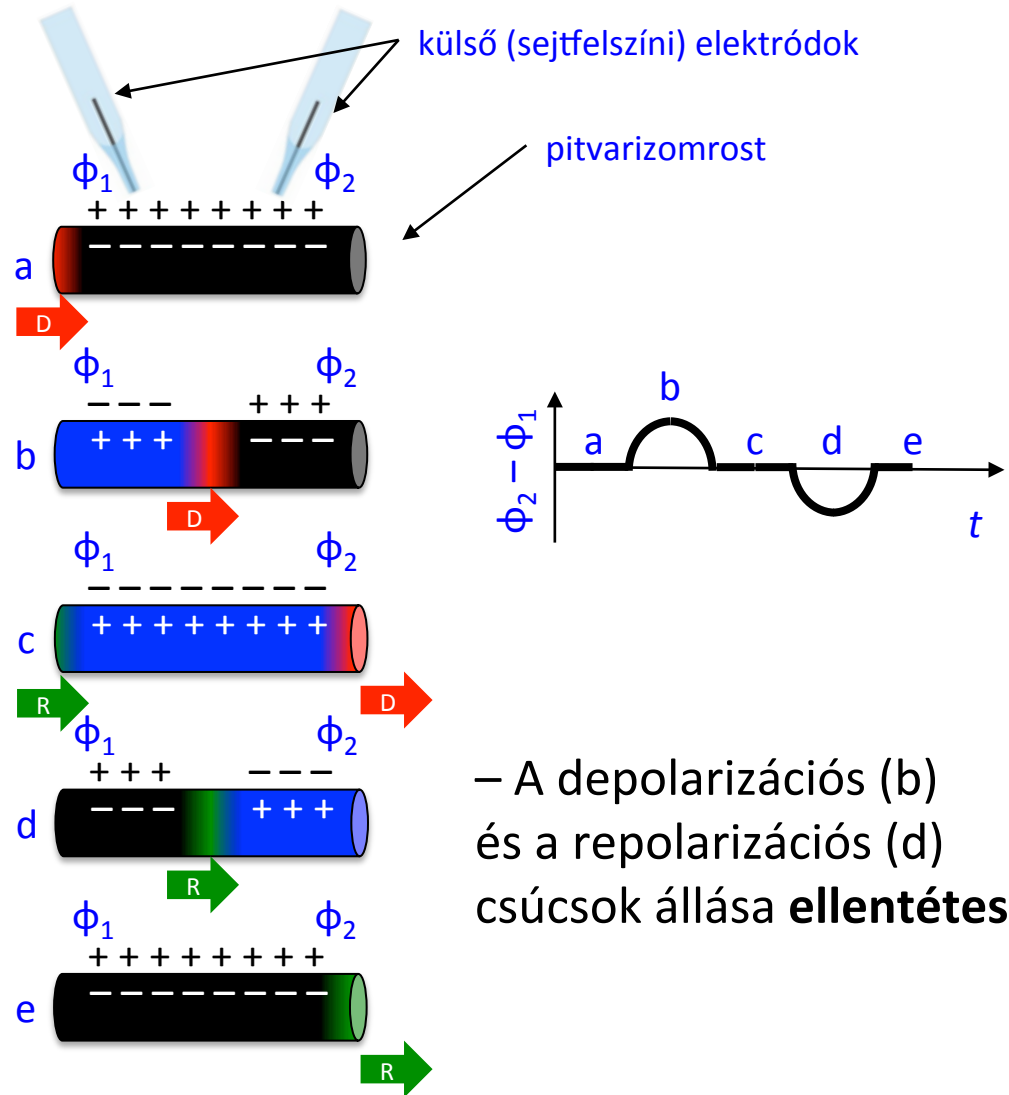
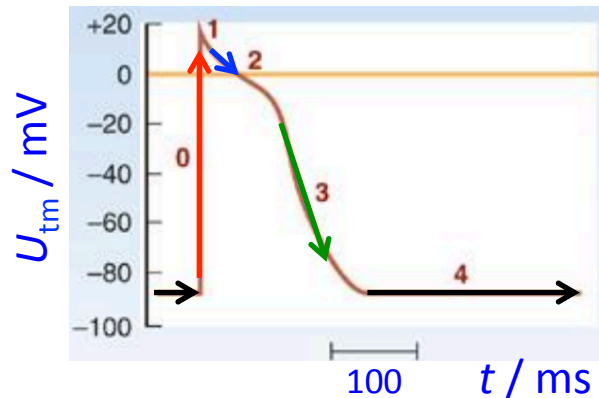
# Akciós potenciál a szívben



# Két külső elektród között mért feszültség

## Pitvari események:

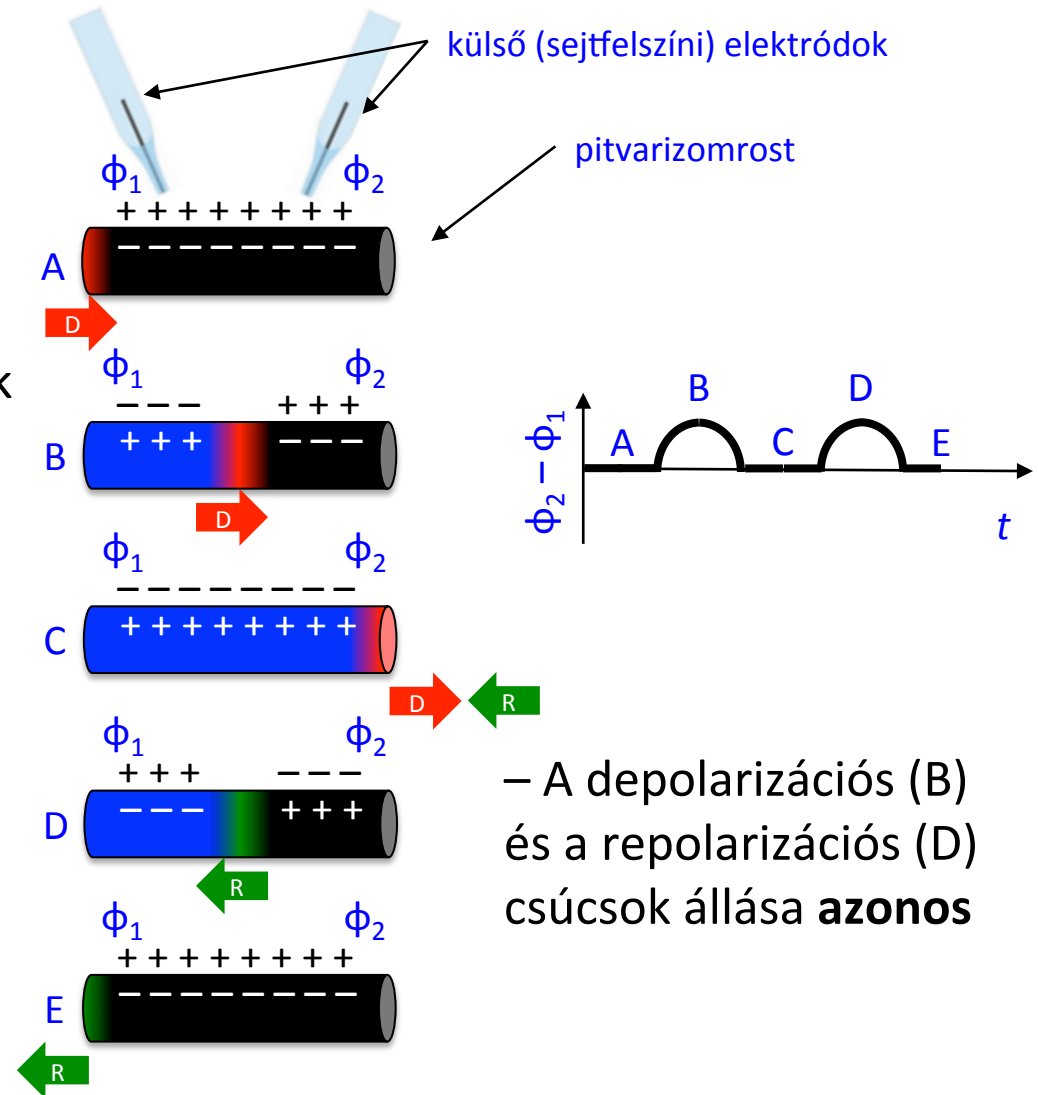
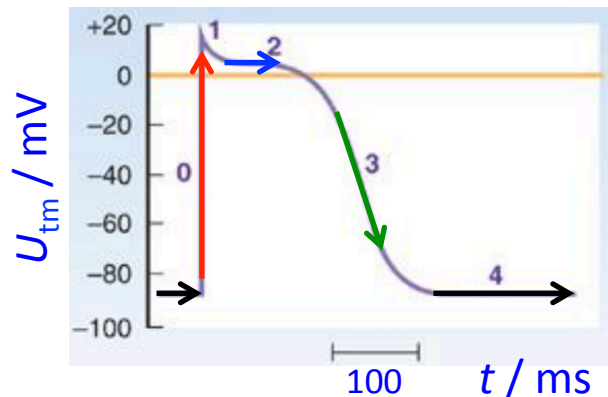
- A **platófázis** időtartama rövid és nagyjából minden sejtben egyforma
- Emiatt a **depolarizáció** és a **repolarizáció** terjedése **azonos** irányú



