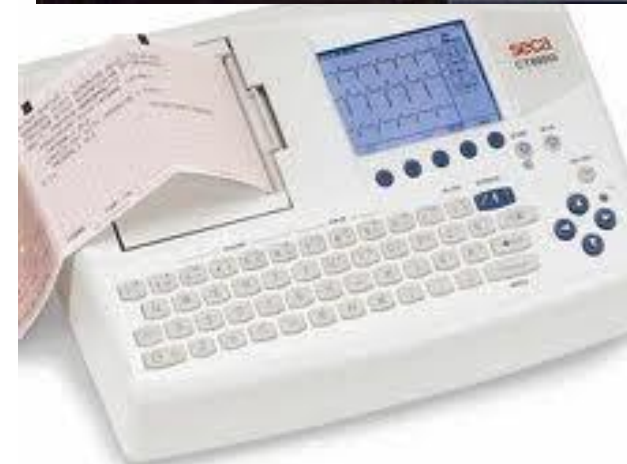
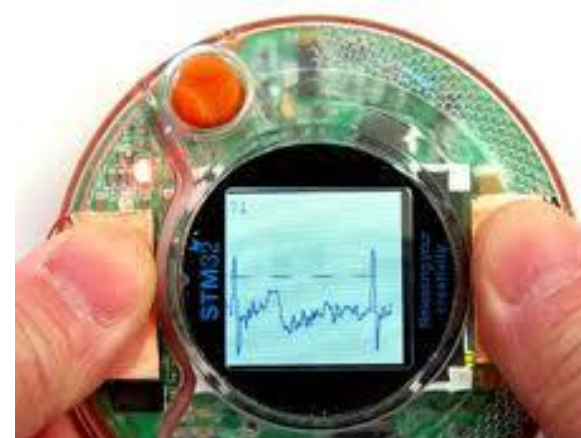
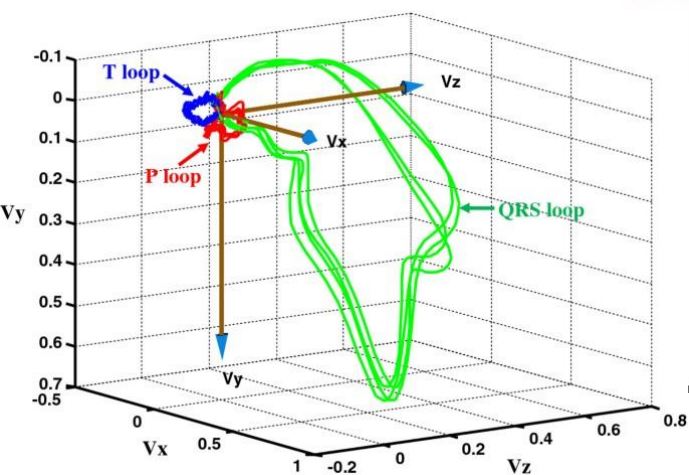
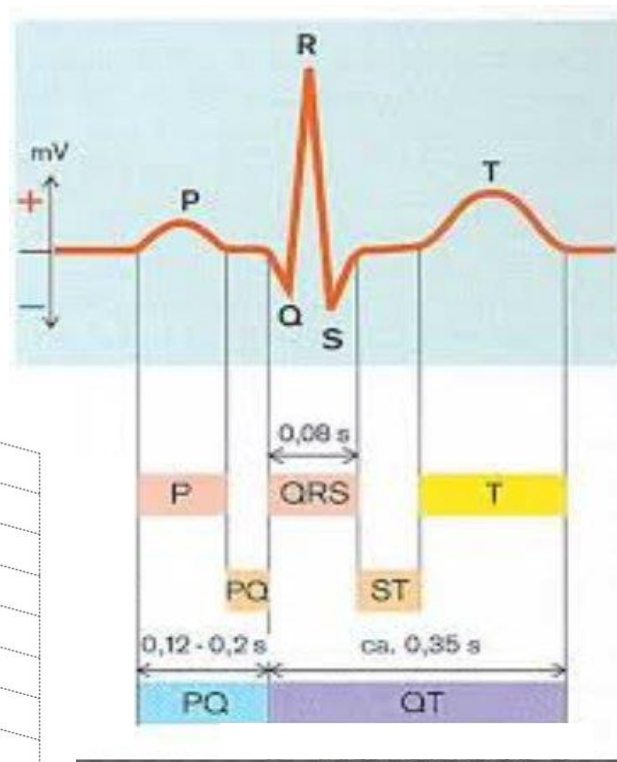
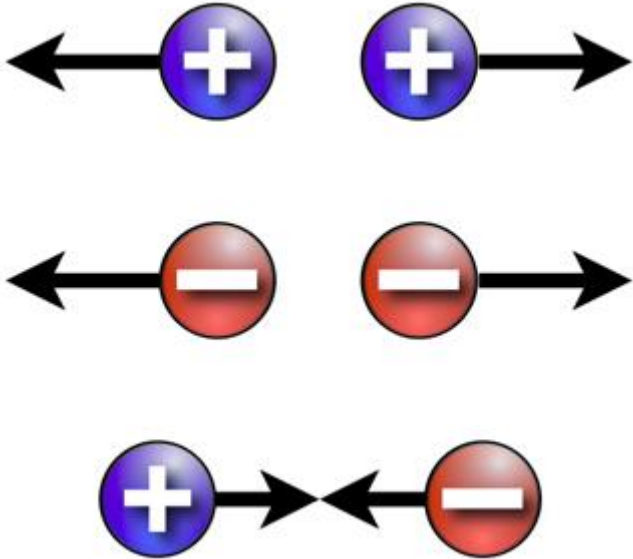


Elektrokardiográfia, Pacemaker

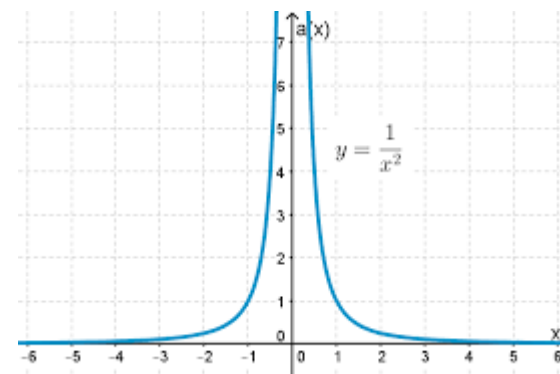
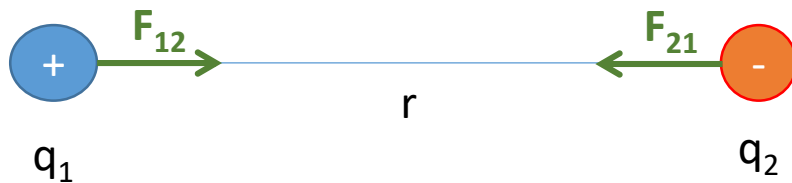
Schay G.



Egy kis alaktromosságban: **Elektro**kardiográfia



Csak az ellenkező töltések vonzzák egymást a természetben, semleges töltés pedig nincs.



Nagyság: $F_{12}=F_{21}$

$$F = k \frac{q_1 q_2}{r^2}$$

Gravitációhoz hasonlóan
1/négyzetes összefüggés

Létezik minimális töltés $e = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{C}$

Mincs töltés magában, csak anyaghoz kötötten

Ma inkább így adjuk meg a Coulomb-állandót:

(elektromos permittivitással vagy mágneses permeabilitással)

$$\begin{aligned} k_e &= \frac{1}{4\pi\epsilon_0} = \frac{c_0^2 \mu_0}{4\pi} = c_0^2 \times 10^{-7} \text{ H} \cdot \text{m}^{-1} \\ &= 8.987\,551\,787\,368\,176\,4 \times 10^9 \text{ N} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{C}^{-2} \end{aligned}$$

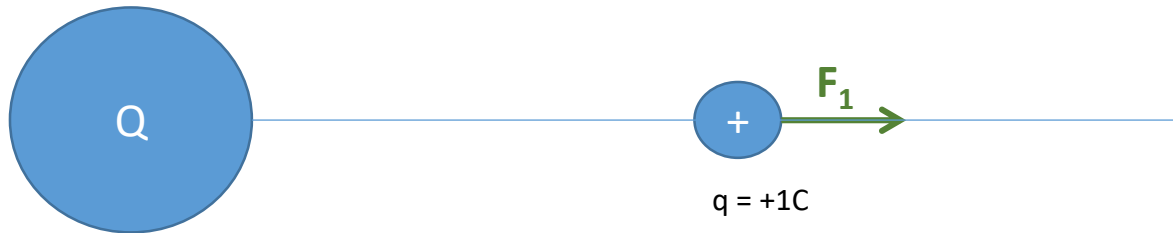
Mi közvetíti az erőt?

elektromos **ERŐTÉR**

Erőtér: olyan vektor-mező, ami a tér minden pontjában jelen van, de függhet a helytől. A vektor minden pontban arányos az ott esetlegesen jelen lévő testre ható erővel.

Definiáljuk az **elektromos teret** mint egy +1C el.töltésű próbatestre ható erőt.

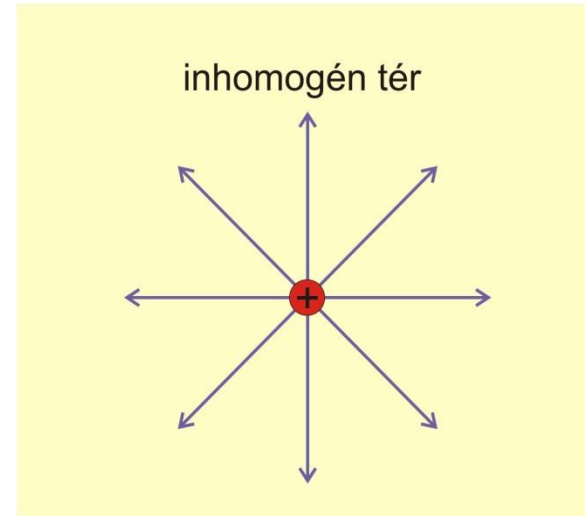
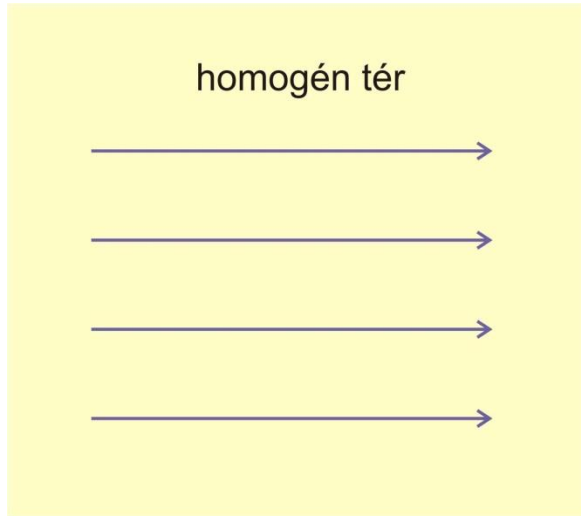
E



Ezzel $F = q \cdot E$
és $E = k \cdot Q / r^2$

mértékegység: $[F]/[q] = \text{N/C}$

Egy erőterben megrajzolhatjuk az **ERŐVONALAKAT** melyek mindig párhuzamosak az erő irányával.



szabályok:

- 1: az erő minden pontban párhuzamos az adott erővonal érintőjével.
- 2: az erő nagysága az erővonalak sűrűségével (pl. vonal/cm²) egyenesen arányos.

Munka elektromos térben:

$W = F \cdot s$, így ha az erővonalakkal párhuzamosan mozgunk akkor munkavégzés lesz.

de $F = q \cdot E$

azaz

$$W = q \cdot E \cdot s$$

Itt a célszerű bevezetni az **ELEKTROMOS POTENCIÁLT**: $W = q \cdot \Delta\phi$
(pont mint a gravitációban a helyzeti energiát $E_{\text{pot}} = mgh$)

tehát $\phi = E \cdot s$, DE kell egy 0-pont.

Legyen $\phi = 0$ HA végtelen távolságban vagyunk (azaz $E = 0$ is igaz)

Most azt mondhatjuk, hogy **az elektromos potenciál ϕ megadja hogy mennyi munkát kell végezni ha +1C töltést a végtelen távolból az adott pontba mozgatunk.**

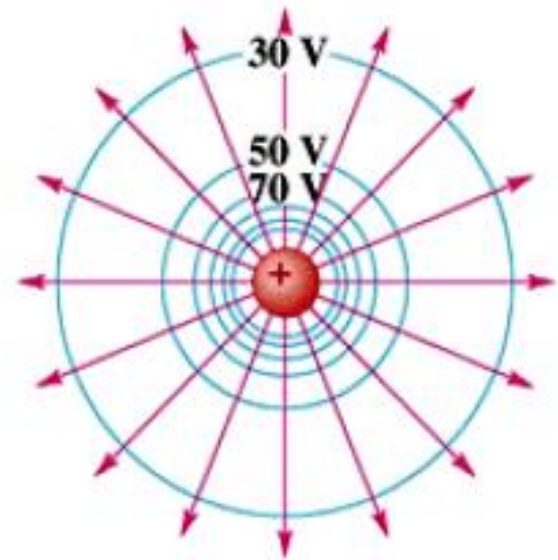
Mivel E is konzervatív erőter (zárt hurok mentén a munka 0), így ez a potenciál is csak a helytől függ, és az úttól nem, pont úgy mint a gravitációs térben a helyzeti energia.

$U = \Delta\phi$, ELEKTROMOS FESZÜLTÉG, mért. egys.: $[W]/[q] = J/C = \text{Volt } [V]$.

Tehát **$W = q \cdot U$**

Vannak tehát **erővonalak** és **ekvipotenciál-vonalak**

Vegyük észre hogy a kettő mindig merőleges!
($\Delta\phi = 0$ ha $F \cdot \Delta s = 0 \rightarrow \cos\alpha = 0$, azaz $\alpha = 90$ fok.)

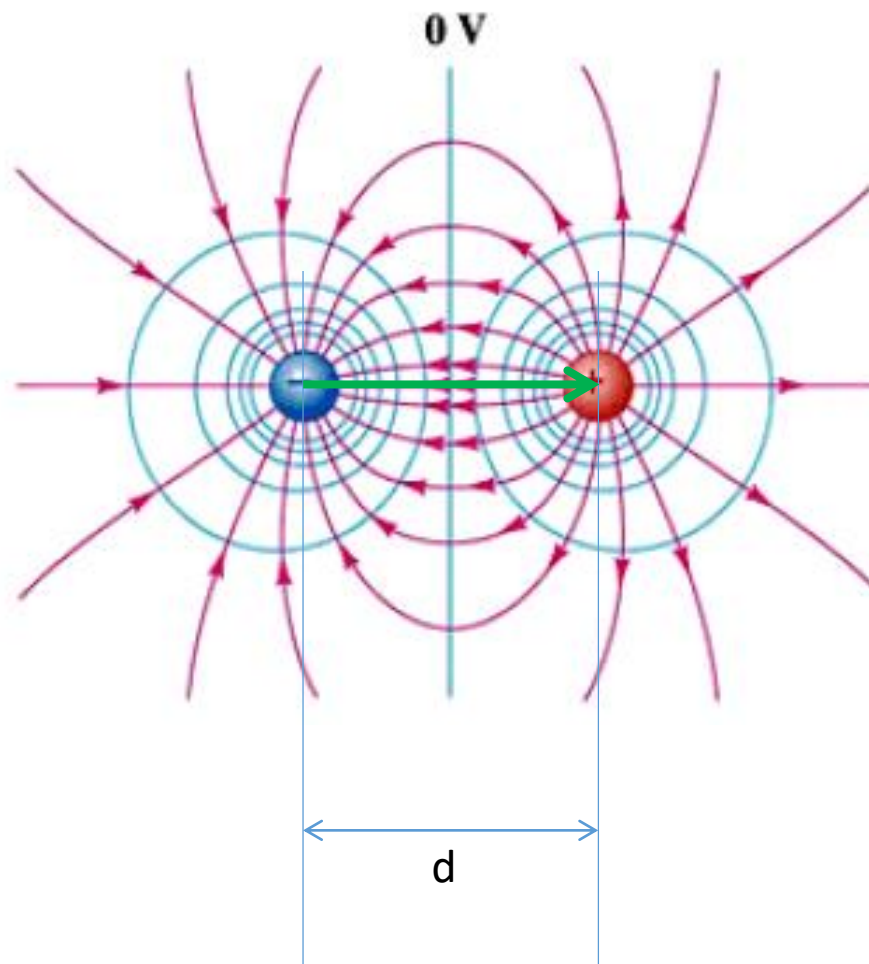
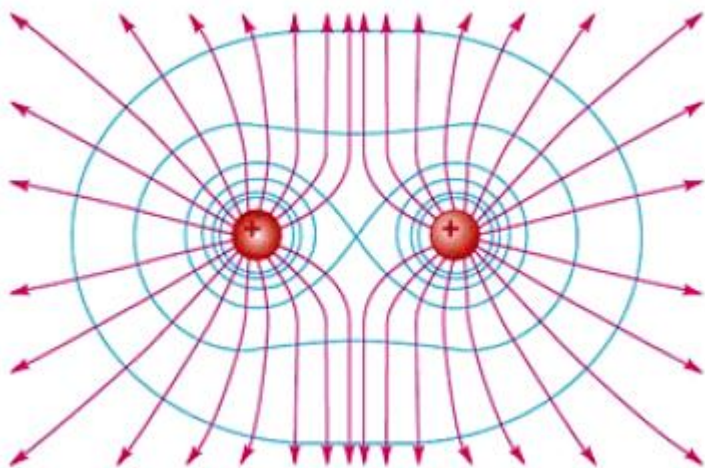


MONOPÓLUS : 1db töltés

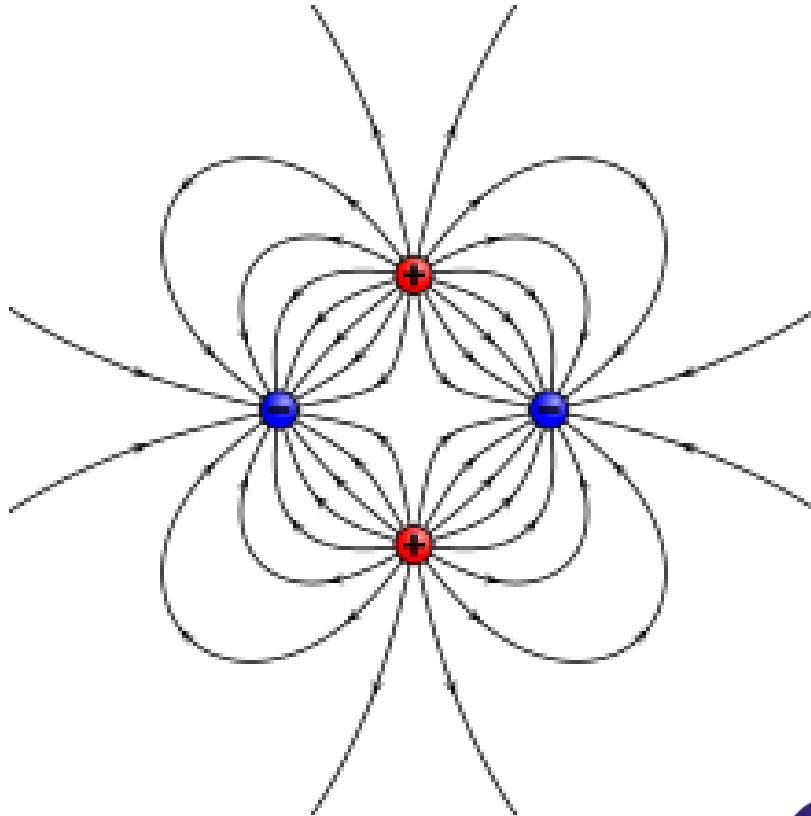
Csinálhatunk többféle geometriai konstrukciót...