# Két külső elektród között mért feszültség

## Kamrai események:

- A **platófázis** időtartama hosszabb az endokardiális és rövidebb az epikardiális oldali sejtekben
- Azok a sejtek repolarizálódnak utoljára, amelyek először depolarizálódtak
- Emiatt a **depolarizáció** és a **repolarizáció** terjedése **ellentétes** irányú

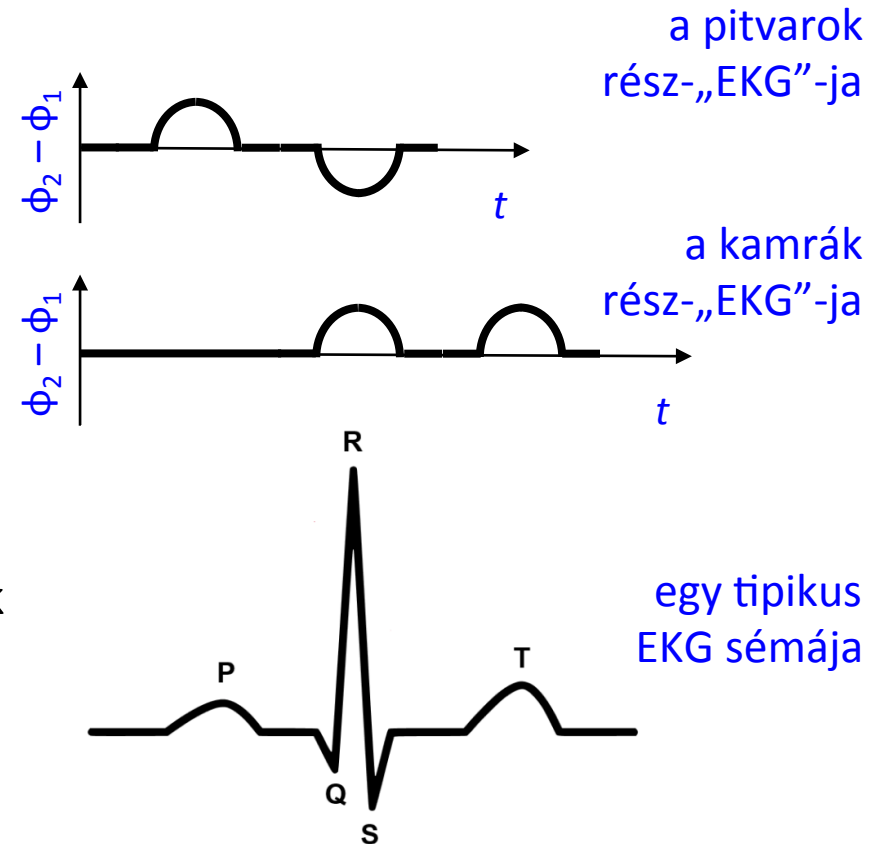


# Egy „tipikus” EKG-görbe származtatása

## Események a teljes szívben :

- Gyors **pitvari depolarizáció** (P-hullám)
- A pitvarok elektromosan szigetelve vannak a kamráktól, csak az AV-csomón keresztül van kapcsolat
- A **depolarizáció tovaterjedése a kamrákra** (QRS-complex): először a sövény-, majd az endokardiális, végül az epikardiális izomsejtek depolarizálódnak igen gyorsan (ezzel egyidőben a pitvarok repolarizálódnak, de ezt elfedik a kamrai események)
- A **kamrák diffúz repolarizációja** (T-hullám): először az epikardiális, majd az endokardiális, végül a szeptális izomsejtek

Egy hullám **magassága** a töltésszétválás maximális mértékétől, míg a **szélessége** az esemény időtartamától függ.





# Einthoven-féle bipoláris végtagi elvezetések

**EKG-elvezetések:** Olyan elektromos áramkörök, melyekkel testfelszíni pontokon (elektrodok segítségével) mérjük a szív keltette elektromos feszültséget.

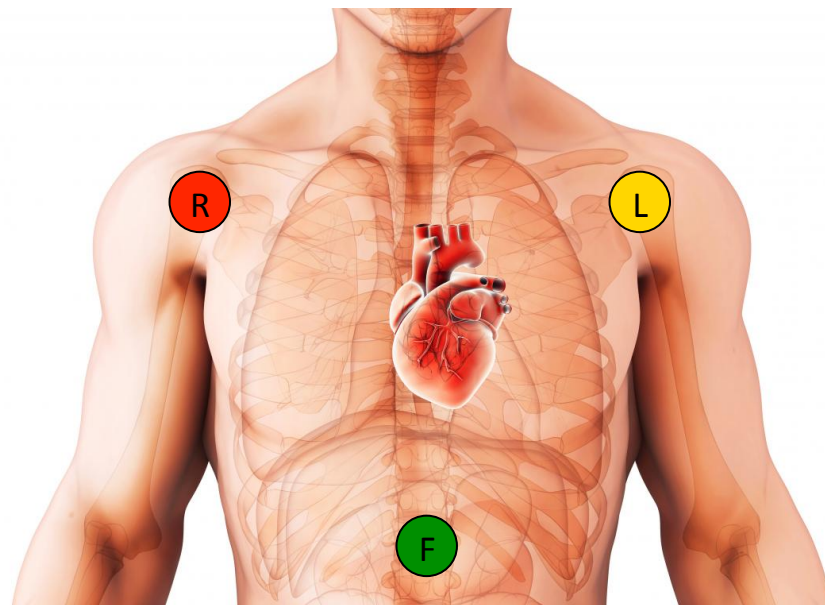
**Aktív elektród:** Olyan elektród, amely időben változó elektromos potenciálú ponthoz kapcsolódik. A testfelszíni elektródok mind aktív elektródok.

**Inaktív elektród:** Olyan elektród, amelynek elektromos potenciálja időben állandó. Ilyen elektródok aktív elektródok kombinációjával hozhatók létre.

**Bipoláris elvezetés:** Két aktív elektródból álló elvezetés.

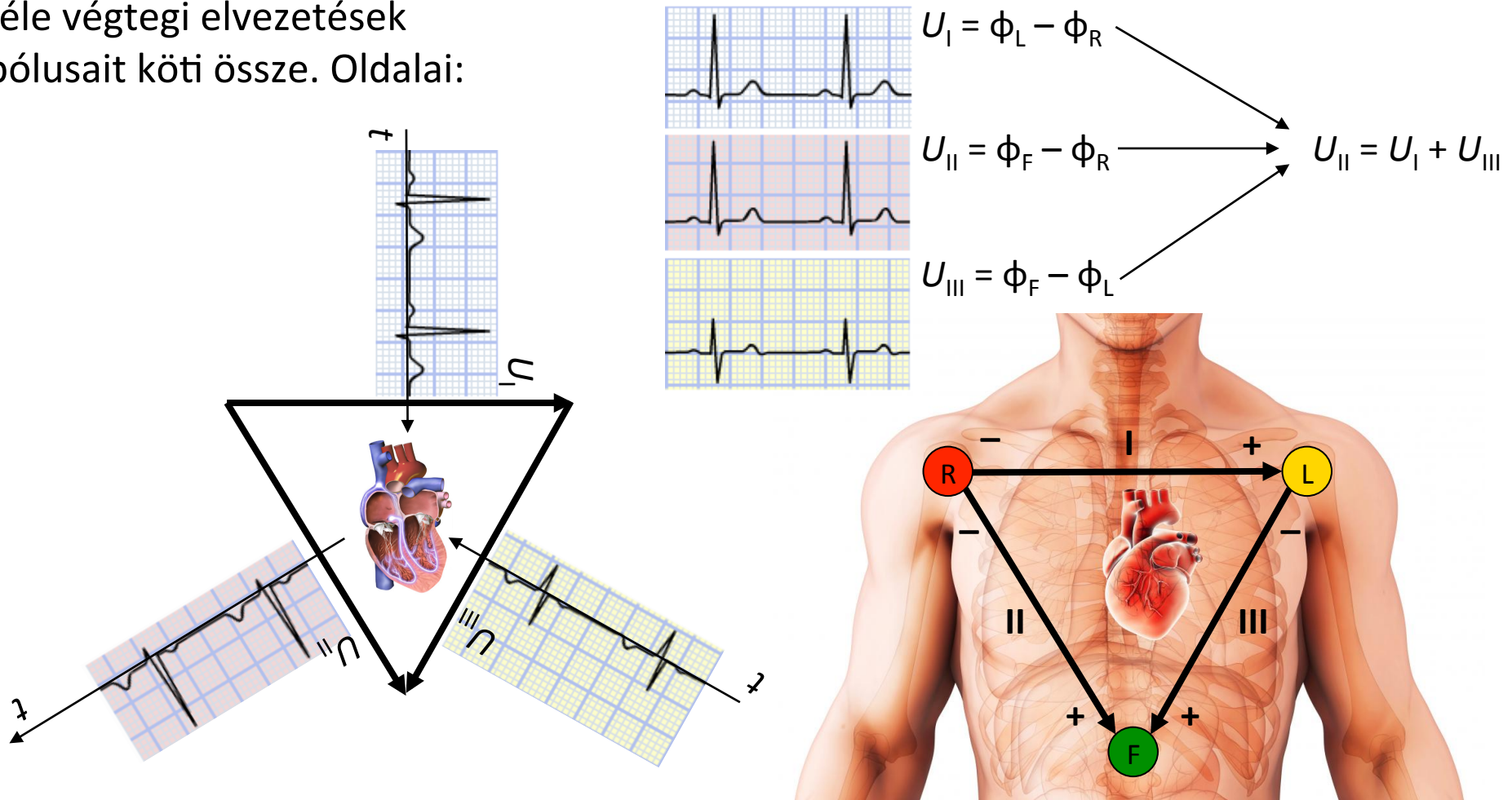
**Einthoven-féle elvezetések:** egy triaxiális végtagi bipoláris elvezetési rendszer, mely a jobb váll (**R**, azaz **right arm**), a bal váll (**L**, azaz **left arm**), és az alsó törzs (**F**, azaz **left leg**) között méri páronként a potenciálkülönbséget. A negyedik elektród (**N**, jellemzően a bal lábon) zajszűrésre szolgál.

**EKG-felvétel:** Lásd a filmet.



# Einthoven-féle bipoláris végtagi elvezetések

**Einthoven-háromszög:** egy képzeletbeli egyenlő szárú háromszög, amely az Einthoven-féle végtagi elvezetések pólusait köti össze. Oldalai:



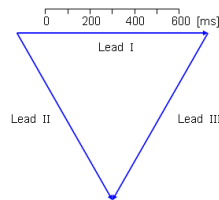
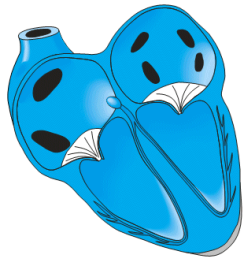
# Az Einthoven-elvezetések és az integrálvektor

## A pitvari depolarizáció lépései

A P-hullám és a P-hurok

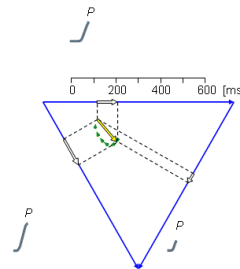
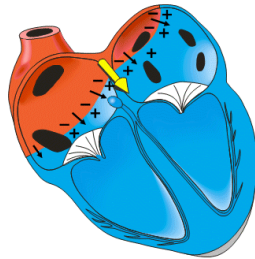
### SZINUSZCSOMÓ DEPOLARIZÁCIÓJA

0 ms



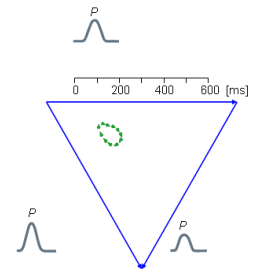
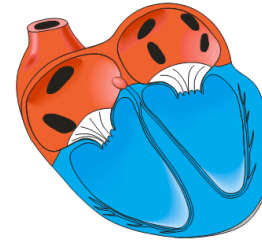
### PITVARI DEPOLARIZÁCIÓ

80 ms



### LASSÚ ÁTHALADÁS AZ AV-CSOMÓN

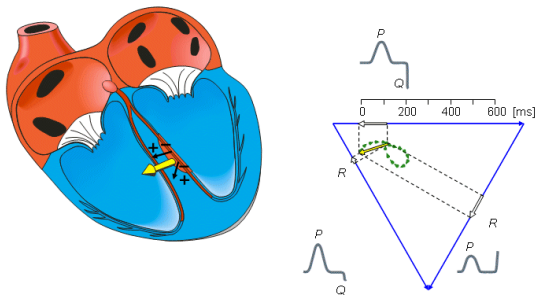
200 ms



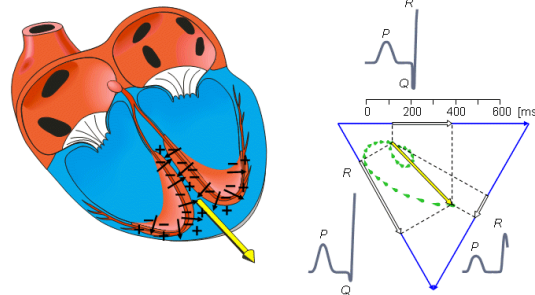
# Az Einthoven-elvezetések és az integrálvektor

## A kamrai depolarizáció (és a pitvari repolarizáció) lépései A QRS-komplexus és a QRS-hurok

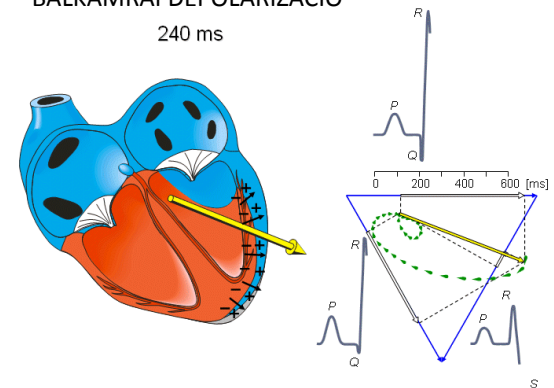
SÖVÉNY DEPOLARIZÁCIÓJA  
220 ms



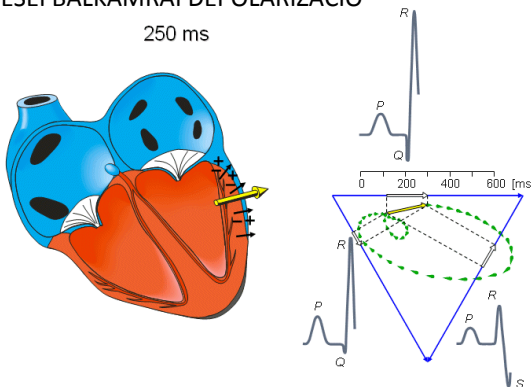
SZÍVCSÚCS DEPOLARIZÁCIÓJA  
230 ms



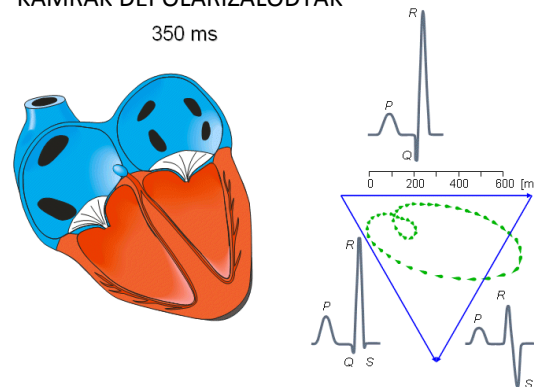
BALKAMRAI DEPOLARIZÁCIÓ  
240 ms



KÉSEI BALKAMRAI DEPOLARIZÁCIÓ  
250 ms



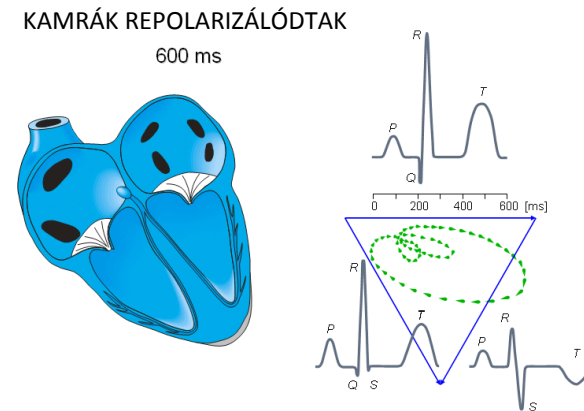
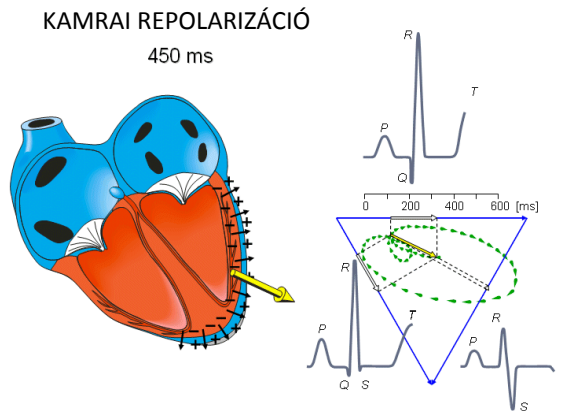
KAMRÁK DEPOLARIZÁLÓDTAK  
350 ms