DIPÓLUS

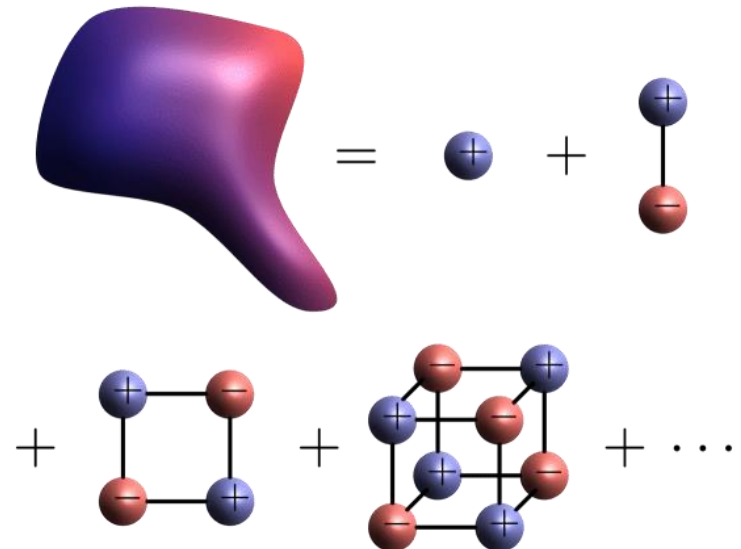
Dipólus momentum: $\mathbf{p} = q \cdot \mathbf{d}$
(ráadásul ez **vektor** is,
ha \mathbf{d} -t vektorként adjuk meg)

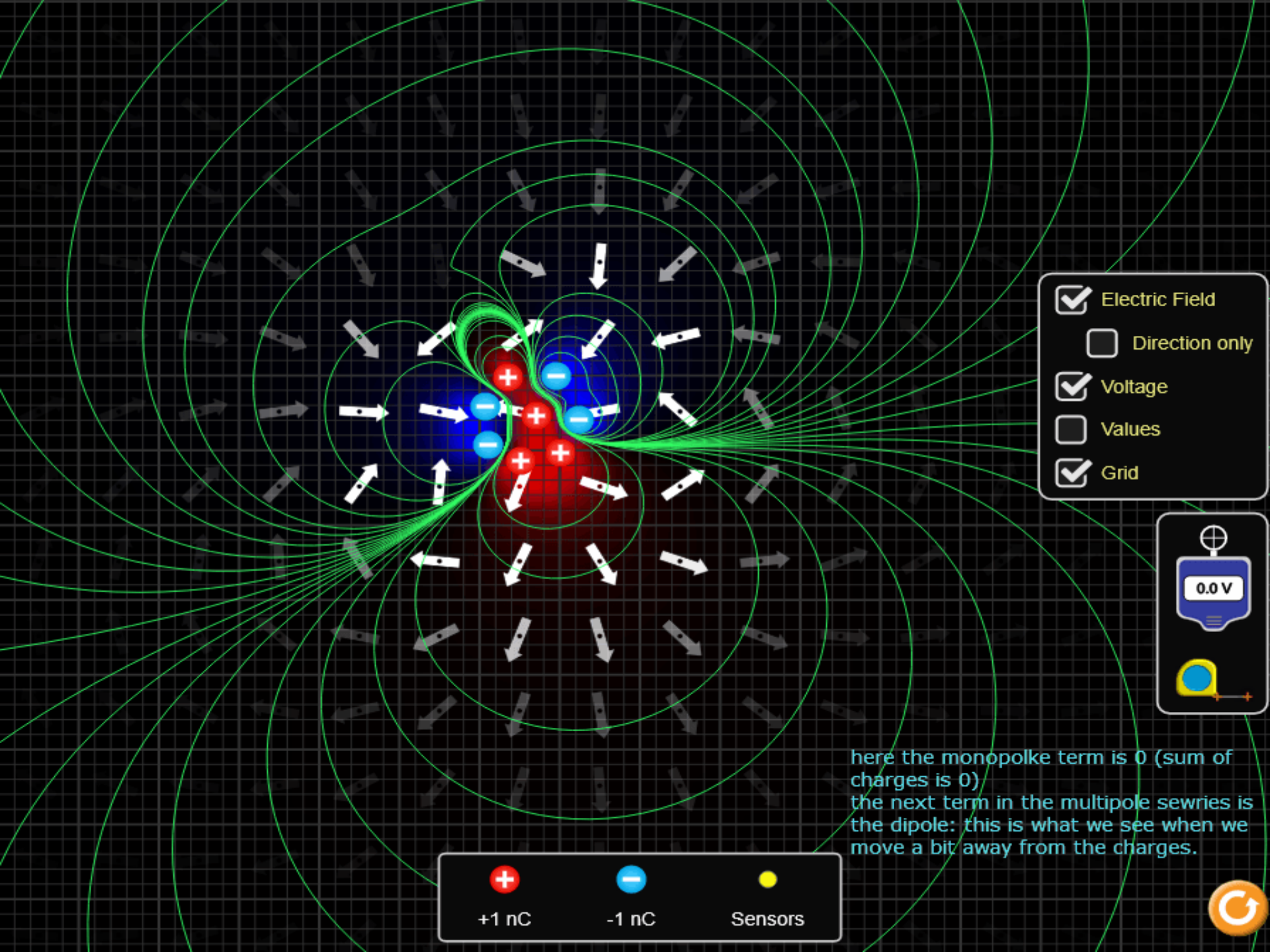


Quadrupól...



Mindenféle töltéeloszlás tere megadható, ha sokféle ...-pólust összeadunk. Ez a multipólus sorfejtés (ld.EKG jegyzet, gyakran megelégszünk a mono+dipólus-al)



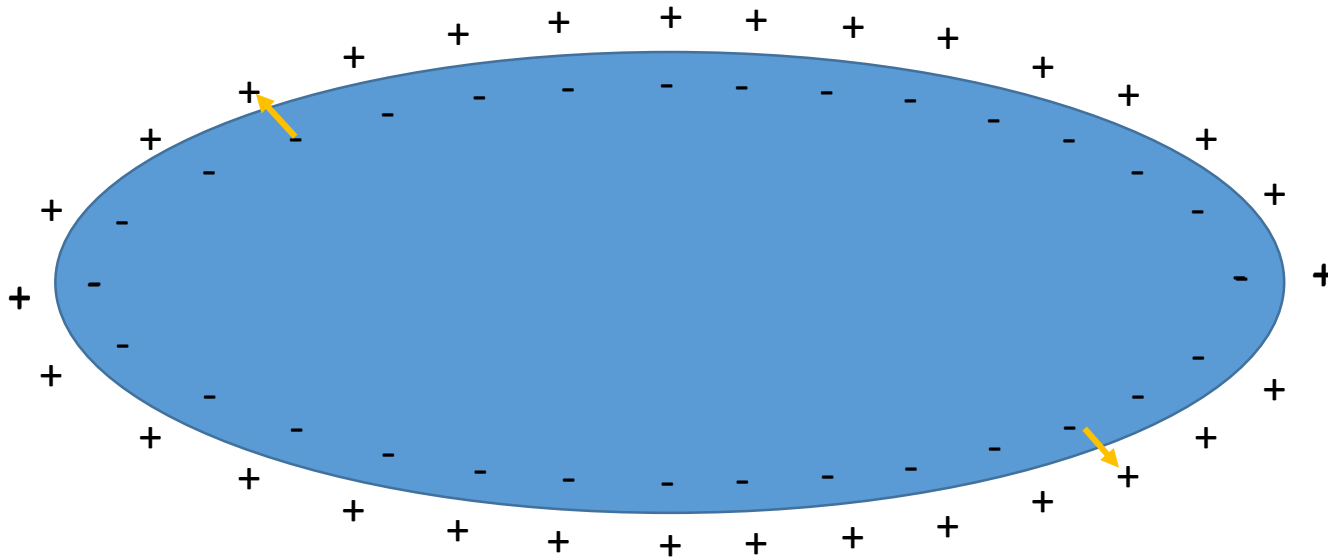


- ☒ Electric Field
- ☐ Direction only
- ☒ Voltage
- ☐ Values
- ☒ Grid

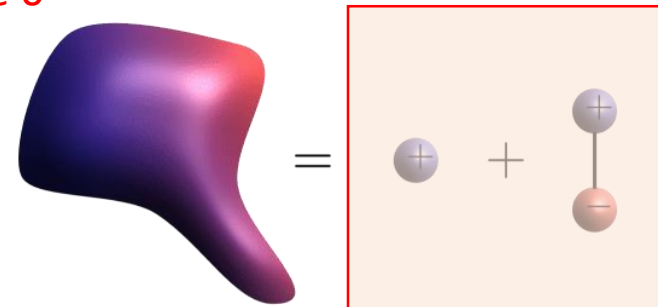
0.0 V

 +1 nC  -1 nC  Sensors

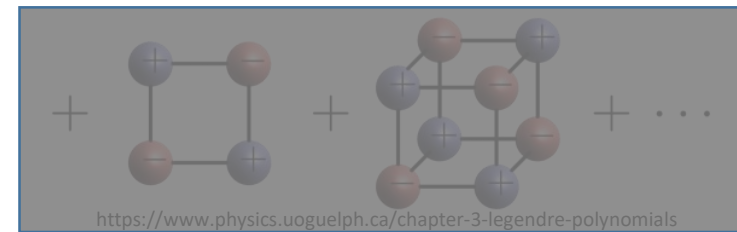


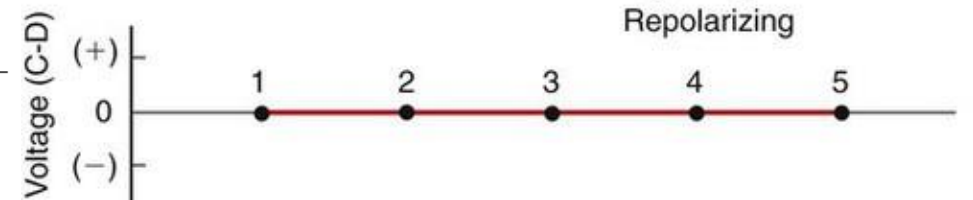
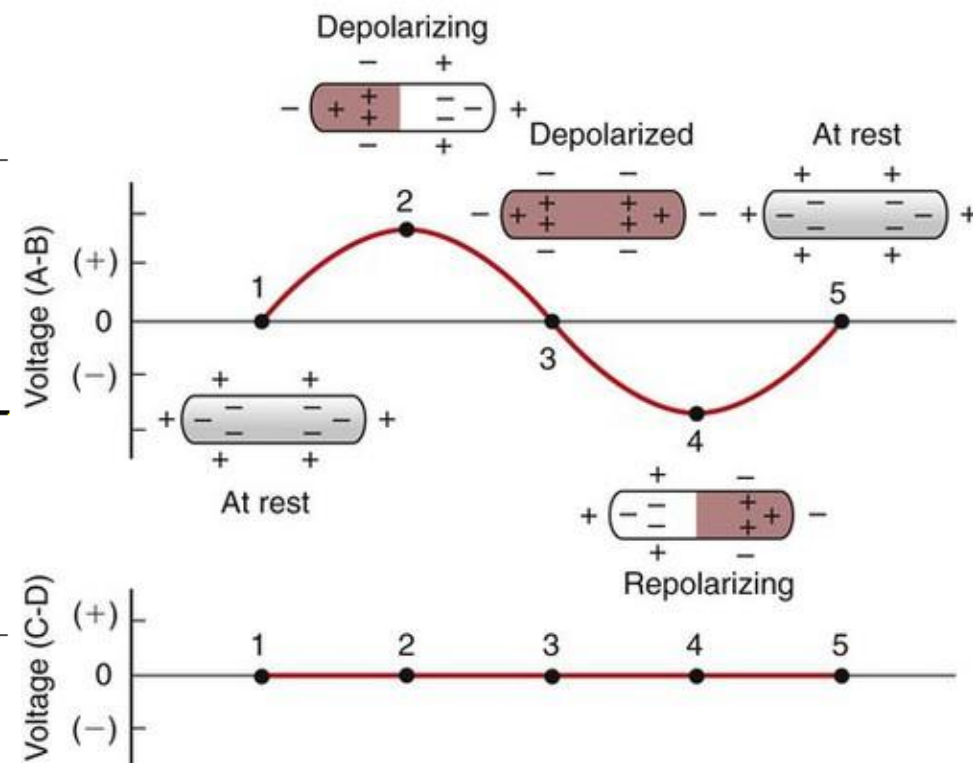
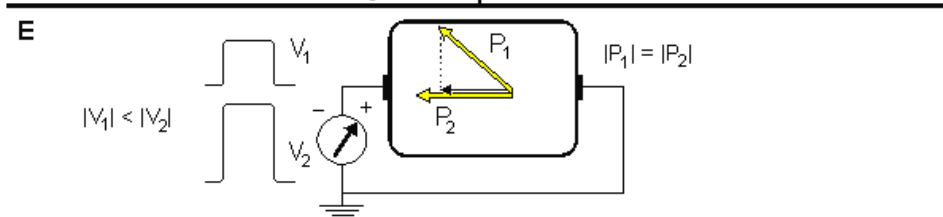
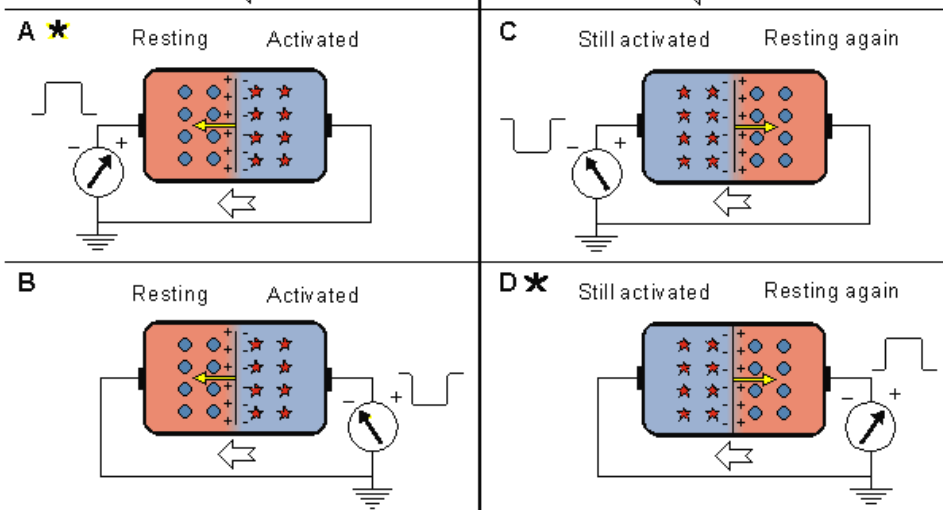
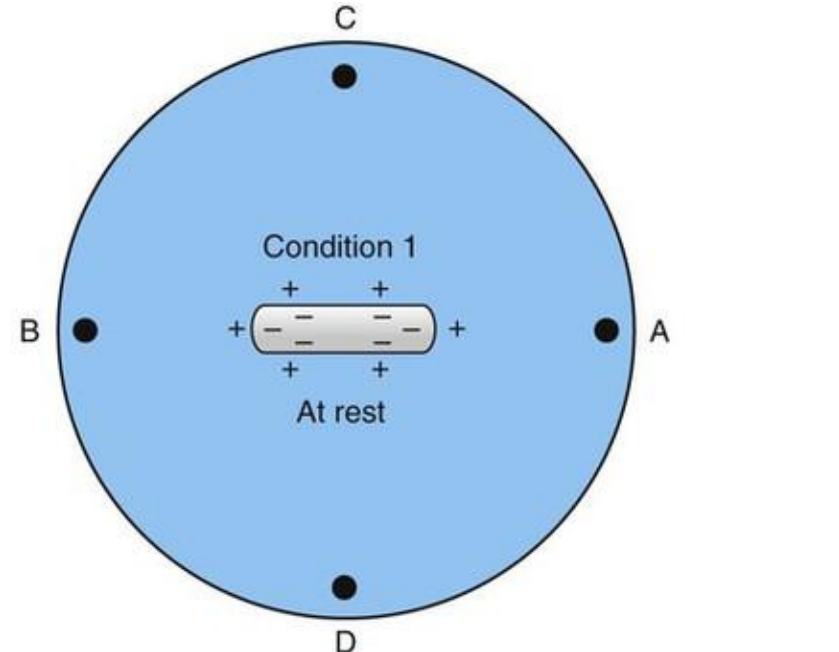
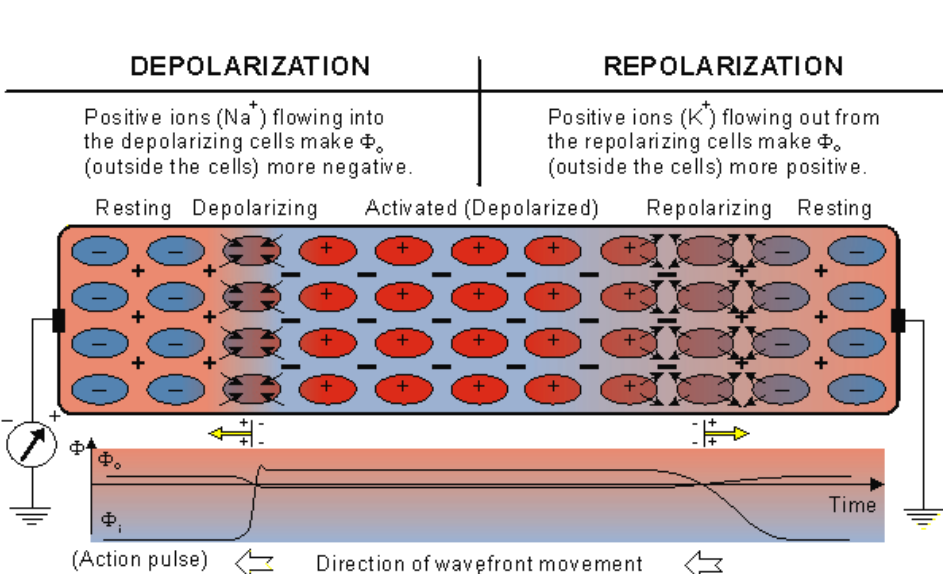


Ha az egész sejt nyugalomban, vagy teljesen depolarizálva van
akkor az elemi dipólusok összege 0