# Az Einthoven-elvezetések és az integrálvektor

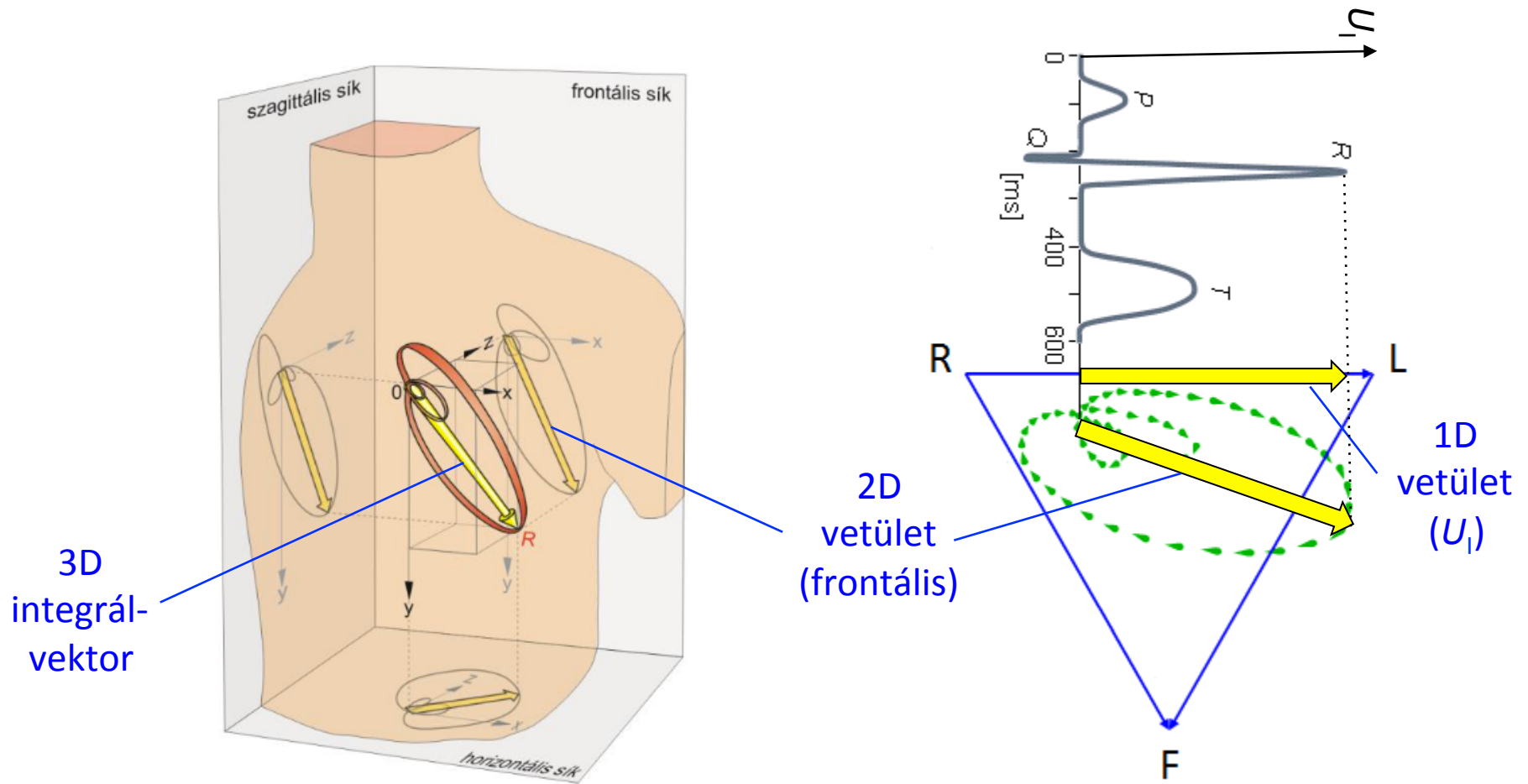
## A kamrai repolarizáció lépései

### A T-hullám és a T-hurok



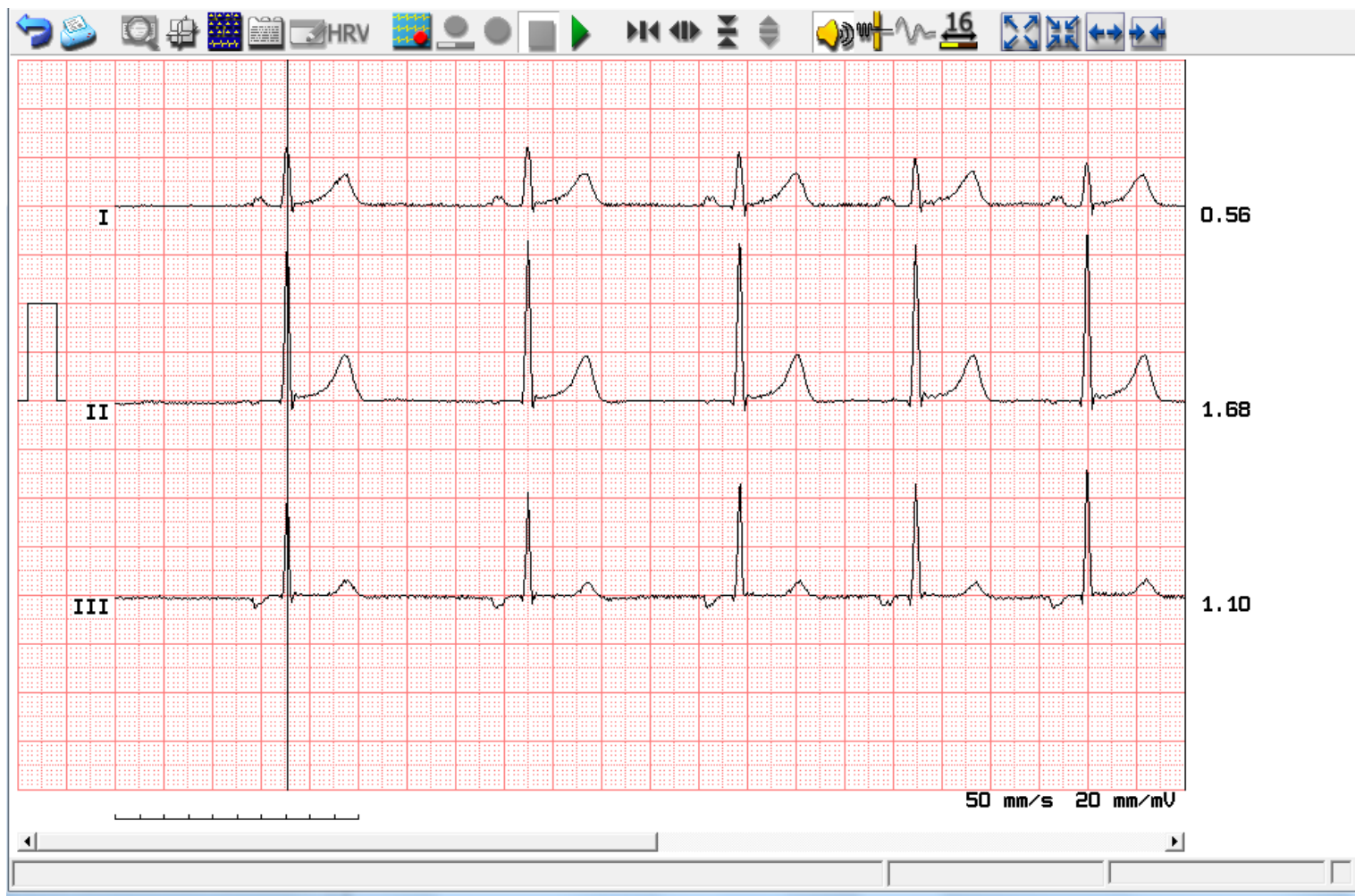
# Az Einthoven-elvezetések és az integrálvektor

**A dipólusmomentumvektor különböző dimenziójú vetületei az R-csúcs pillanatában.**



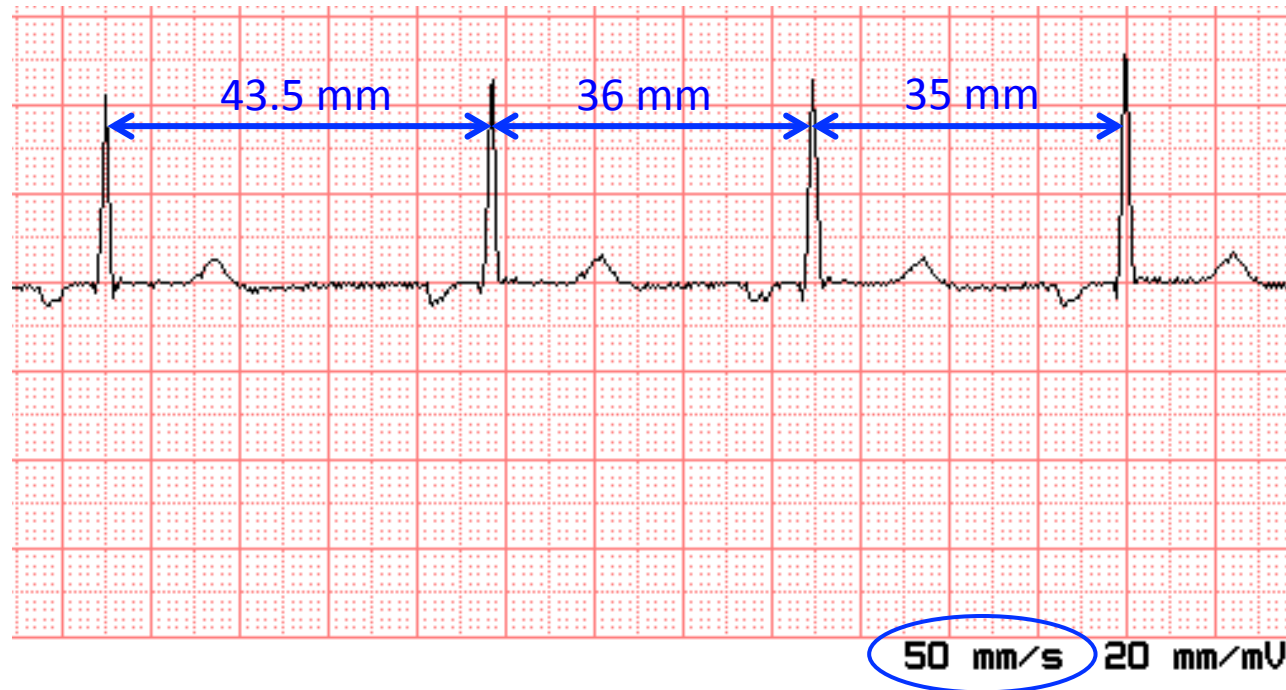


# CARDIAX készülékkel felvett EKG-görbék



# Az EKG-görbe elemzése

- 1) **Határozzuk meg a szív ciklus átlagos időtartamát ( $T$ ) és a pulzust ( $f$ ).**
  - i) Válasszuk ki az elemezni kívánt Einthoven-elvezetést.
  - ii) Ellenőrizzük az időbeosztást („papírsebesség”). Esetünkben: **50 mm/s**.
  - iii) Olvassuk le az RR-távolságot mm-ben (egy ki-beosztás = 1 mm). Itt: **43.5 mm**.
  - iv) Még további két RR-távolságot is olvassunk le: **36 mm** és **35 mm**.
  - v) Számoljuk ki az átlagot: **38 mm**.
  - vi) Számoljuk át időbe:  $(38 \text{ mm}) / (50 \text{ mm/s}) = 0.76 \text{ s}$ . Ez a  $T$ .
  - vii) Ezt váltsuk át percbé: **0.01267 min**.
  - viii) Vegyük ennek a reciprokát, így megkapjuk  $f$ -et: **79 min<sup>-1</sup>**.

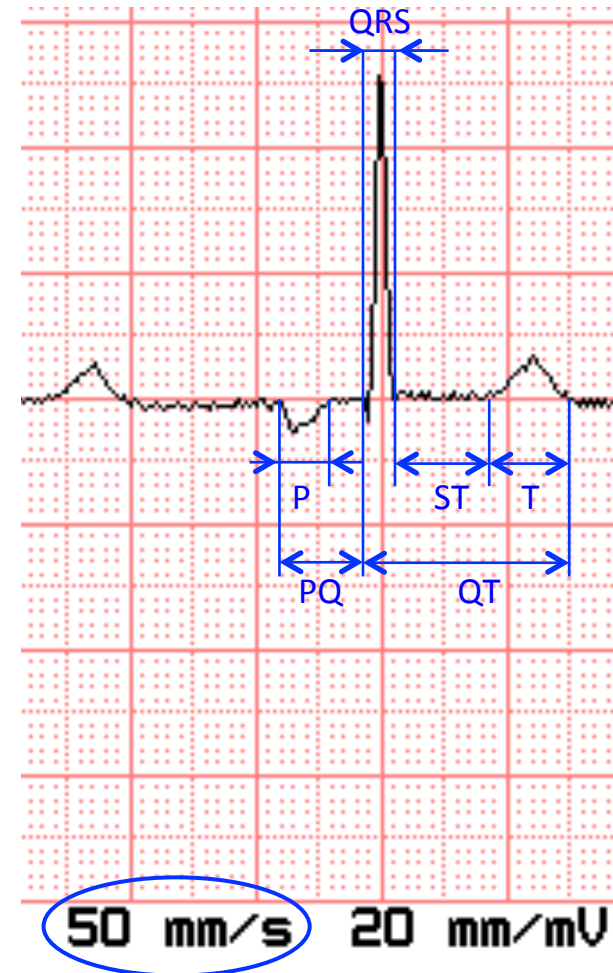
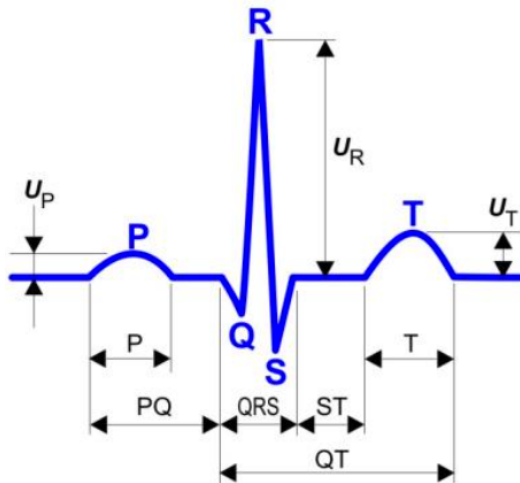


# Az EKG-görbe elemzése

**2) Határozzuk meg egy EKG-ciklus jellemző időtartamait és amplitúdóit.**

- i) Először válasszuk ki az elemezni kívánt EKG-ciklust.
- ii) Olvassuk le az időtartamokat először mm-ben, majd váltsuk át őket az időbeosztás (itt: **50 mm/s**) szerint:

P:	4 mm	→	0,08 s = 80 ms
PQ:	6,5 mm	→	0,13 s = 130 ms
QRS:	2,5 mm	→	0,05 s = 50 ms
ST:	7,5 mm	→	0,15 s = 150 ms
QT:	16,5 mm	→	0,33 s = 330 ms
T:	6,5 mm	→	0,13 s = 130 ms



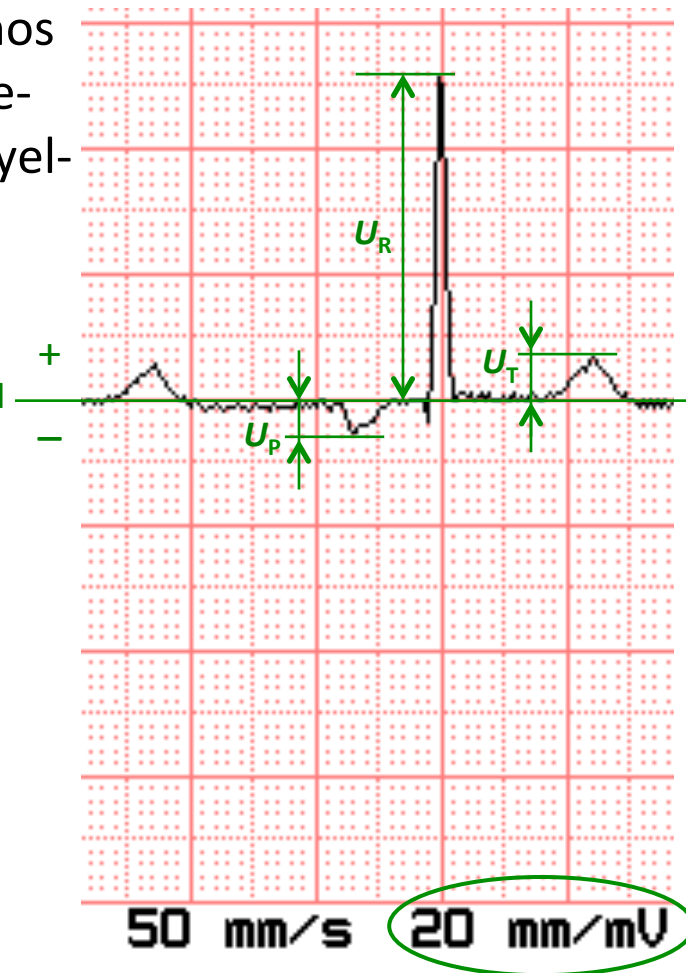
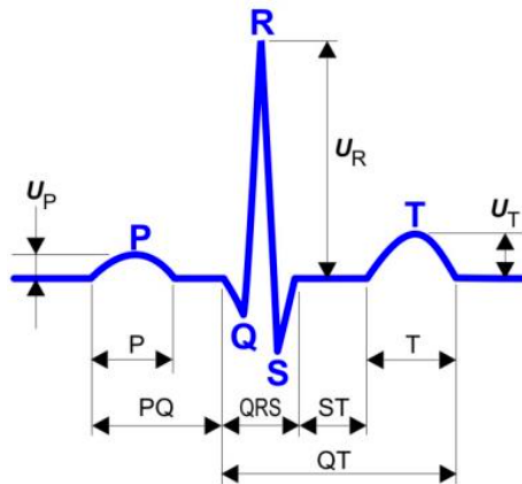
# Az EKG-görbe elemzése

## 2) Folyt.

iii) Ezután olvassuk le az amplitúdókat (az izoelektromos vonaltól) mm-ben és váltsuk át őket millivoltba a feszültségbeosztás (itt: **20 mm/mV**) segítségével. Figyeljünk a polaritásra.