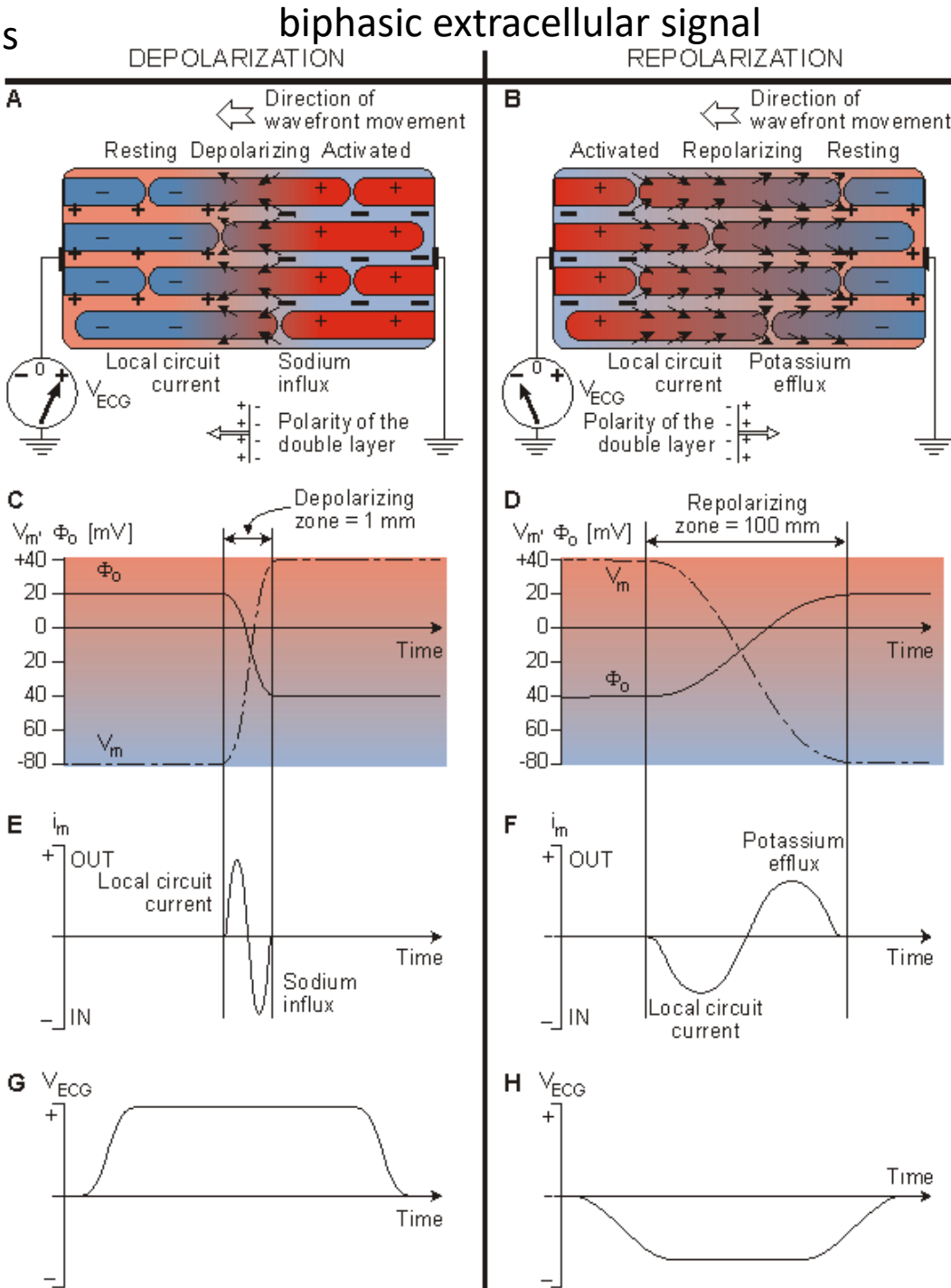
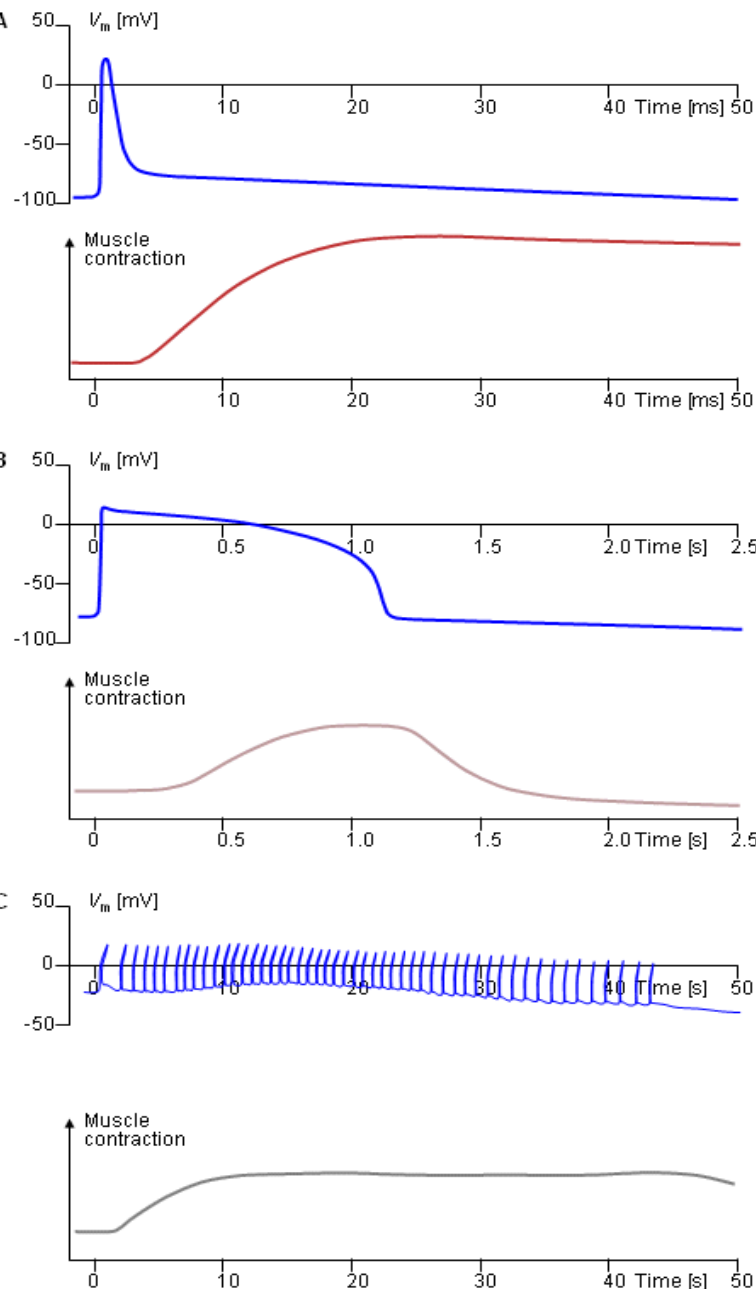
A monopólusok (töltések) összege eleve 0



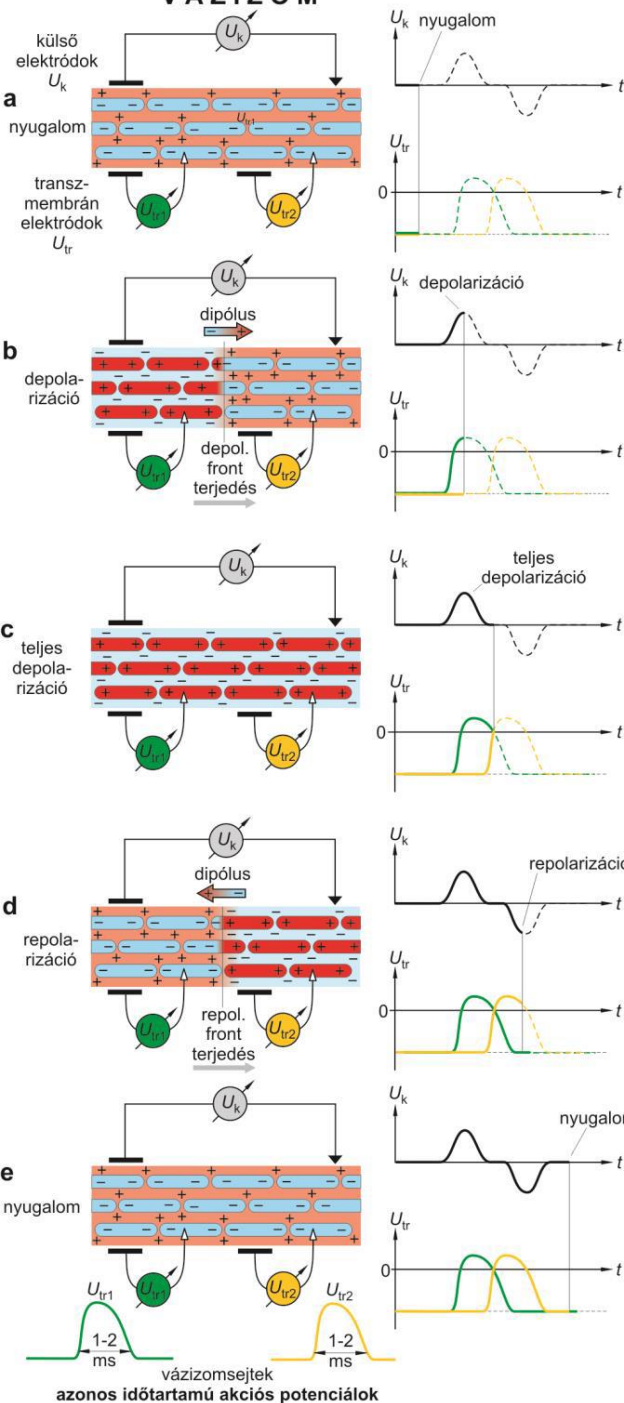


- ★ = Activated (depolarized) cell
- = Resting (repolarized) cell
- ← = Direction of depolarization or repolarization wavefront
- ↔ = Polarity of the double layer and its resultant dipole

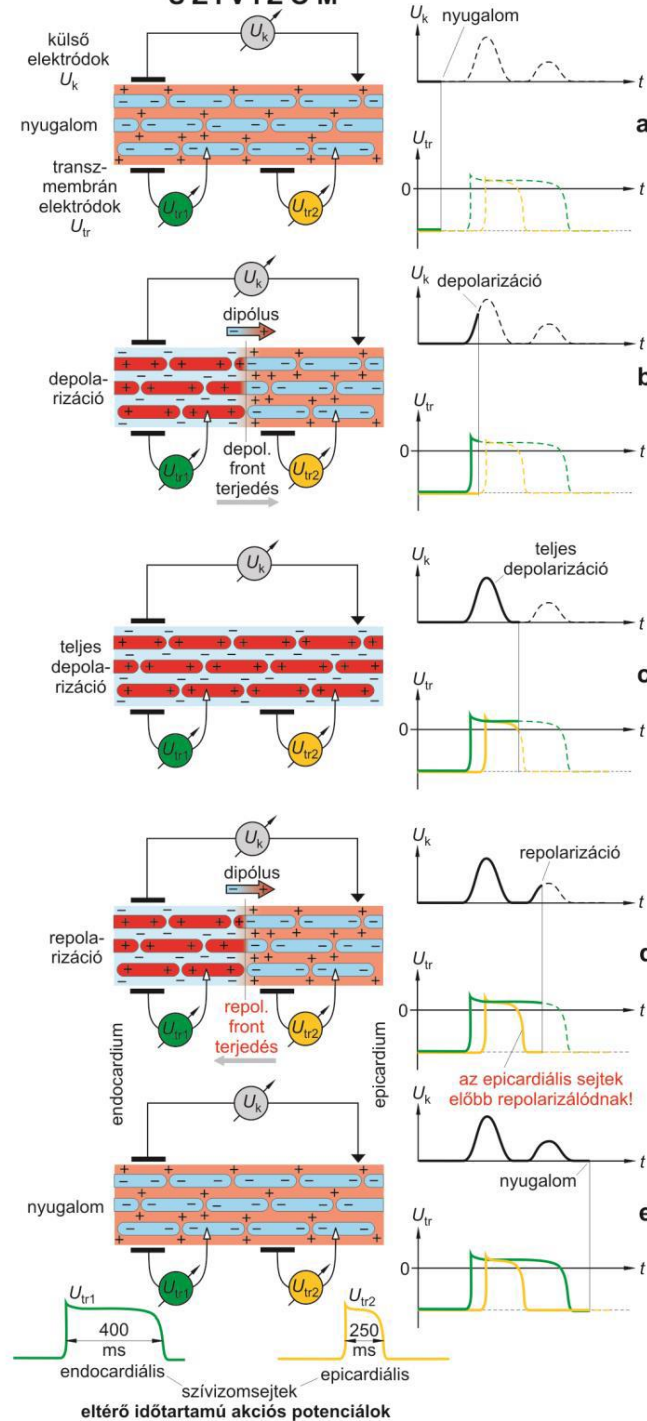
Az izomsejtek kontrakciója és az elektromos aktivitás elválaszthatatlanul összefügg.



VÁZIZOM



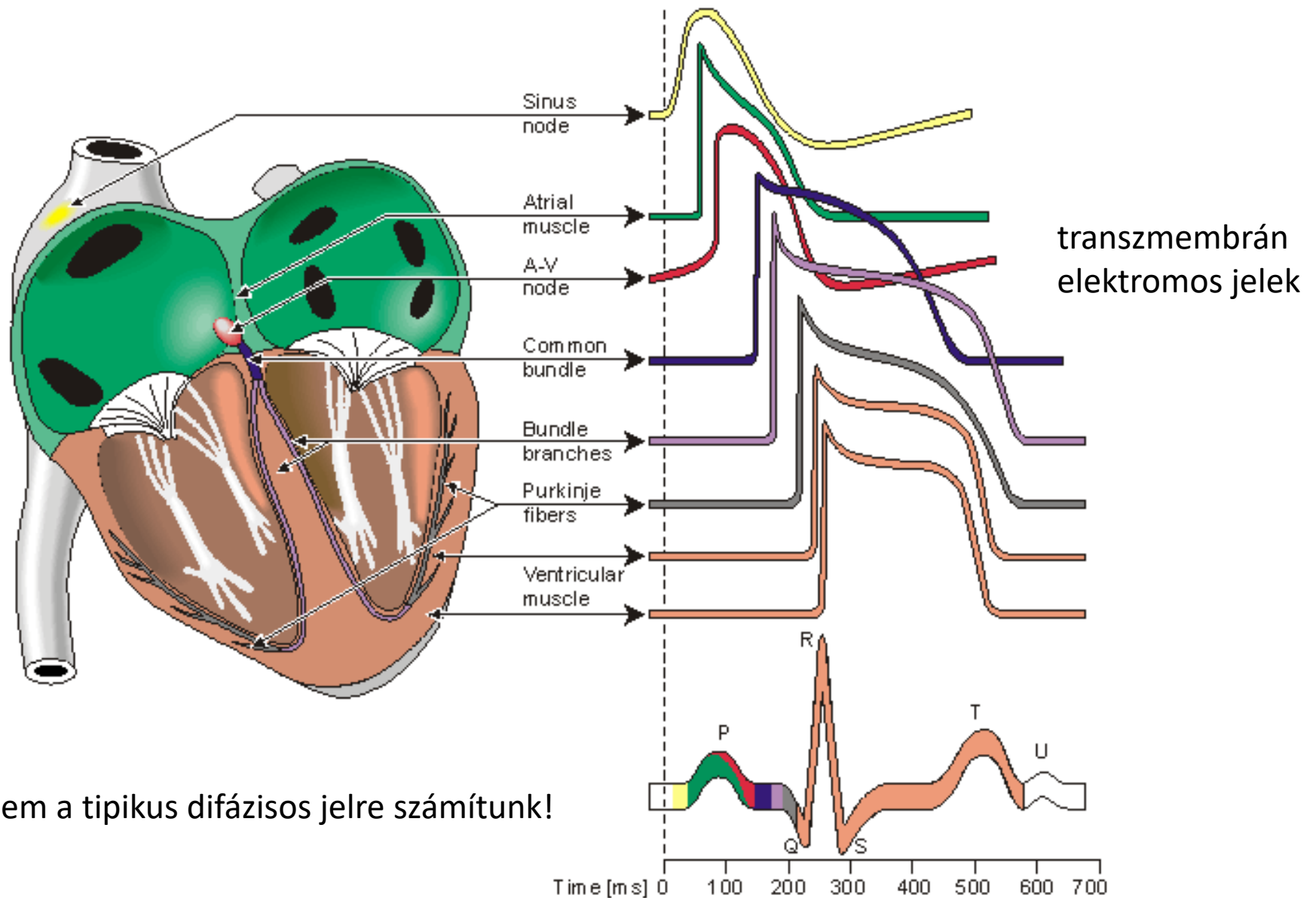
SZÍVIZOM

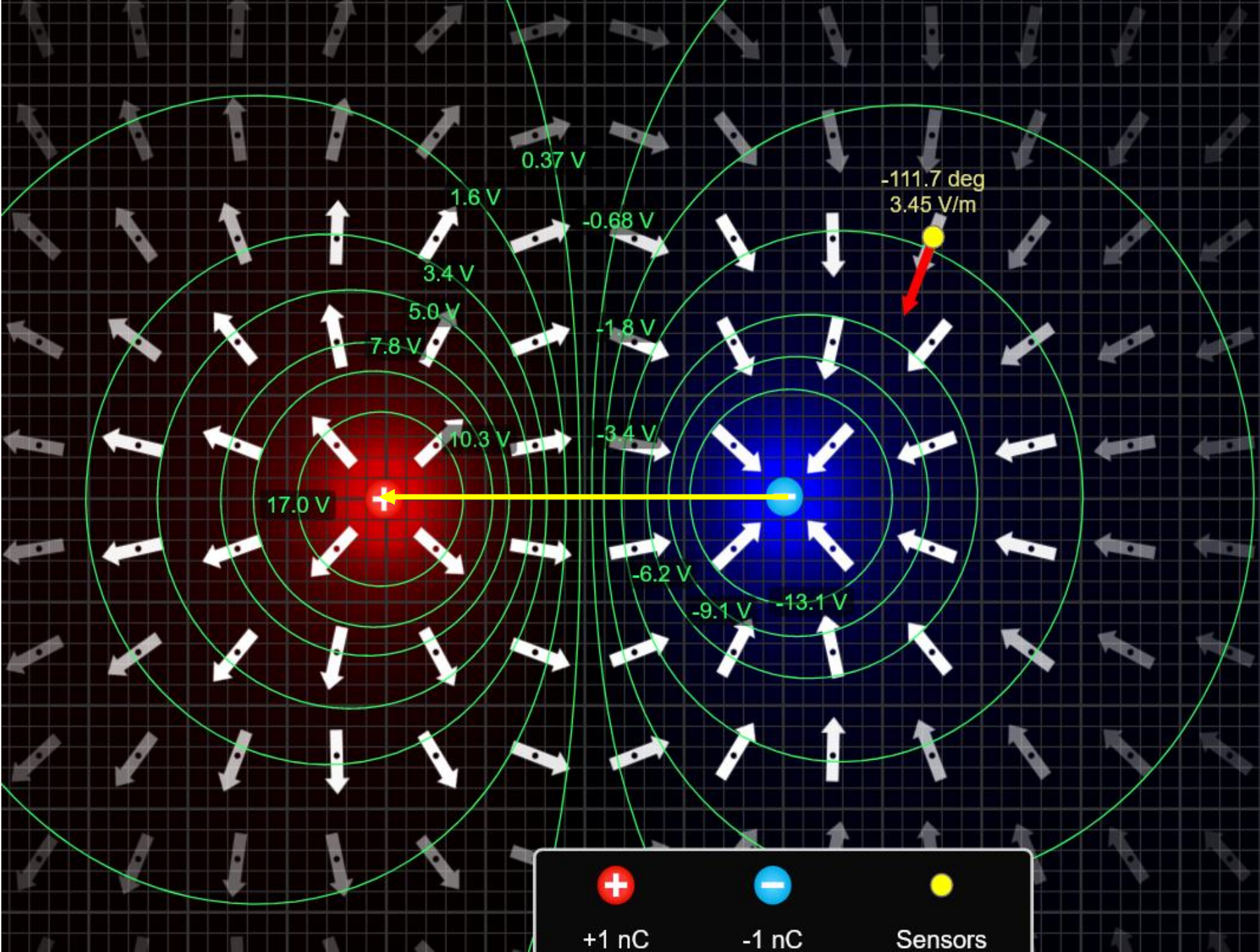


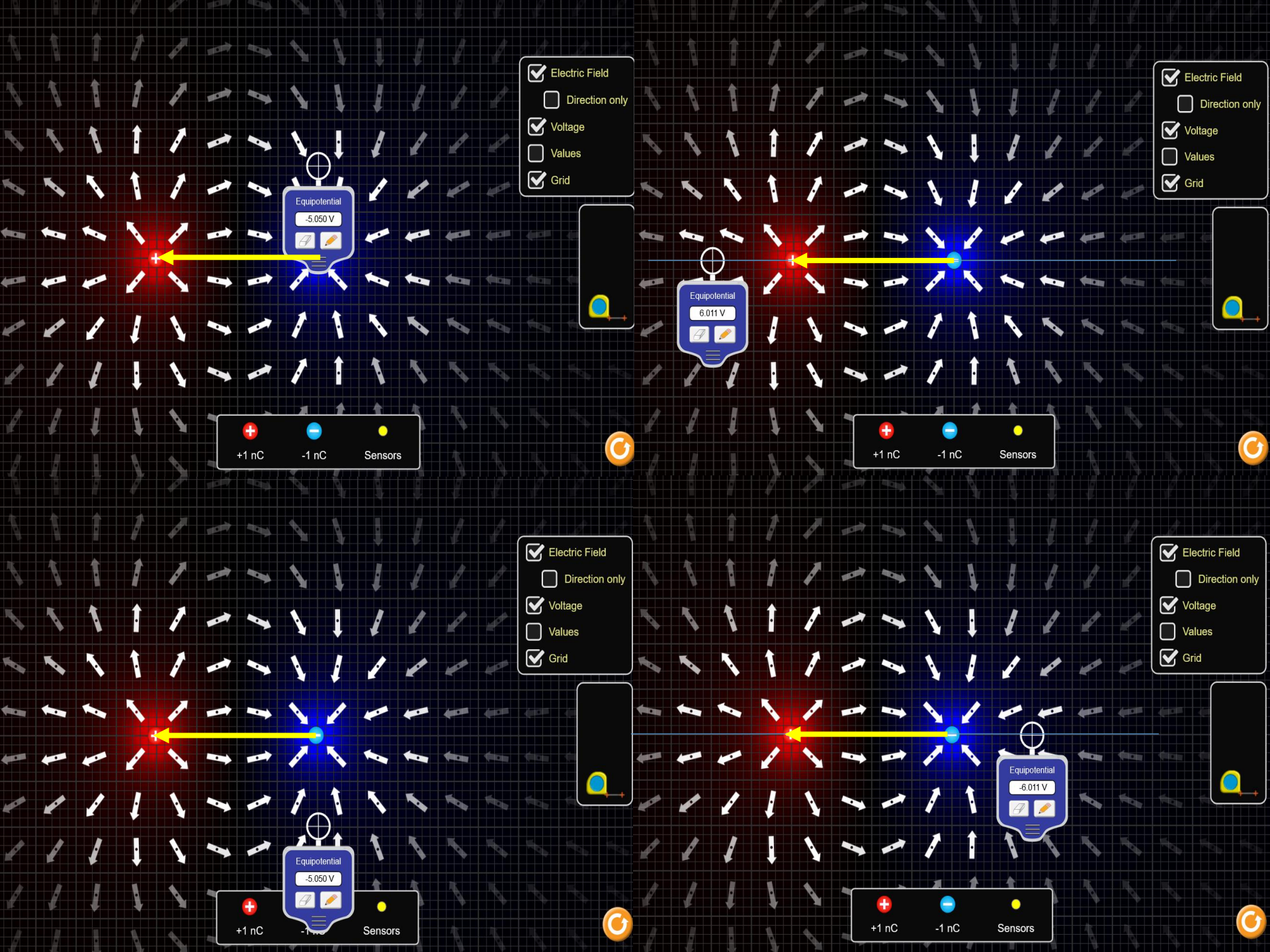
Ha minden sejt egyforma
akkor difázisos
extracelluláris jelet
kapunk -> ld. vázizom

Ha ezzel szemben *térben*
eltérő fajta sejtek
helyezkednek el, akkor a
jel alakja megváltozik az
időben eltérő aktiváció
miatt.

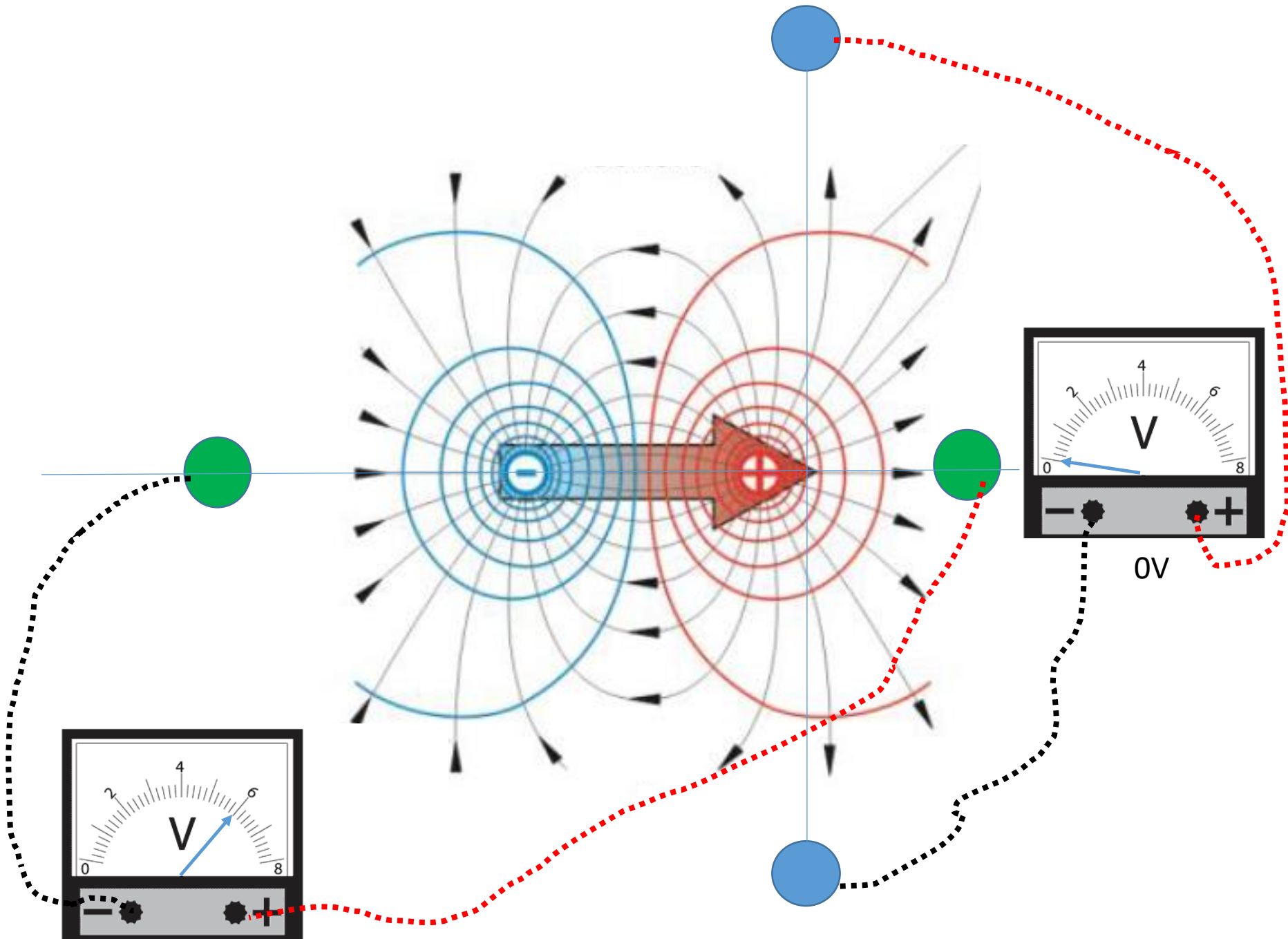
A szívben nagyon sokféle sejttípus együttműködése alakítja ki a funkciót.



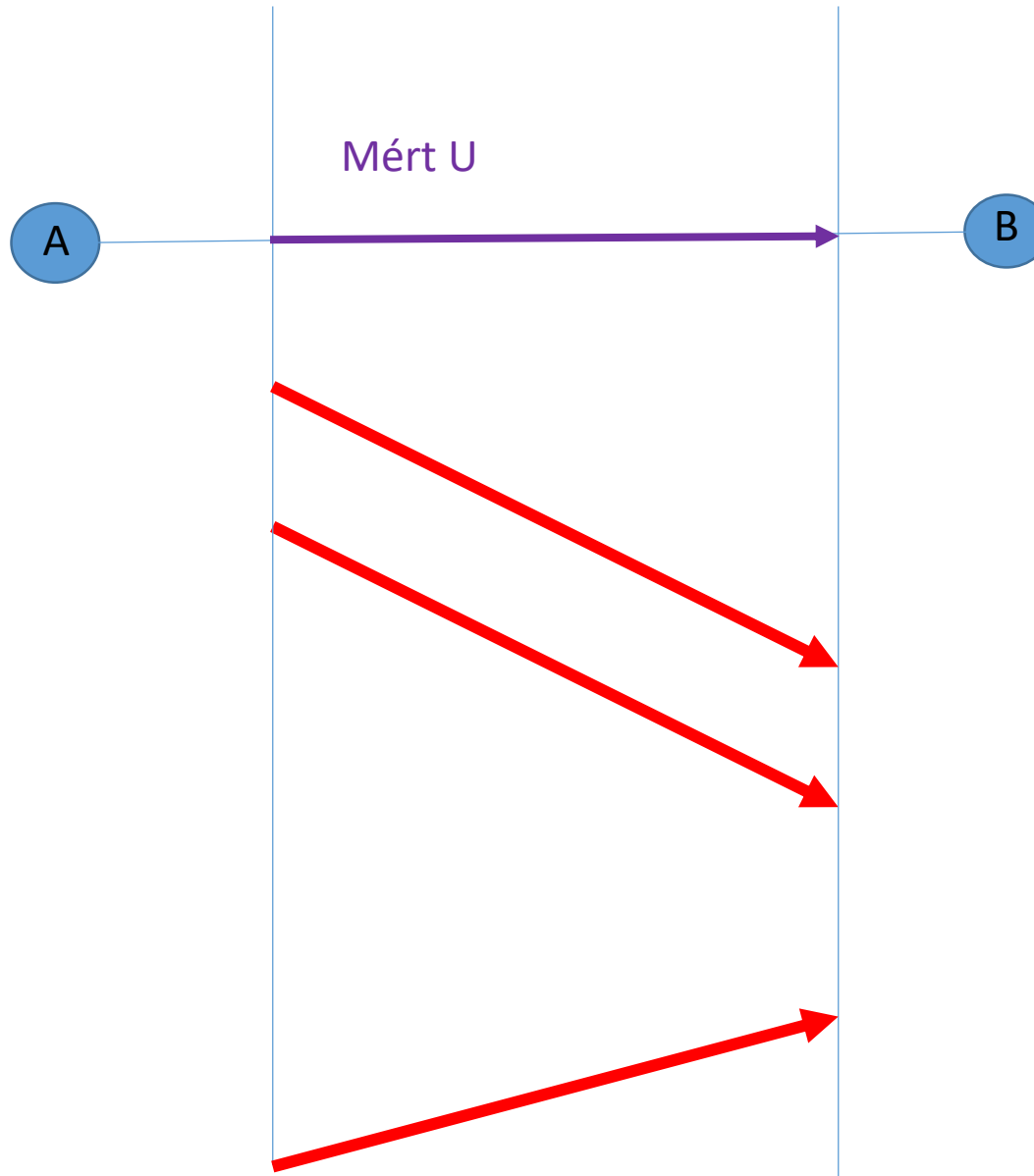


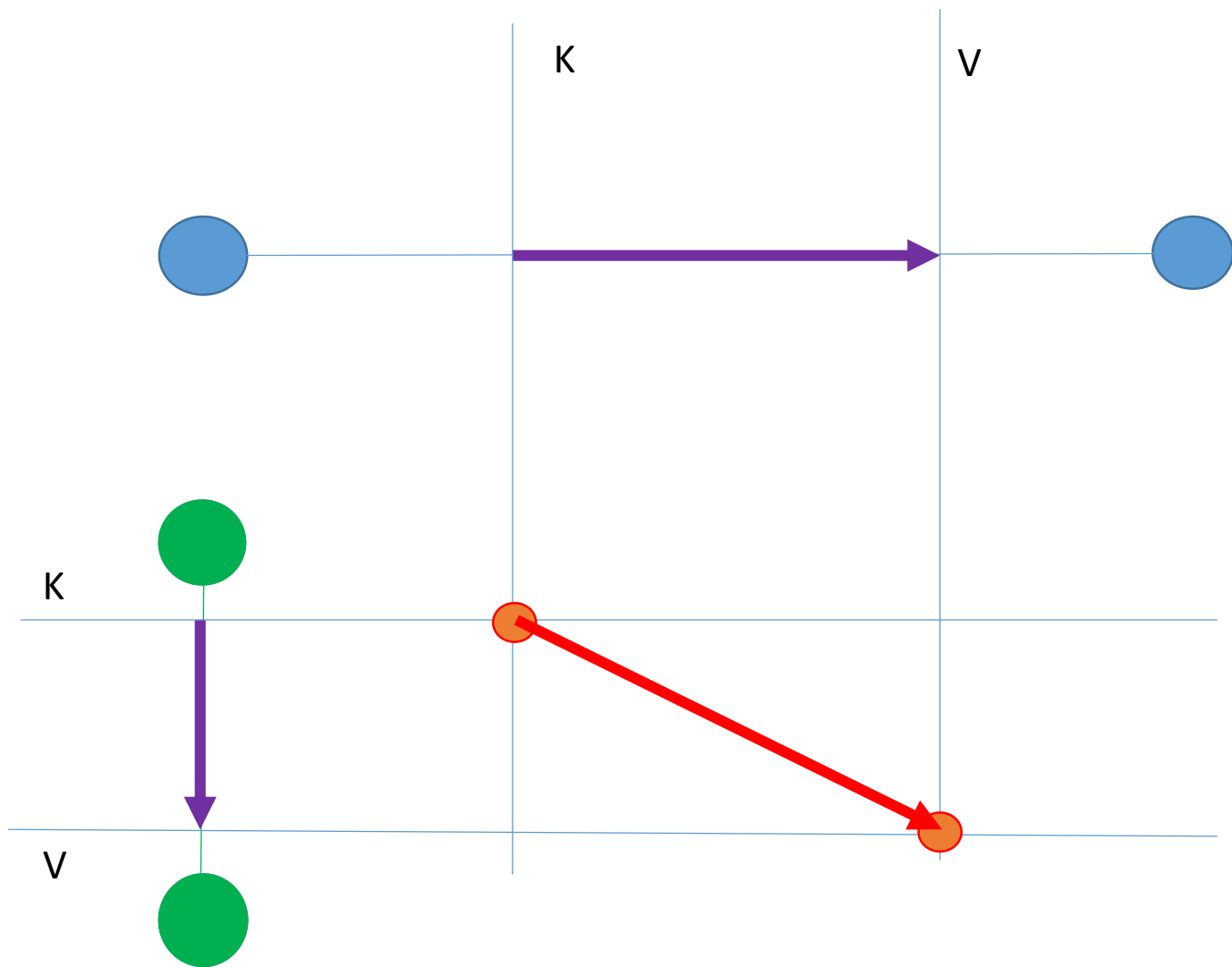


A mért feszültség arányos a dipólus vektor mérőirányra eső vetületével.

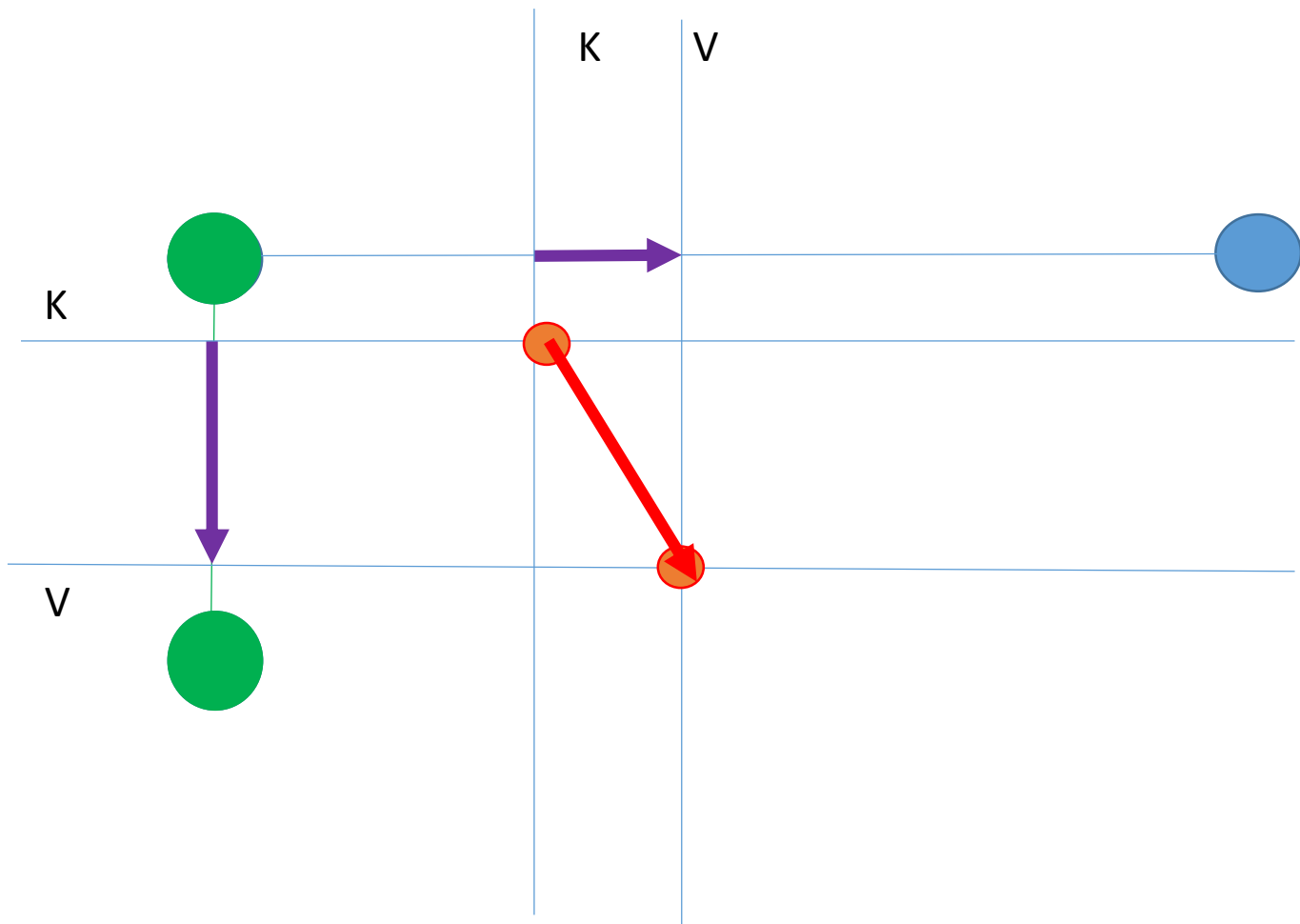


A mért feszültség arányos a dipólus vektor mérőirányra eső vetületével.