$$\begin{array}{lll} U_P: & -3 \text{ mm} & \rightarrow -0,15 \text{ mV} \\ U_R: & 26 \text{ mm} & \rightarrow 1,30 \text{ mV} \\ U_T: & 3,5 \text{ mm} & \rightarrow 0,18 \text{ mV} \end{array}$$

izoelektromos vonal



# Az EKG-görbe elemzése

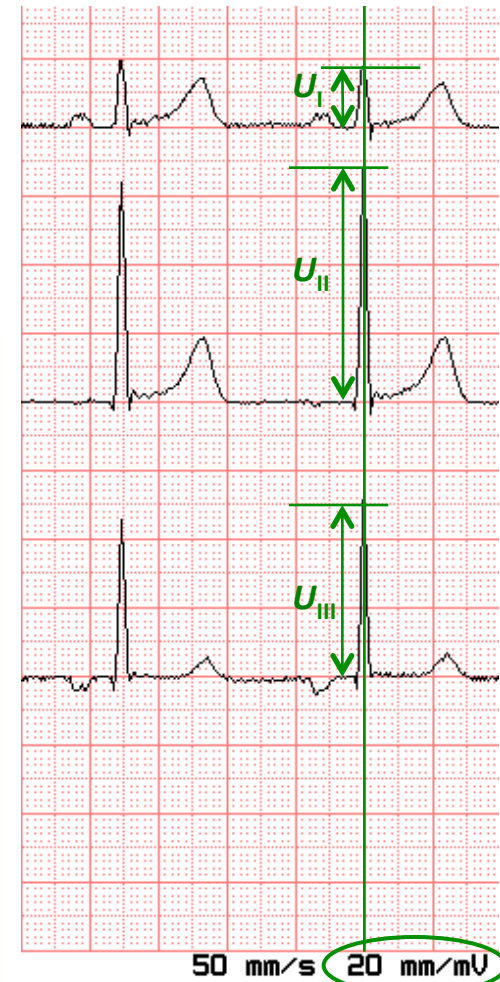
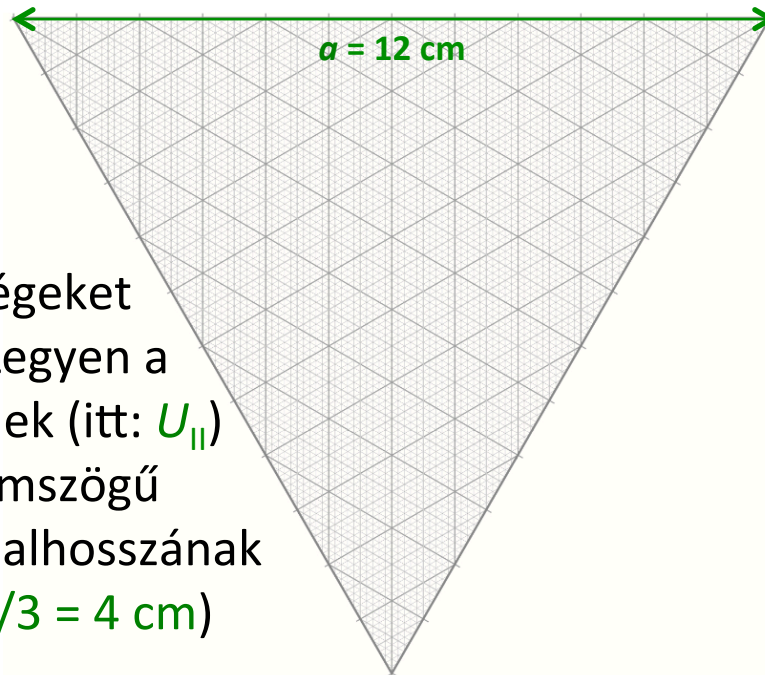
## 3) Szerkesszük meg az integrálvektor frontális vetületét (Lásd a filmet is):

- i) Olvassuk le egy R-csúcsokhoz közeli időpillanatban mindhárom Einthoven-elvezetés feszültségét. Esetünkben:

	magasság	feszültség	ábrázolandó számolt hossz
$U_I$ :	9 mm	$\rightarrow 0,45 \text{ mV}$	$\rightarrow 0,45/1,7 * 4 \text{ cm} = \underline{1,06 \text{ cm}}$
$U_{II}$ :	34 mm	$\rightarrow 1,70 \text{ mV}$	$\rightarrow \underline{4 \text{ cm}}$
$U_{III}$ :	25 mm	$\rightarrow 1,25 \text{ mV}$	$\rightarrow 1,25/1,7 * 4 \text{ cm} = \underline{2,94 \text{ cm}}$

Fontos! Ellenőrizzük, hogy:  $U_{II} = U_I + U_{III}$  (az R-csúcsok gyakran nem esnek egy időbe).

- ii) Számoljuk át a feszültségeket hosszba. Ökölszabály: Legyen a legnagyobb feszültségnek (itt:  $U_{II}$ ) megfelelő hossz a háromszögű koordinátarendszer oldalhosszának ( $a$ ) harmada (itt:  $12 \text{ cm}/3 = 4 \text{ cm}$ )



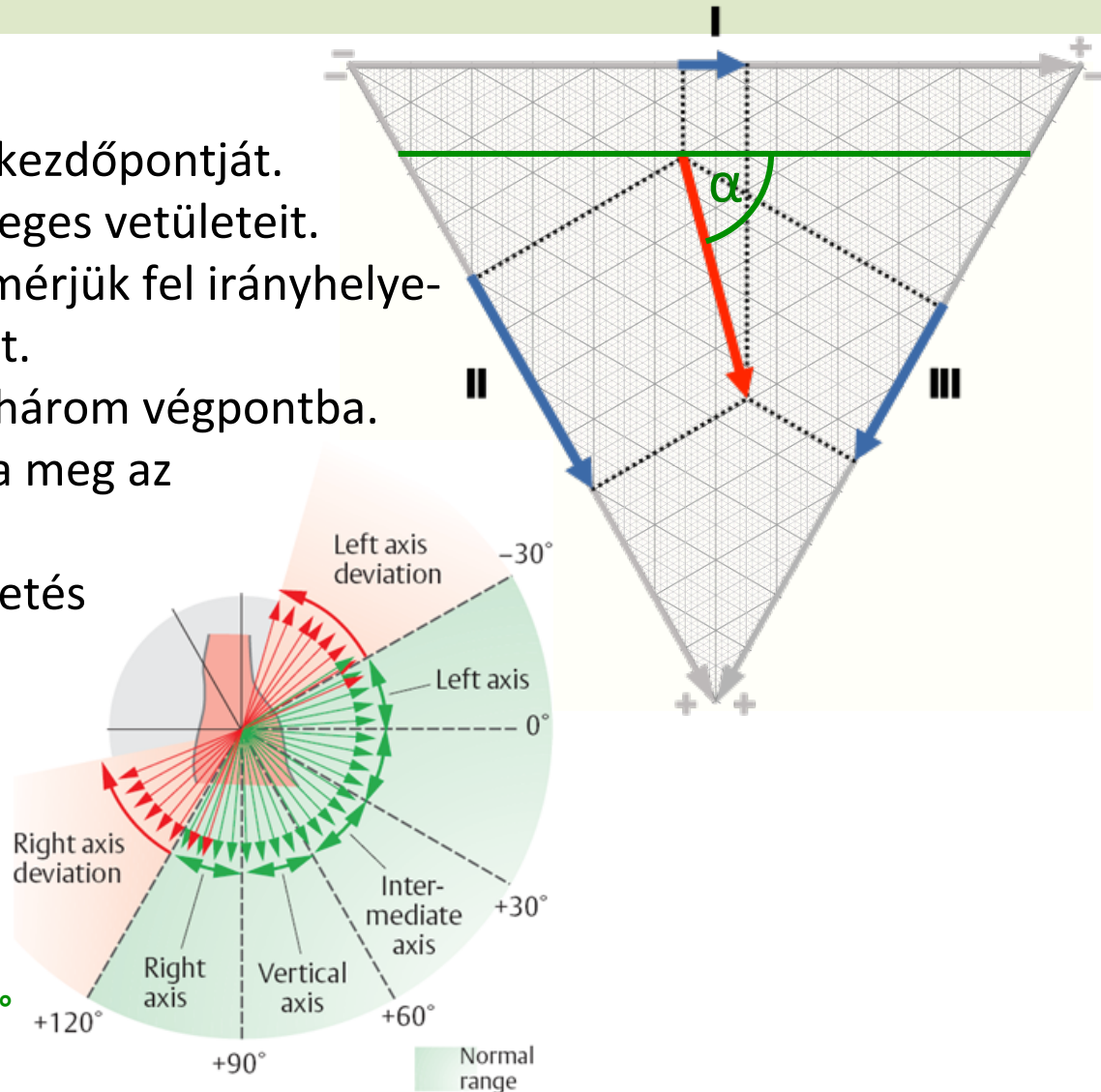


# Az EKG-görbe elemzése

## 3) Folyt.

- iii) Válasszuk ki az integrálvektor kezdőpontját.
- iv) Szerkesszük meg ennek merőleges vetületeit.
- v) Ezekről mint kezdőpontoktól mérjük fel irányhelyesen a számolt három R-hosszot.
- vi) Állítsunk merőlegeseket mindhárom végpontba.
- vii) Ezek közös metszéspontja adja meg az integrálvektor végpontját.
- viii) Az integrálvektor és az I. elvezetés által bezárt szög a elektromos szívtengely állása ( $\alpha$ ).
- ix) A szöget (ha  $-90^\circ < \alpha < +90^\circ$ ) ki is lehet számolni:

$$\alpha = \arctan \left( \left( \frac{U_{II}}{U_I} - \frac{1}{2} \right) \cdot \frac{2}{\sqrt{3}} \right) = 75,2^\circ$$





# Wilson-féle unipoláris prekordiális elvezetések

**Unipoláris elvezetés:** Egy aktív és egy inaktív elektród közötti EKG-elvezetés.

**Wilson-pont (central terminal, CT):** Egy „virtuális” inaktív elektród, amit a három einthoven-féle végtagi elektród ellenállásokon keresztüli összekötésével kapunk. Potenciálja a három végtagi elektród potenciáljának átlaga.