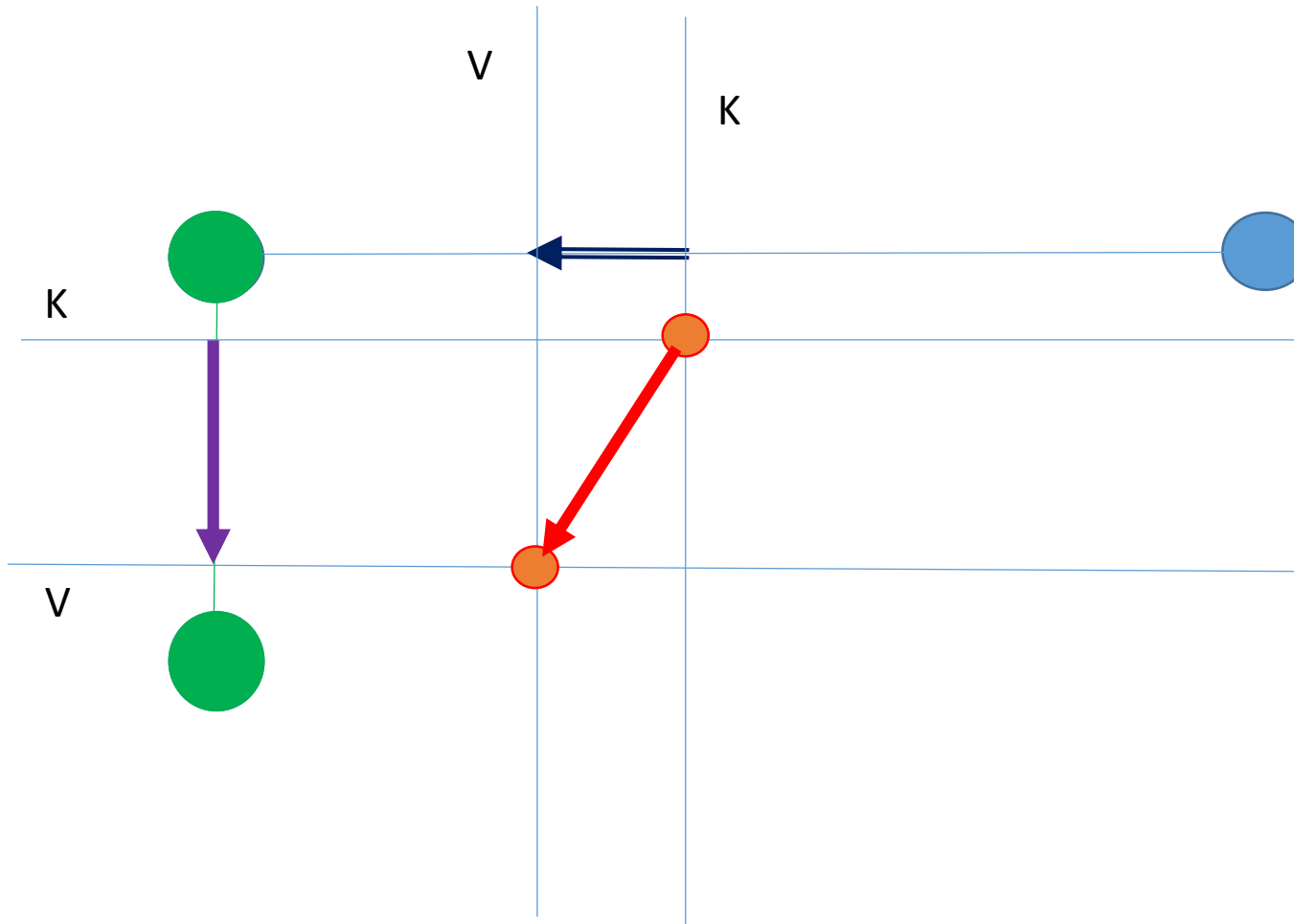


A dipólvektor a vetületeiből rekonstruálható

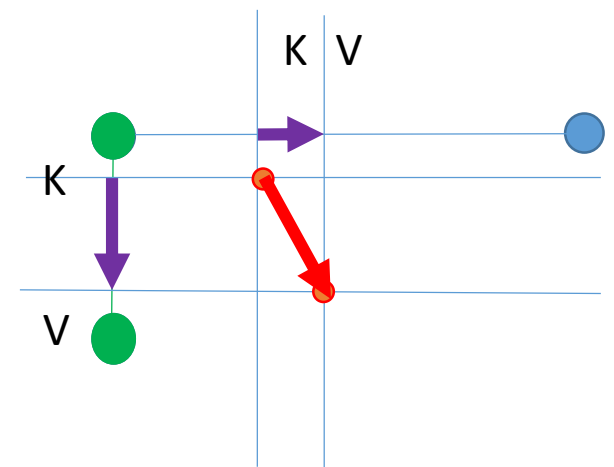


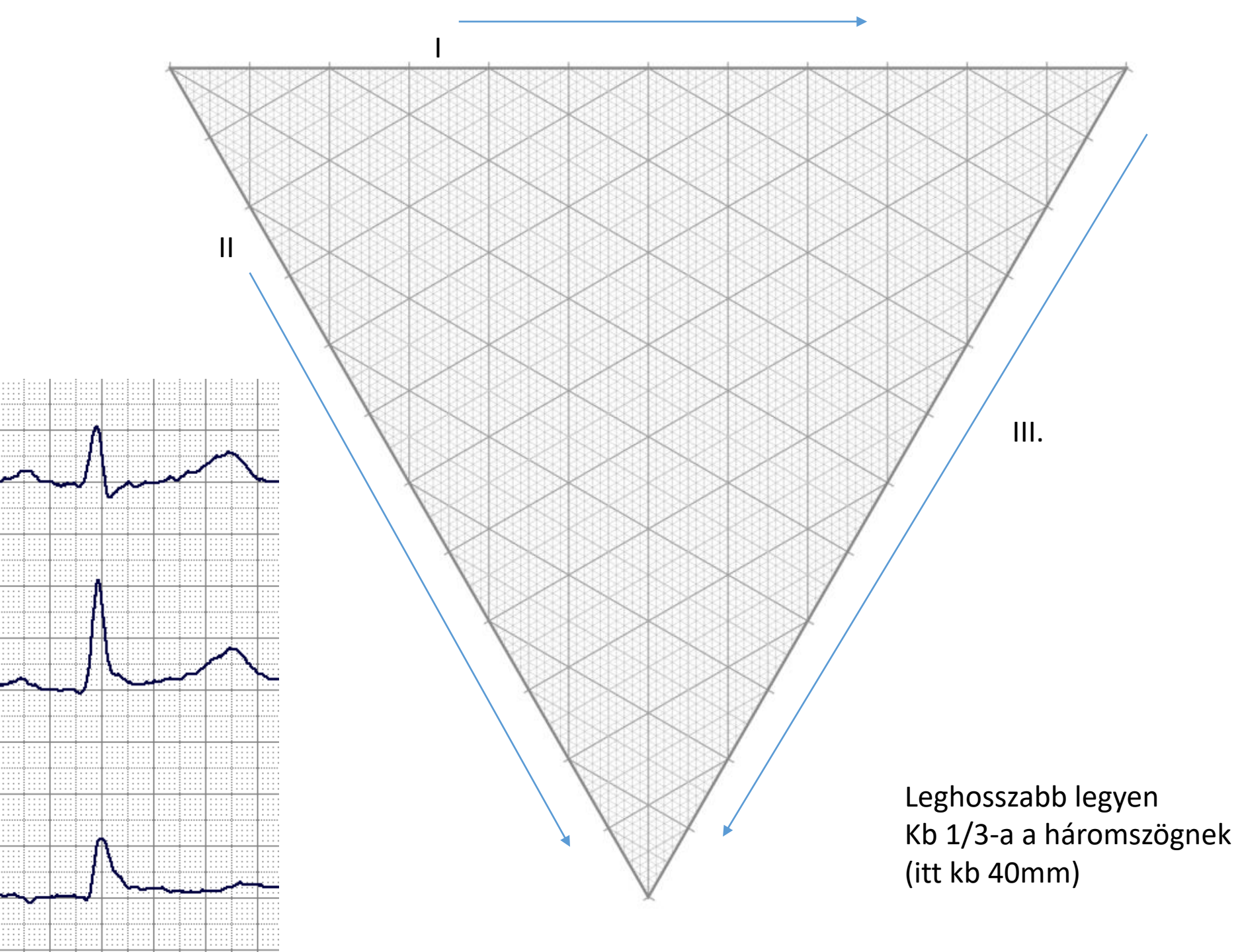
Merőleges elrendezés: hibás mérést nem vesszük észre. (ellenőrizetlen)

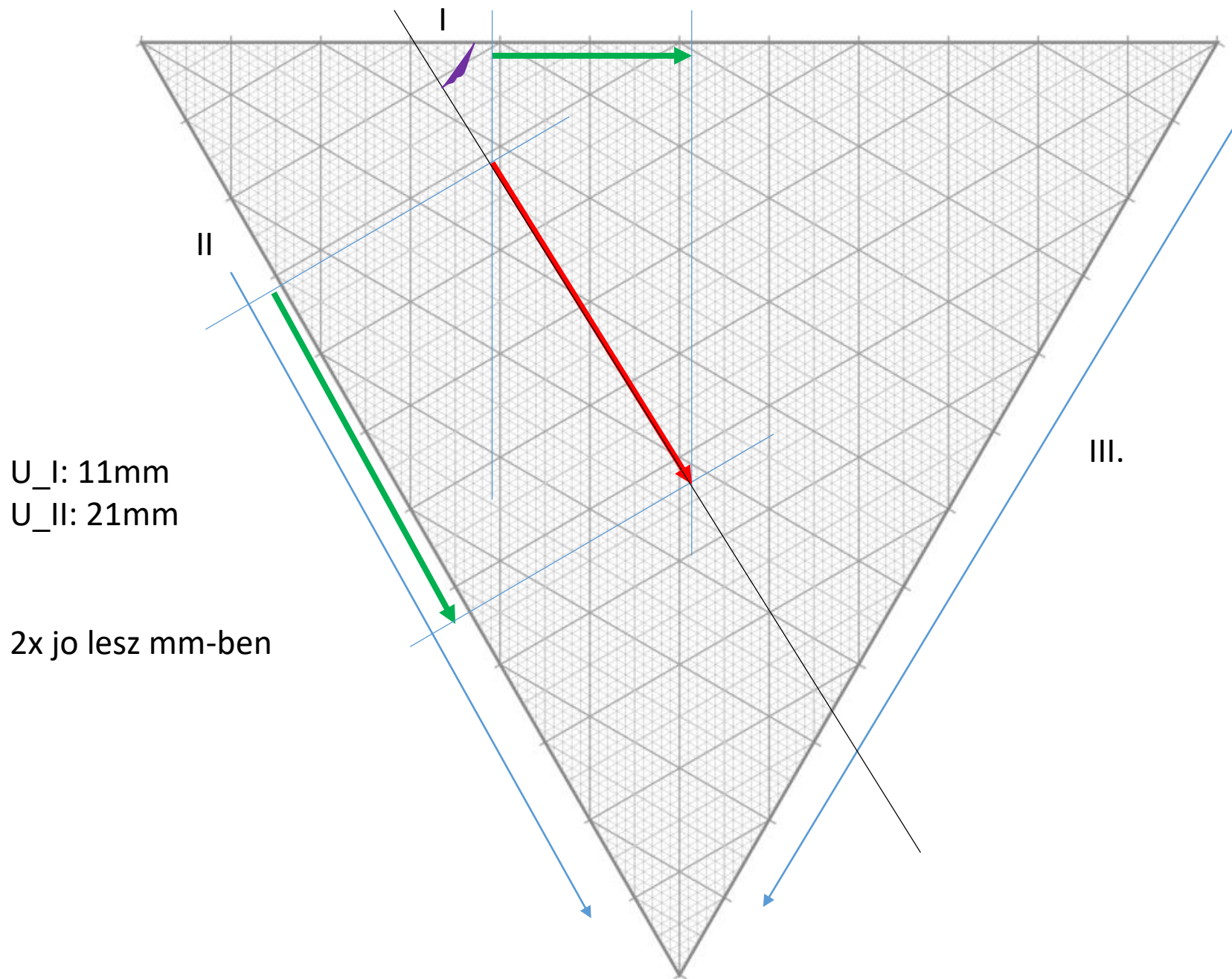
elektródcseré itt



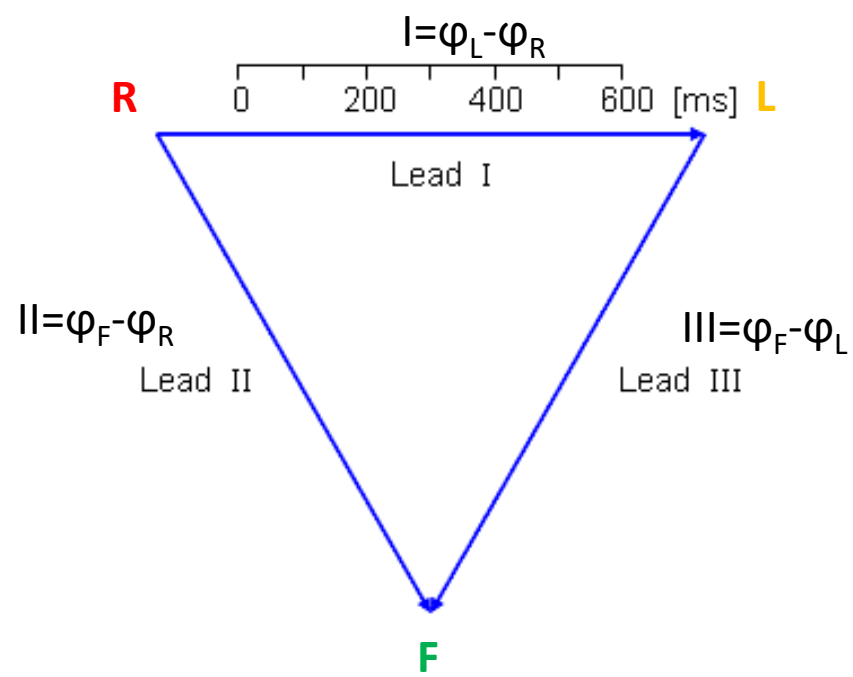
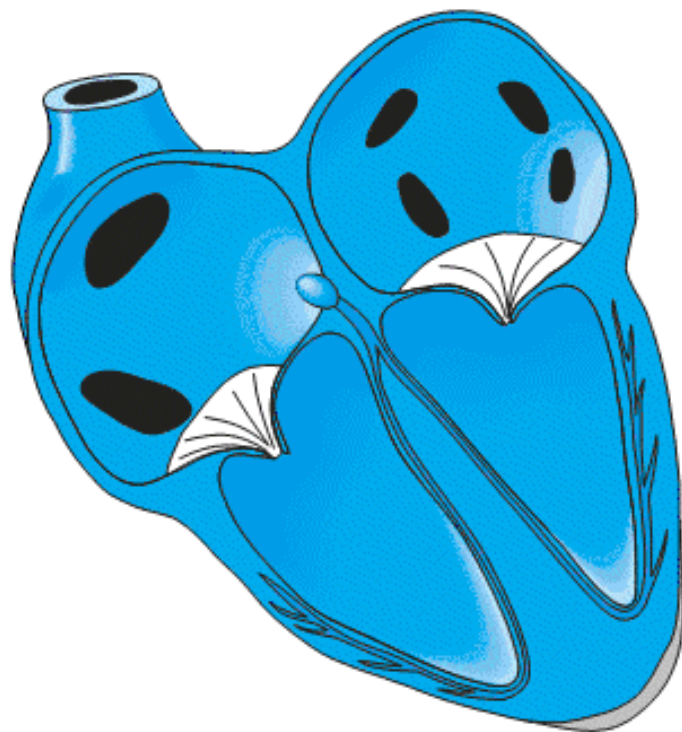
Az ellenőrizetlen elrendezés veszélyes!



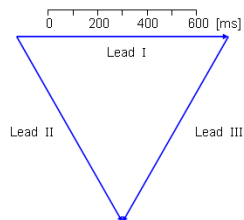
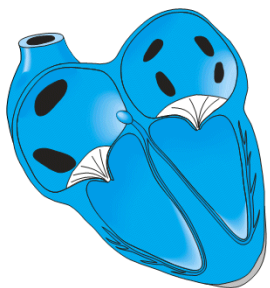




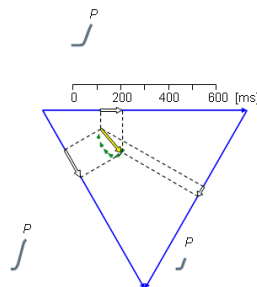
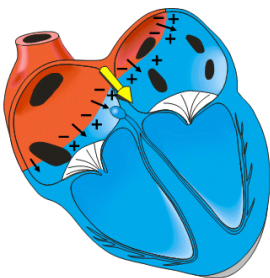
SINUS NODE
0 ms



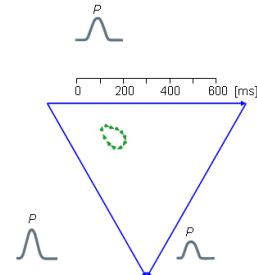
SINUS NODE
0 ms



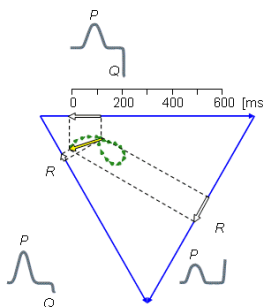
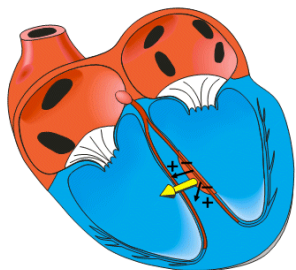
ATRIAL DEPOLARIZATION
80 ms



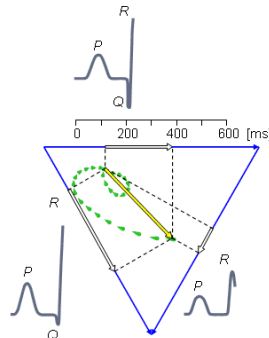
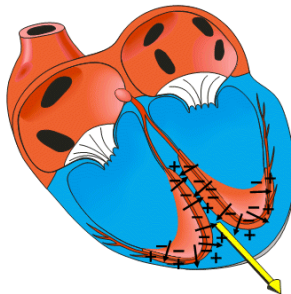
DELAY AT A-V NODE
200 ms



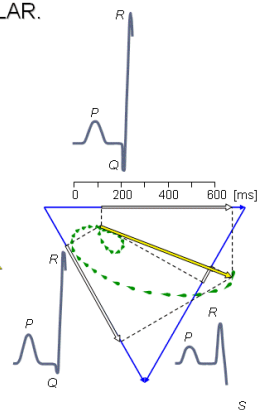
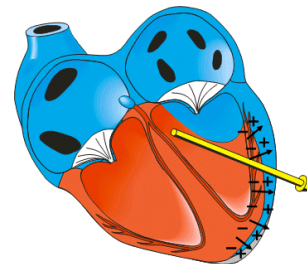
SEPTAL DEPOLARIZATION
220 ms



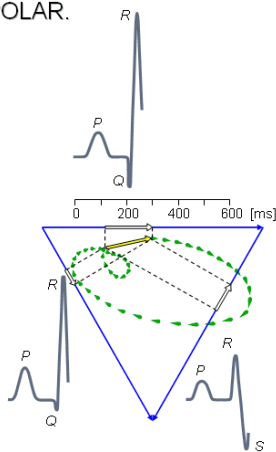
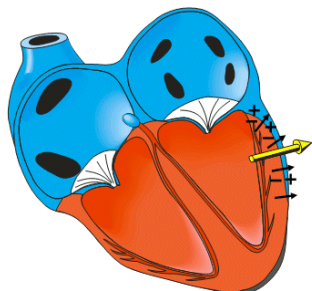
APICAL DEPOLARIZATION
230 ms



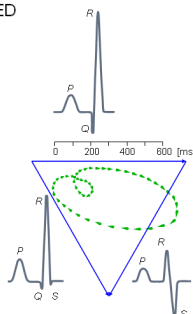
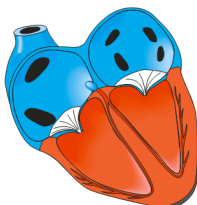
LEFT VENTRICULAR DEPOLAR.
240 ms



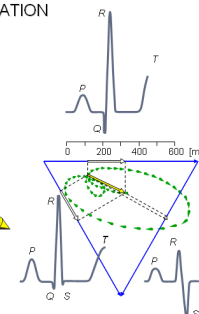
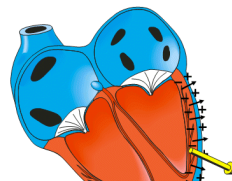
LATE LEFT VENTRICULAR DEPOLAR.
250 ms



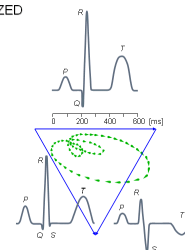
VENTRICLES DEPOLARIZED
350 ms

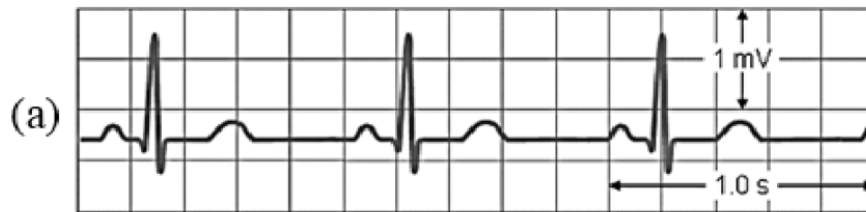


VENTRICULAR REPOLARIZATION
450 ms



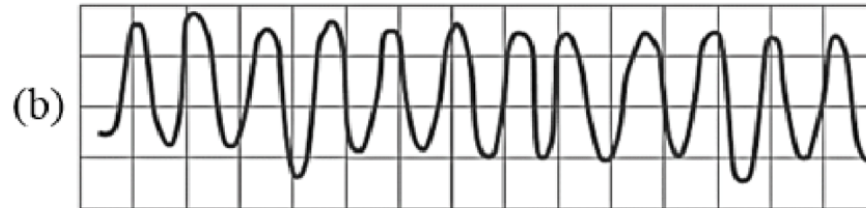
VENTRICLES REPOLARIZED
600 ms





(a) Normal Sinus Rhythm

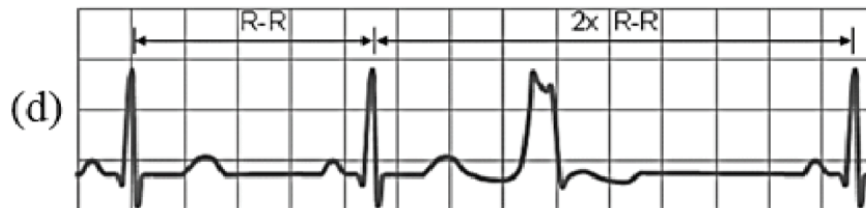
csaknem minden funkcionális
zavar EKG jel változással jár!
-> diagnózis



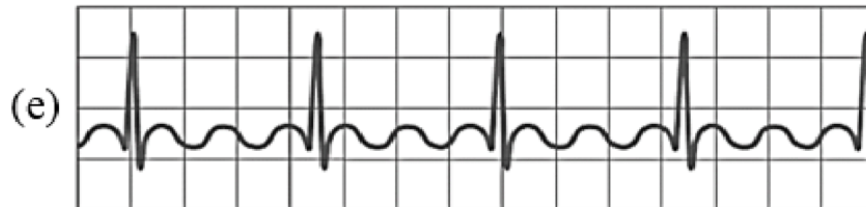
(b) Ventricular Fibrillation



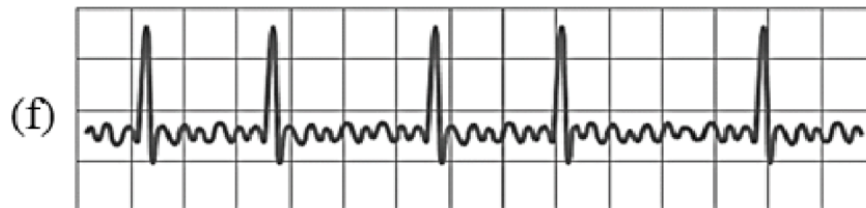
(c) Atrioventricular Block



(d) Premature Ventricular Contraction

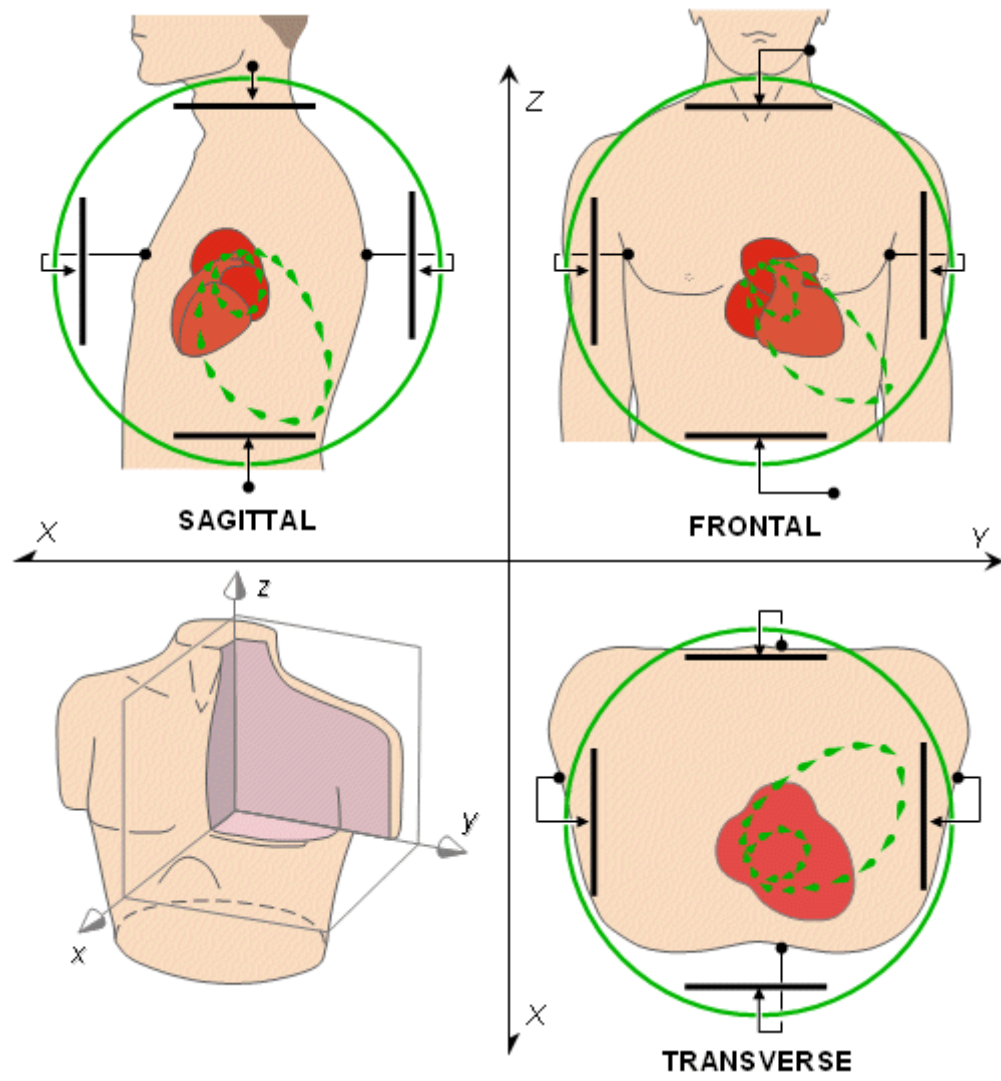


(e) Atrial Flutter

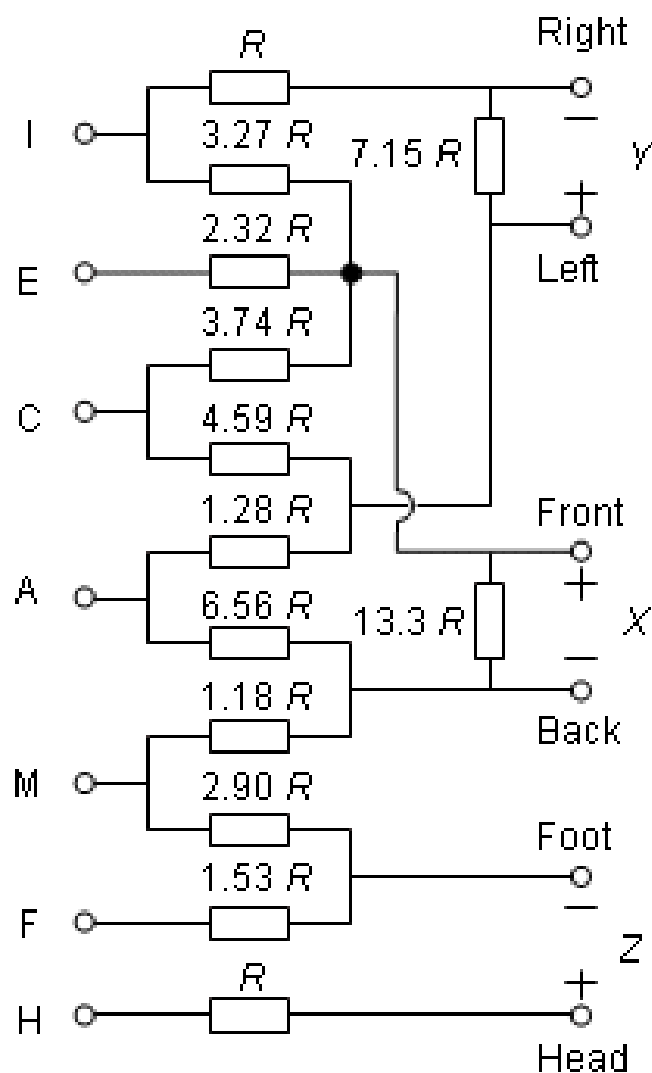


(f) Atrial Fibrillation.