**Wilson-féle elvezetése:** Hat unipoláris elvezetés ( $V_1 \dots V_6$ ), mely a hat mellkasi pont egyike és a Wilson-pont közti potenciálkülönbséget méri.

A prekordiális elvezetések aktív elektródjainak pozíciói:

$V_1$ : jobb paraszternális vonal, 4. bordaköz

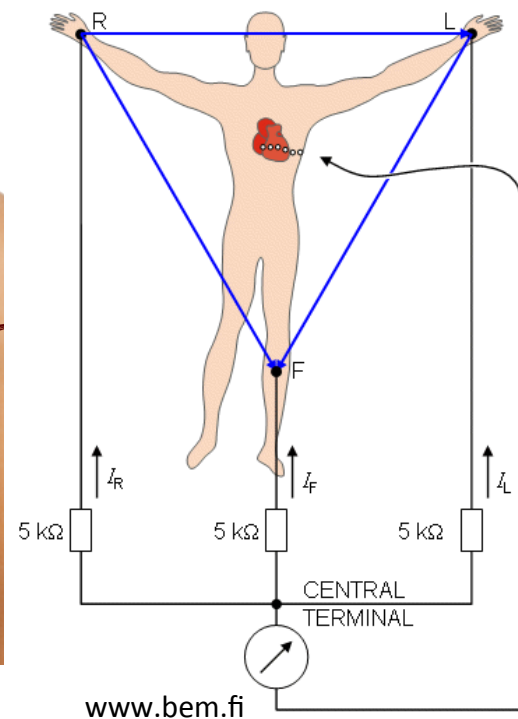
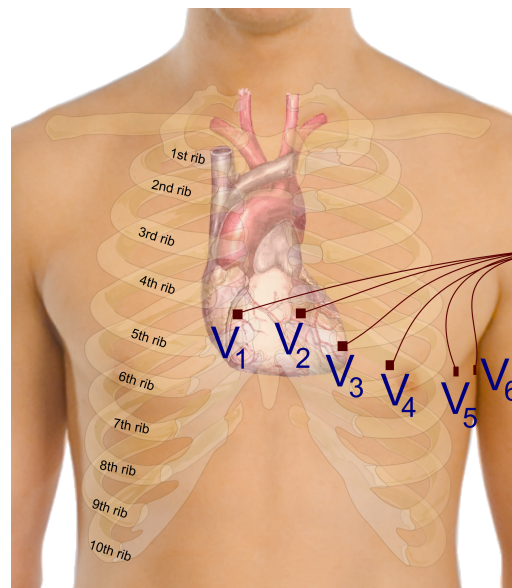
$V_2$ : bal paraszternális vonal, 4. bordaköz

$V_3$ : a  $V_2$  és  $V_4$  között félúton

$V_4$ : bal mediánklavikuláris vonal, 5. bordaköz

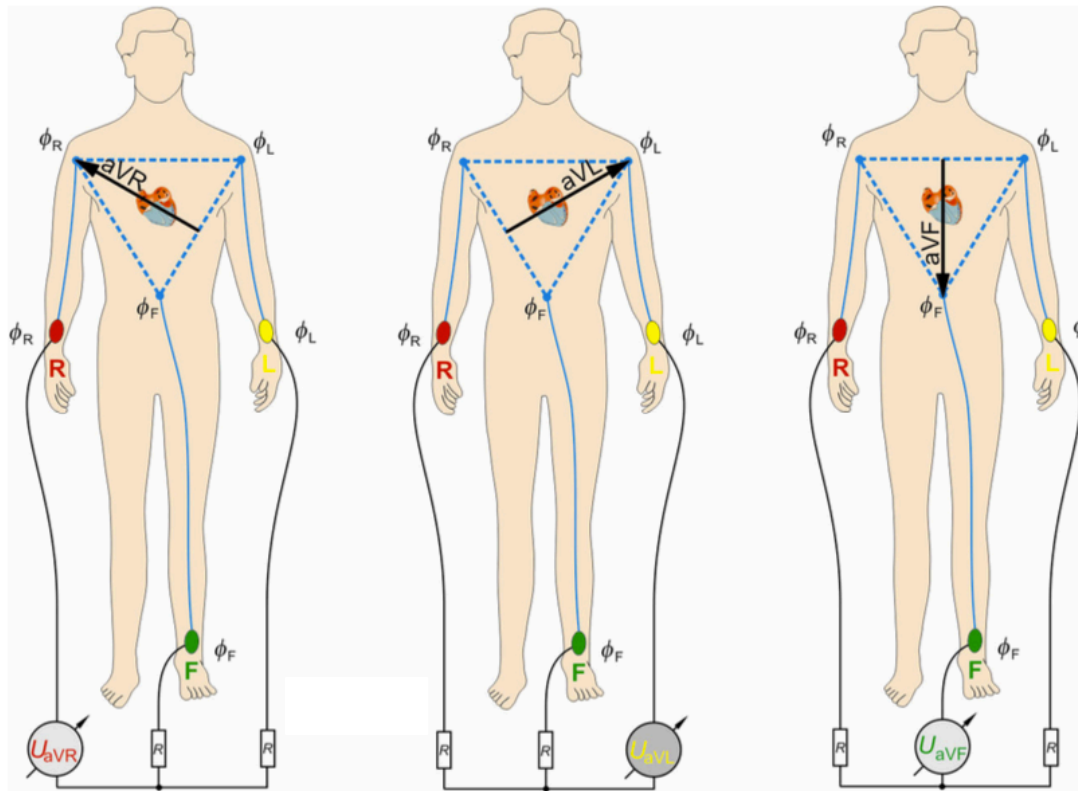
$V_5$ : bal elülső axilláris vonal, 5. bordaköz

$V_6$ : bal középső axilláris vonal, 5. bordaköz



# Goldberger-féle unipoláris végtagi elvezetések

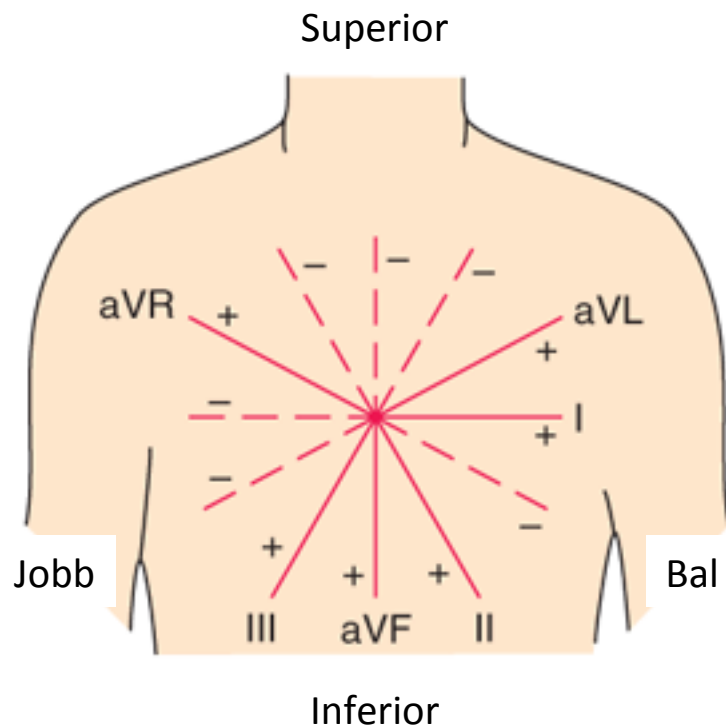
**Goldberger-féle elvezetések:** Három pszeudounipoláris elvezetés az egyik végtag és a „megcsonkított” (a másik két végtag összekötésével előállított) Wilson-pont között. Bár így a Wilson-pont nem teljesen inaktív, az elvezetések nagyjából unipolárisnak vehetők.



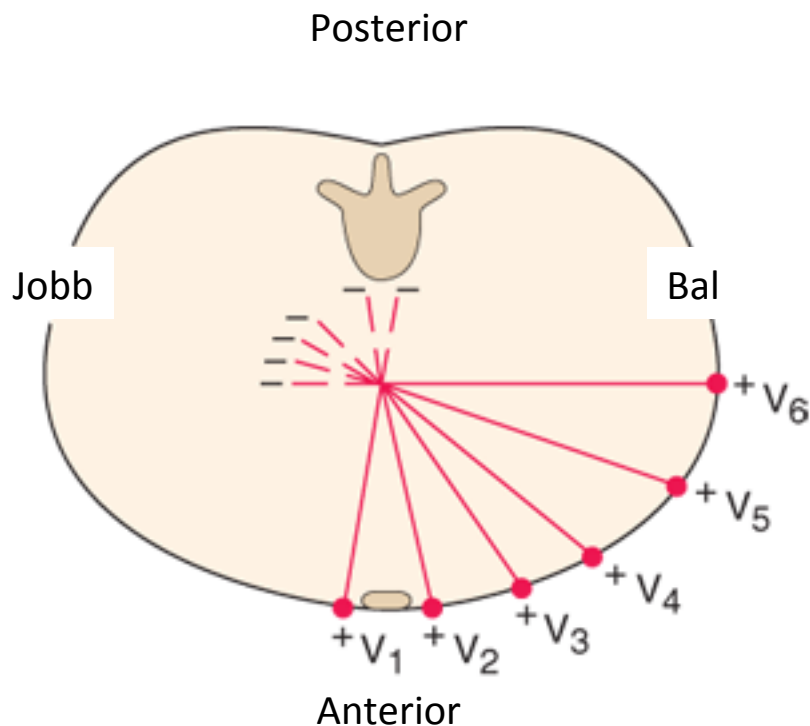
www.bem.fi

# A standard 12-elvezetéses EKG-rendszer

Minden egyes elvezetés a szív dipólus integrálvektorának egy-egy vetülete



Az **Einthoven** és **Goldberger**-féle elvezetések a frontális síkban vannak (létrehozva a Cabrera-féle hexaxiális rendszert)



A **Wilson**-féle elvezetések nagyjából a horizontális síkban

# Vektorkardiográfia

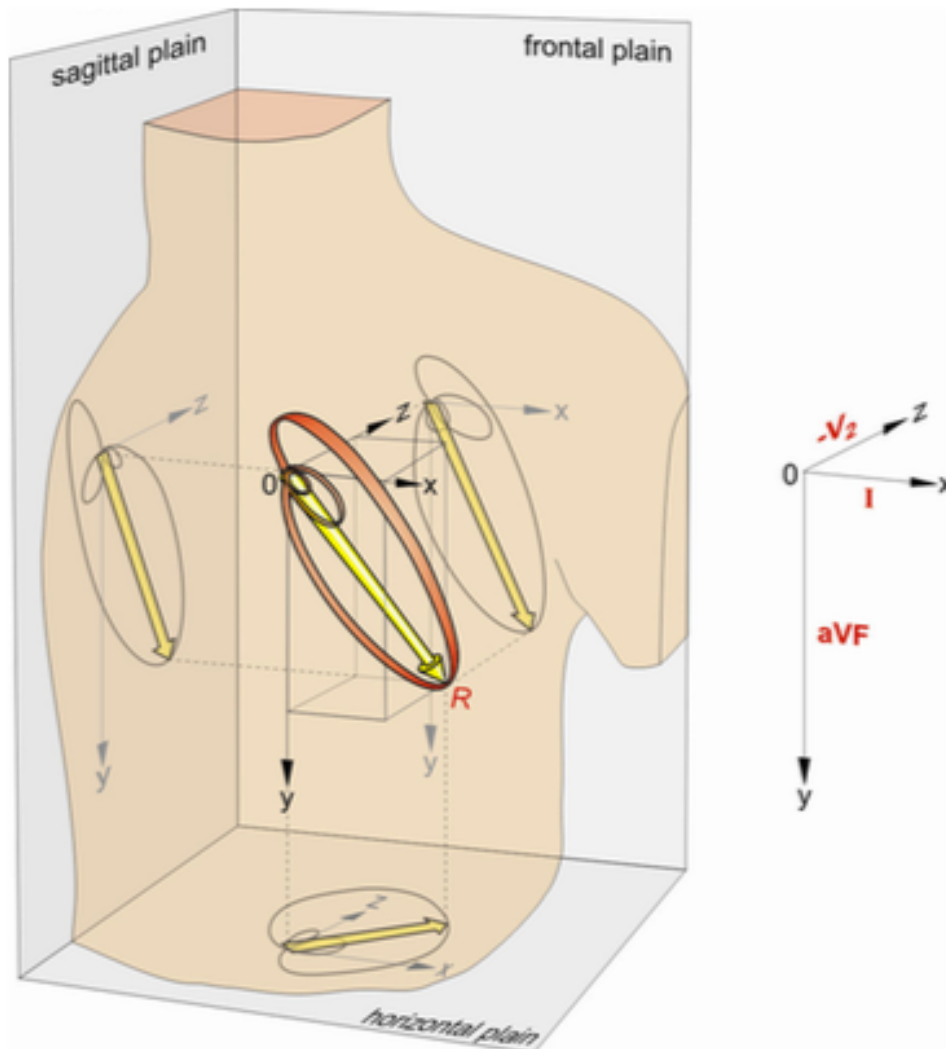
A **vektorkardiográfia** a szív három-dimenziós integrálvektorának (forrtális, szagittális vagy horizontális) síkvetületeit rögzíti.

A használt elvezetések:

x-tengely: Einthoven **I elvezetés**

y-tengely: Wilson  **$-V_2$  elvezetés**

z-tengely: Goldberger **aVF elvezetés**



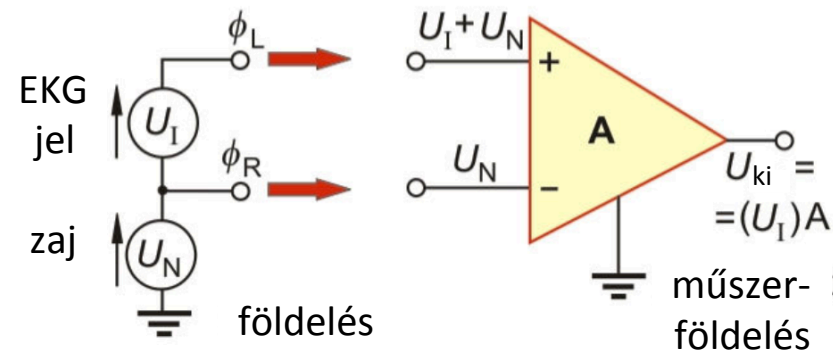
# Erősítés és szűrés

**Differenciálerősítő:** Egy speciális erősítő, mely két bemeneti feszültség különbségét erősíti. Az EKG esetén a két bemenet az aktuális elvezetés elektród párja, míg egy további elektród (N) az erősítő földeléséhez csatlakozik.

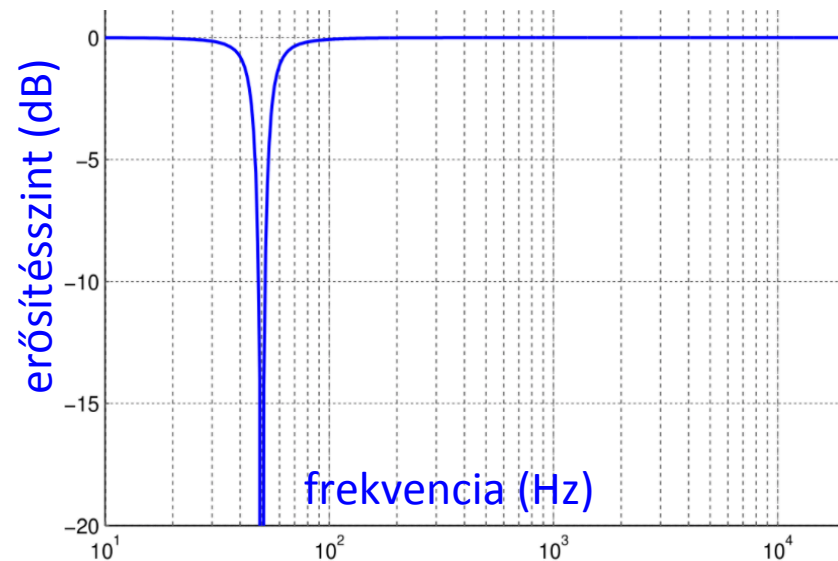
**50 Hz-es zaj** és felharmonikusai (100 Hz, 200 Hz stb.) a test és a hálózati feszültség kapacitív csatolódása révén jönnek létre. Ezek lyukszűrővel távolíthatók el.

**35 Hz fölötti zaj** a vázizmok aktivitásából származik. Ez felül vágó / alul áteresztő szűrővel távolítható el.

a differenciálerősítő sémája



az 50 Hz lyukszűrő frekvenciaátviteli függvénye



# Források, irodalom

- The 12-Lead ECG System (<http://www.bem.fi/book/15/15.htm>)
- Kollai M: Az elektrokardiogram (Semmelweis Egyetem, 2001)
- CARDIAX computerized ECG system (<http://www.imed.hu>)
- Matteucci C: Sur un phenomene physiologique produit par les muscles en contraction (Ann Chim Phys, 1842)
- Waller AD: A demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart's beat (J Physiol, 1887)
- Einthoven W: Galvanometrische registratie van het menschelijk electrocardiogram (Leiden, 1902)
- Einthoven W: Le telecardiogramme (Arch Int de Physiol, 1906)
- Wilson FN et al: Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode (Am. Heart J. 1934)
- Wilson FN et al: The precordial electrocardiogram (Am Heart J, 1944)
- Goldberger E: The aVL, aVR, and aVF leads [...] (Am Heart J, 1942)
- AlGhatrif M, Lindsay J: A brief review: history to understand fundamentals of electrocardiography (J Community Hosp Intern Med Perspect, 2012)