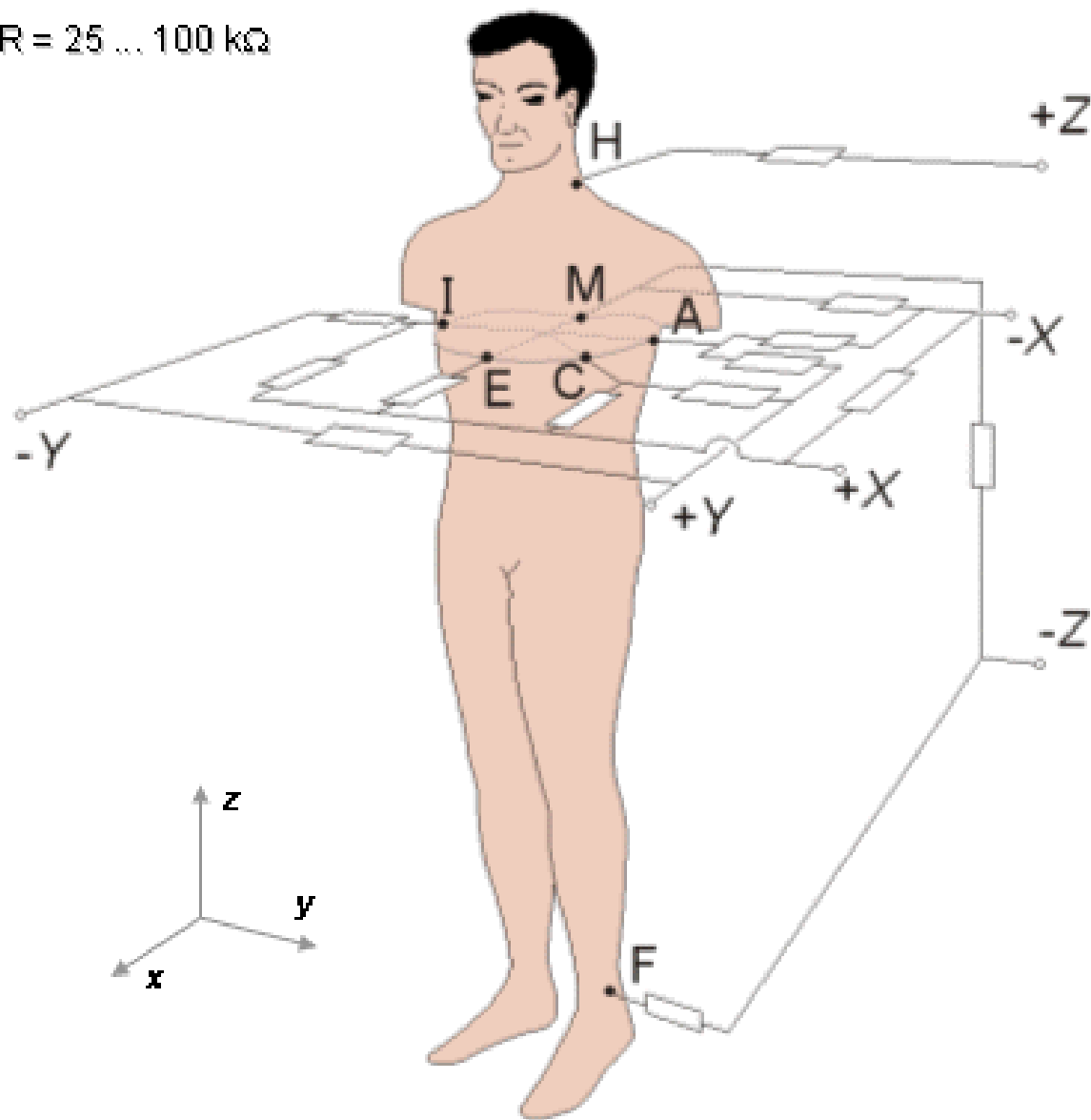
Vektorkardiográfia

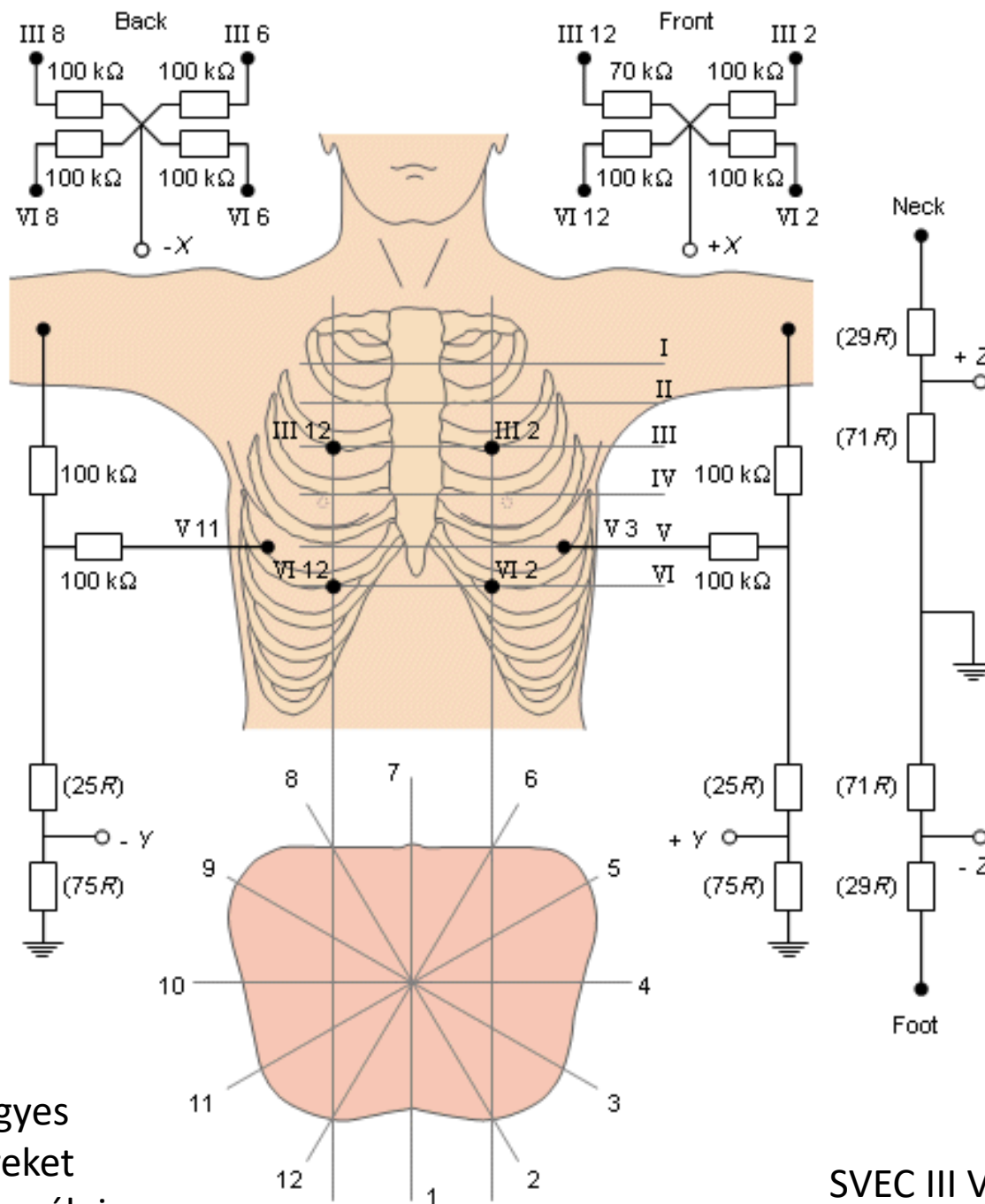


Frank Lead Matrix



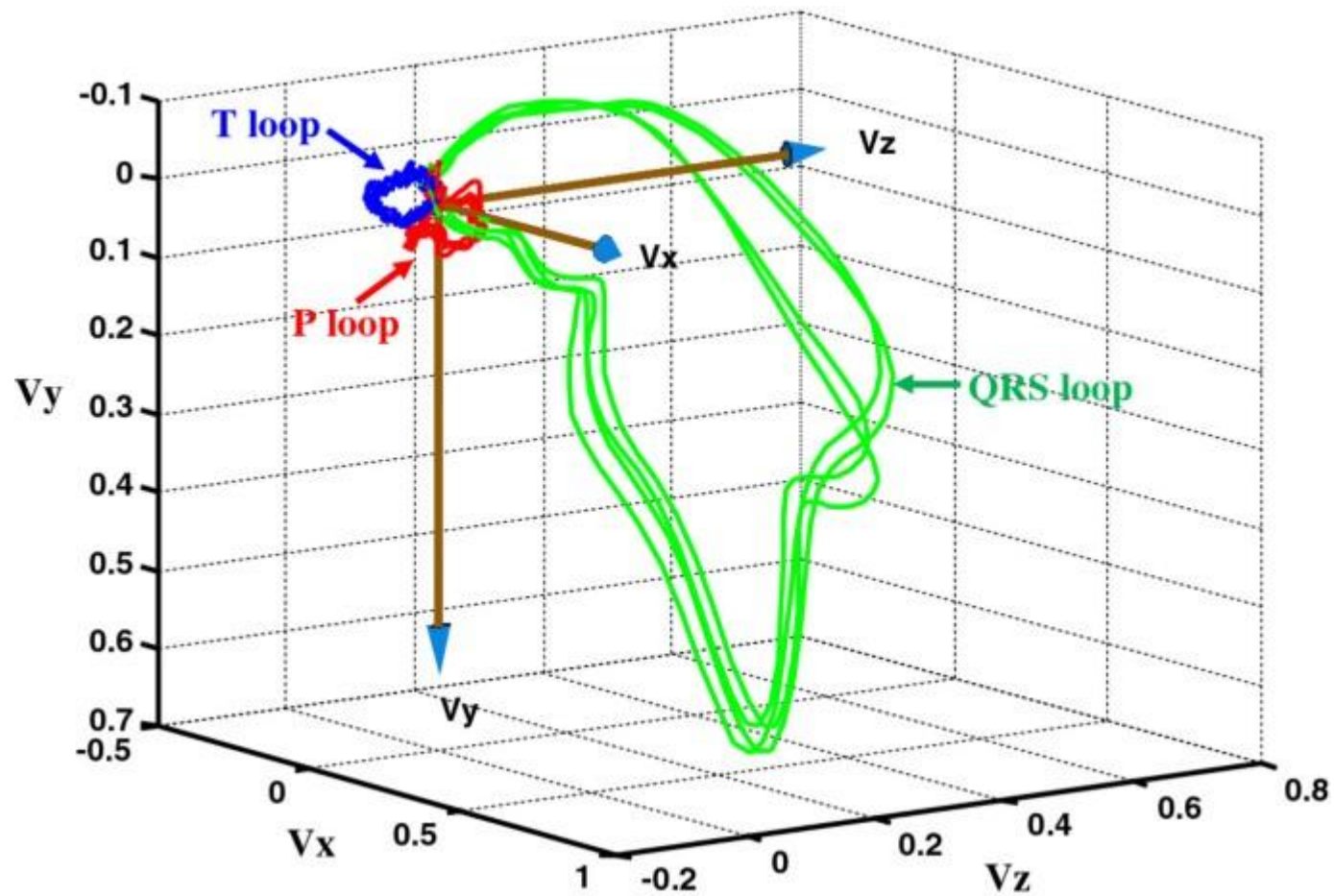
$R = 25 \dots 100 \text{ k}\Omega$



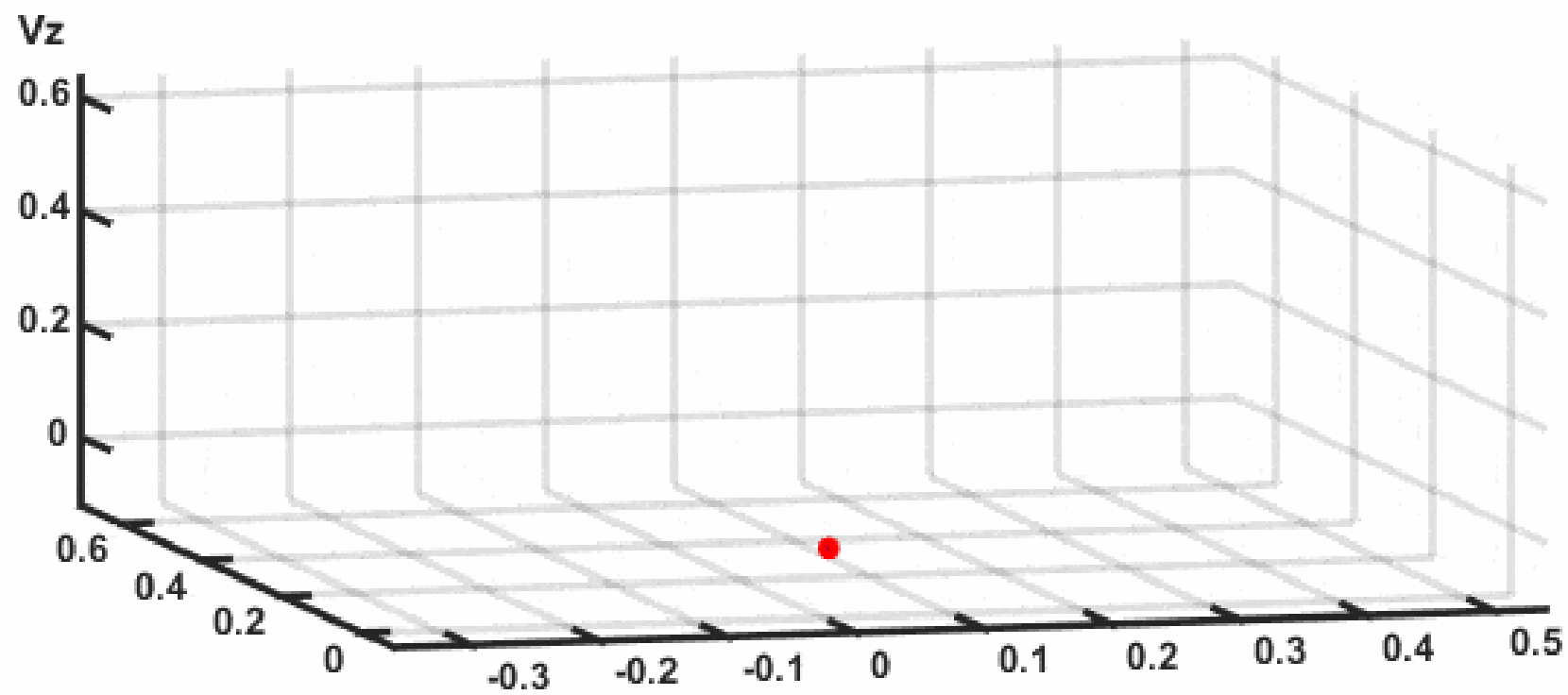
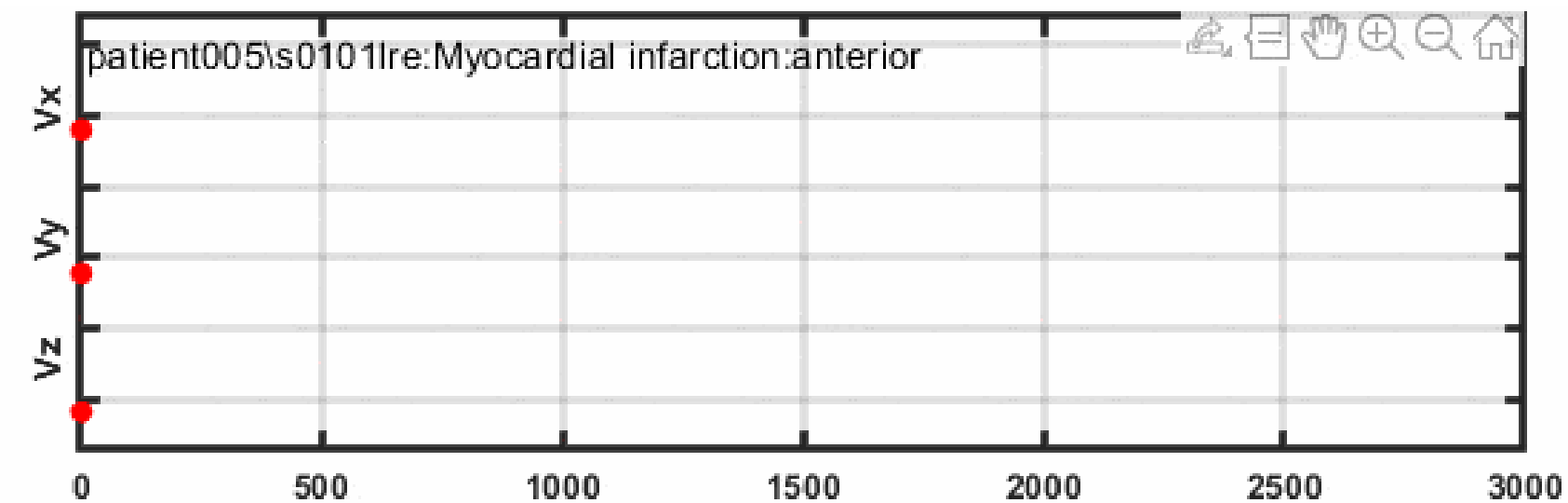


sajnos nem lehet
egyértelműen az egyes
elvezetési rendszereket
egymásba transzformálni.

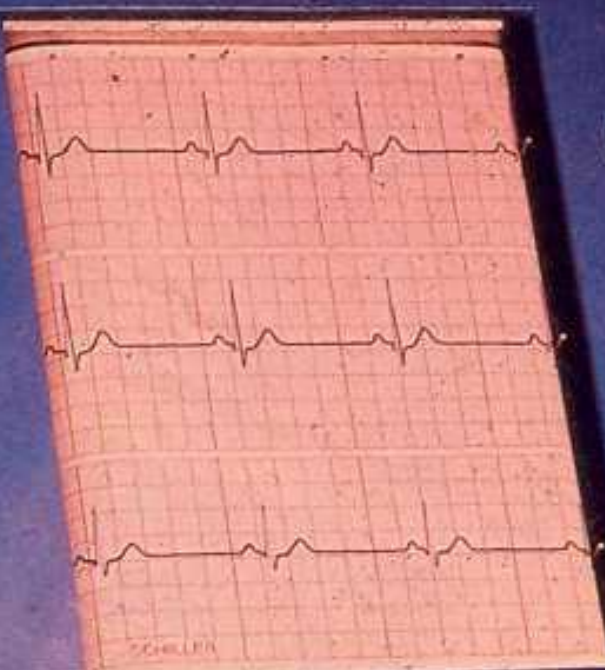
SVEC III VCG lead system.



3D időbeli dipól vektor reprezentáció



SCHILLER
Switzerland

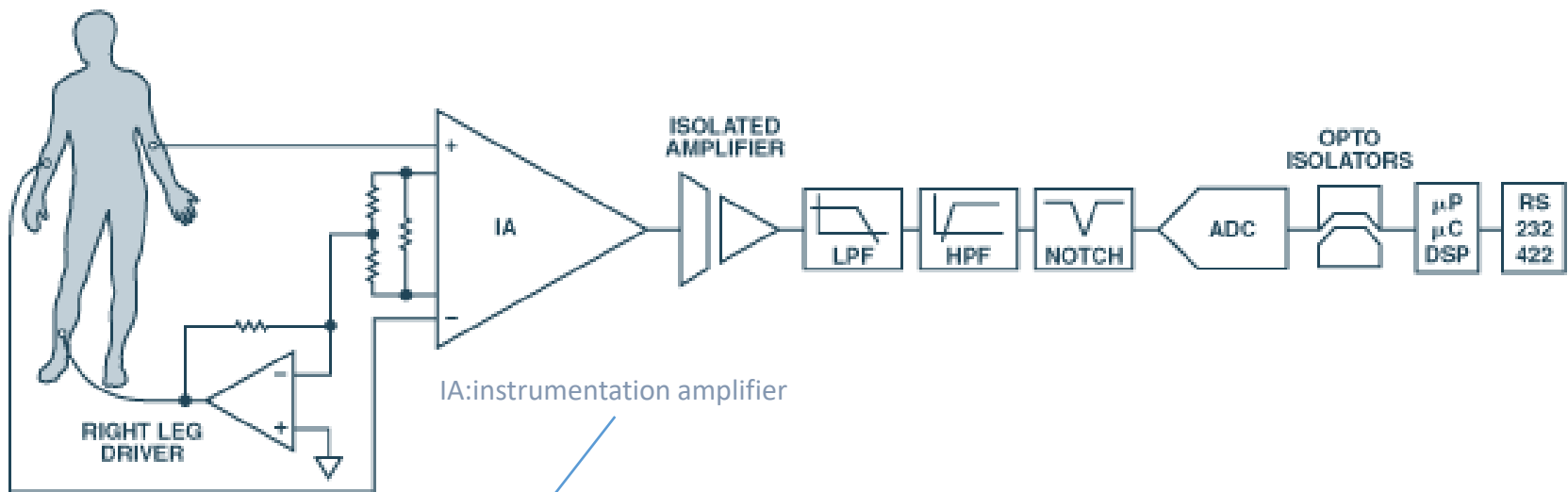


CAL	I II III	aVR aVL aVF
V1 V2 V3	V4 V5 V6	X Y Z
V1/2	0.25 cm/mV	0.5 cm/mV
1 mV	1.0 cm/mV	2.0 cm/mV

POWER OFF ON BATTERY

MAN START AUTO START STOP RESET

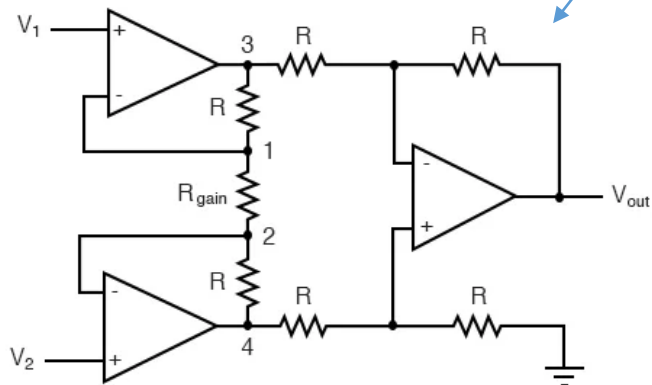
HEART RATE 79



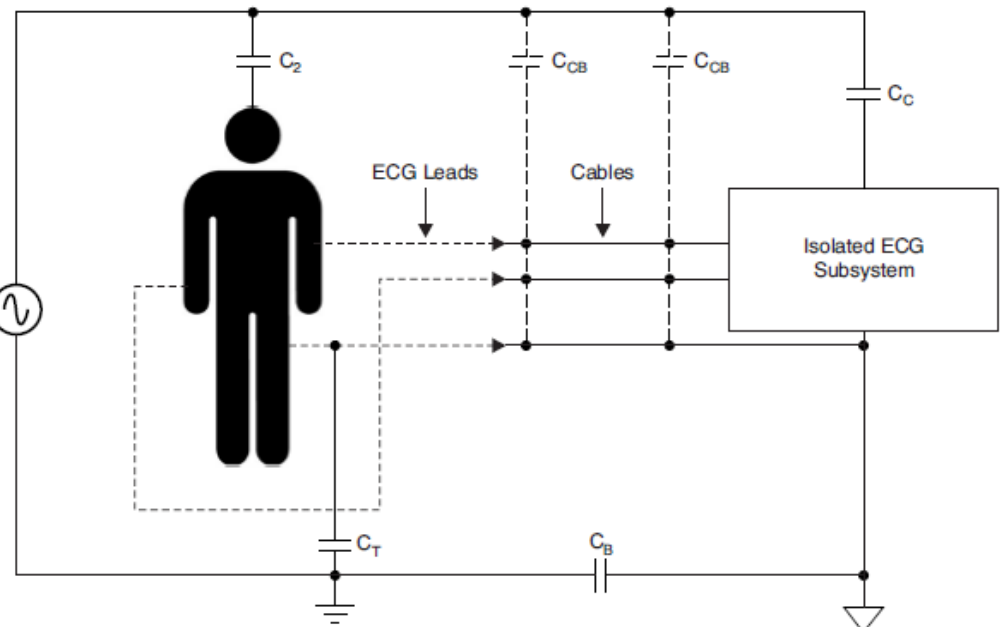
Kapacitásokon keresztül többféle frekvenciájú zaj kerül be az emberi szervezetbe:

50/60 Hz hálózat

$16 \frac{2}{3}$ Hz vagy 25 Hz vasúti hálózat

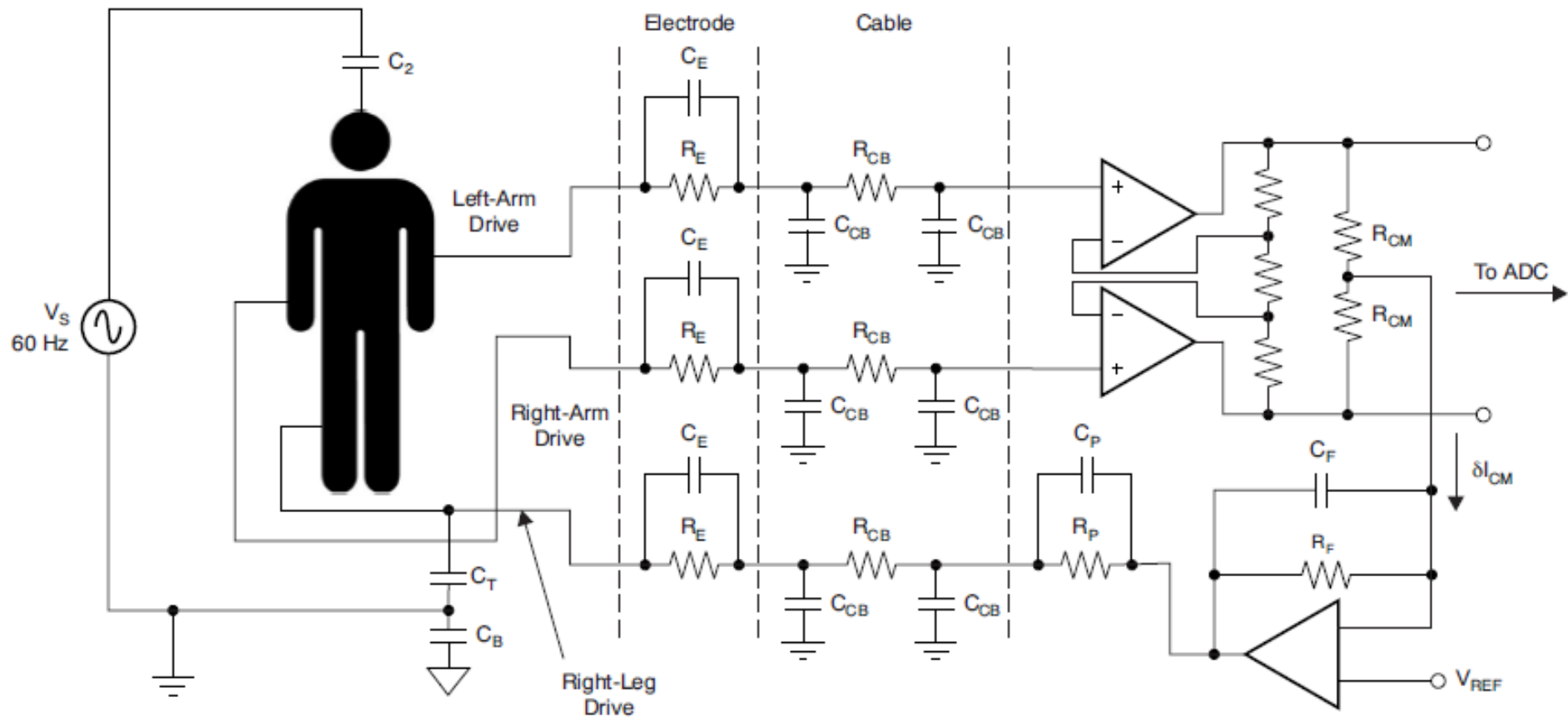


120/240 V_{AC}
50 Hz/60 Hz



valójában az **F** (jobb láb) nem csak bement, a CMR jelet invertálva visszavezetik, így a **közös módusú elnyomás** jelentősen javul. (-96dB a RLD feedback nélkül -60dB)

CMR

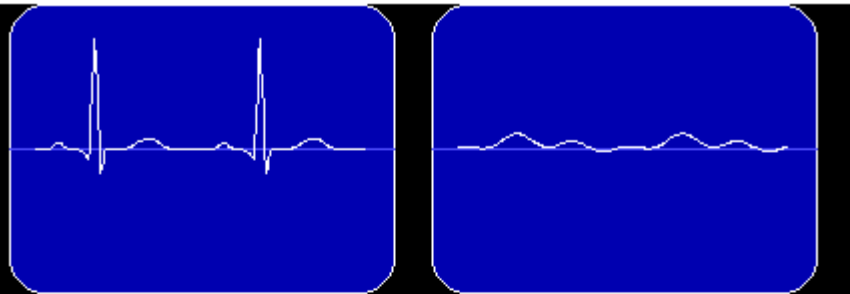


egy csatorna felépítése

$$Signal(t) \longleftrightarrow \sum_i A_i \cdot \sin(\omega_i t) + B_i \cos(\omega_i t)$$

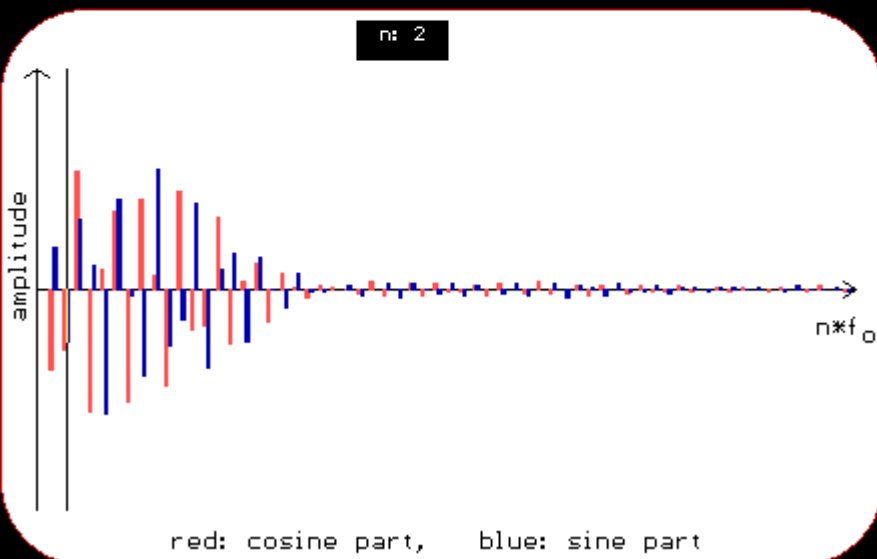
az első néhány komponens

DOSBox 0.74-3, Cpu speed: 3000 cycles, Frameskip 0, Program: FOURIERA



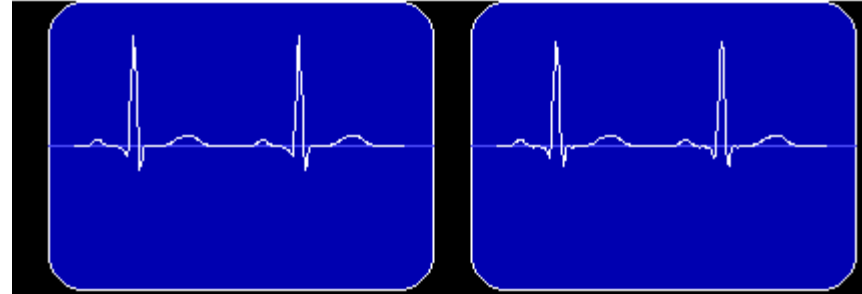
original signal

modified signal



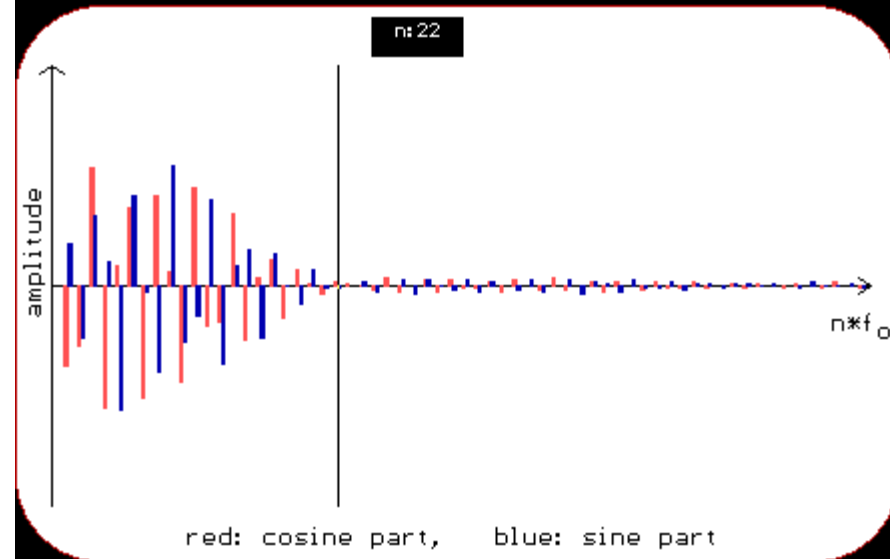
a teljes szükséges tartomány

DOSBox 0.74-3, Cpu speed: 3000 cycles, Frameskip 0, Program: FOURIERA



original signal

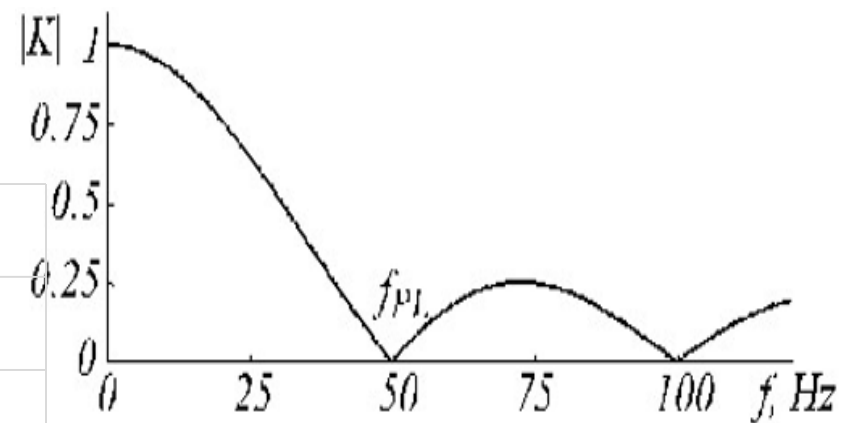
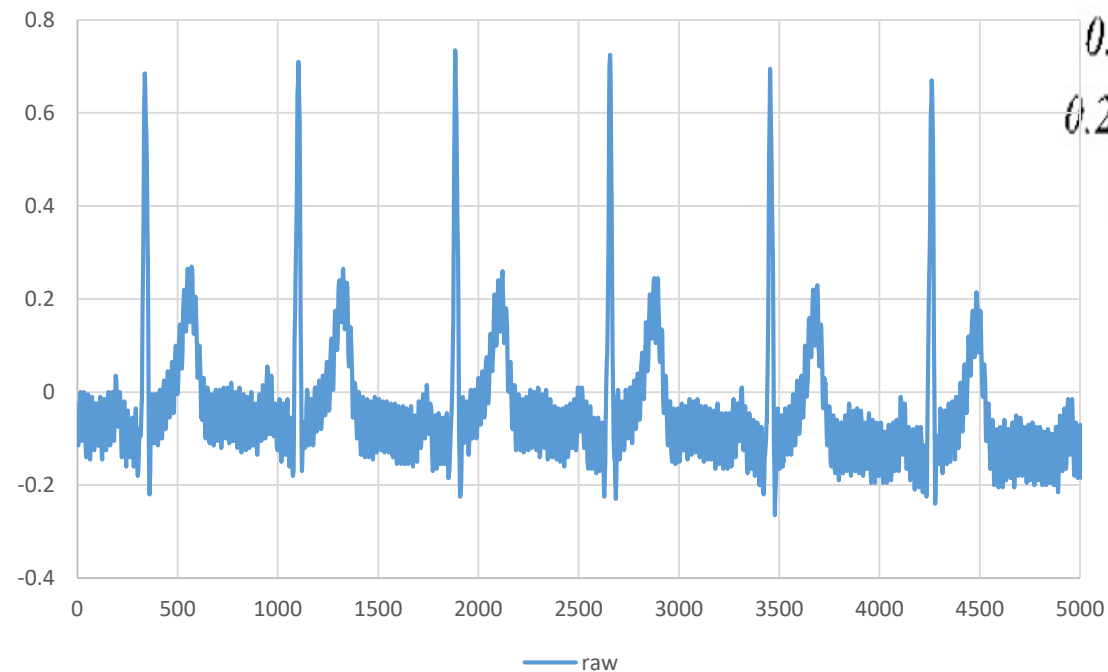
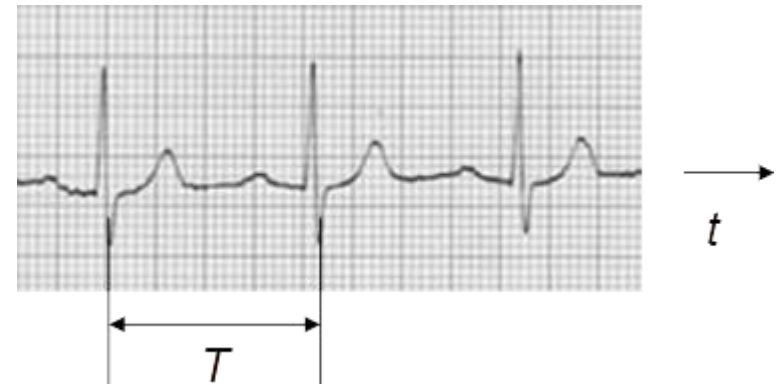
modified signal

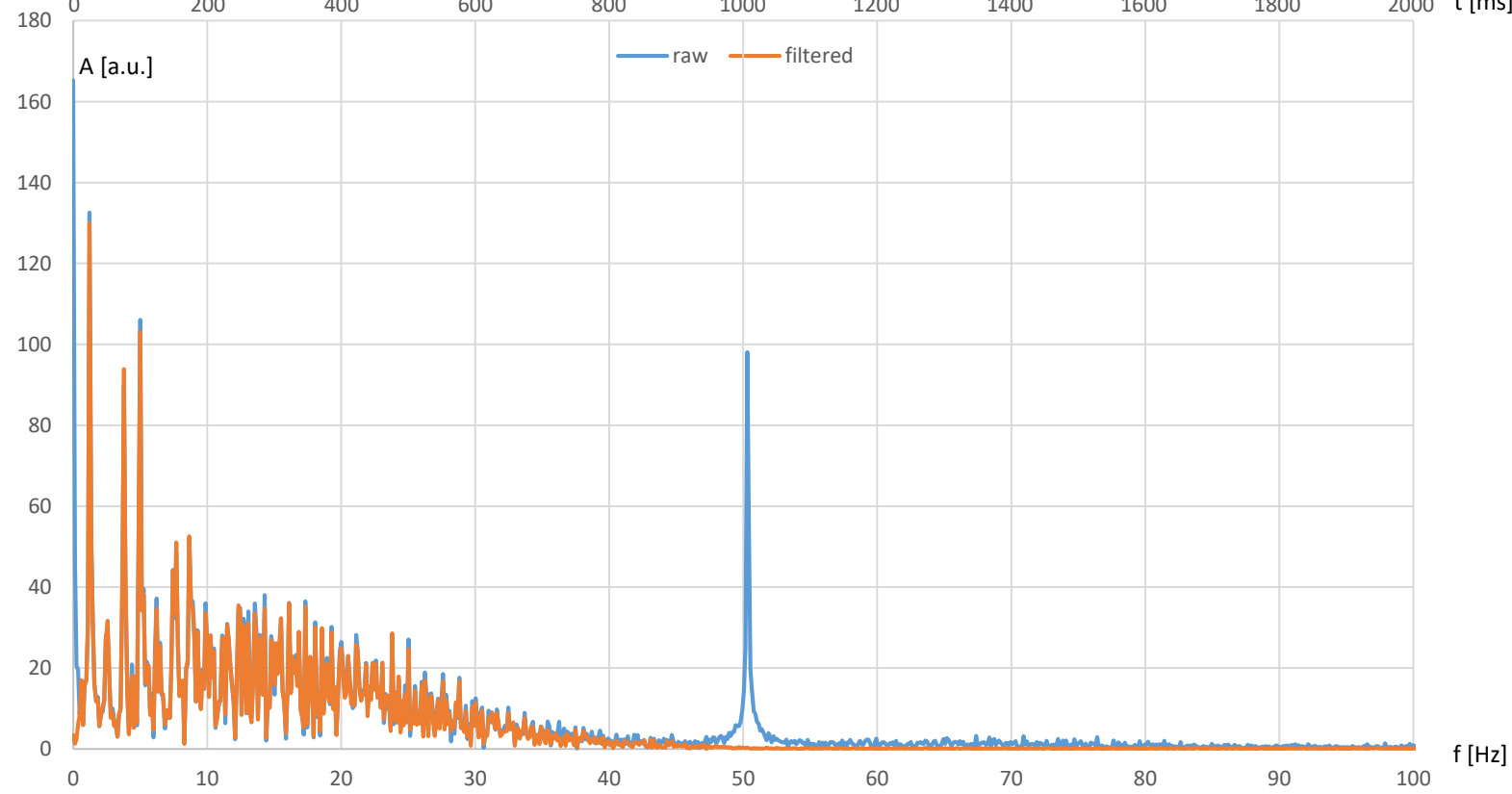
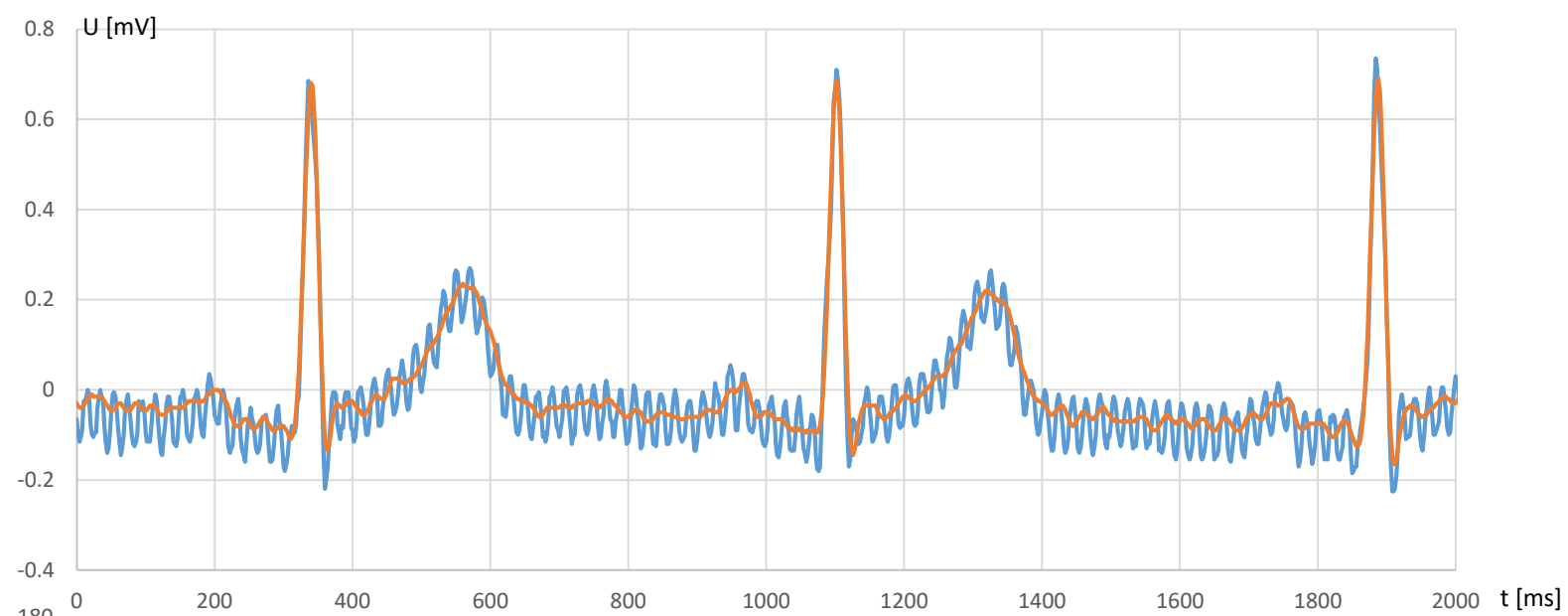


$$\text{Signal}(t) \longleftrightarrow \sum_i A_i \cdot \sin(\omega_i t) + B_i \cos(\omega_i t)$$

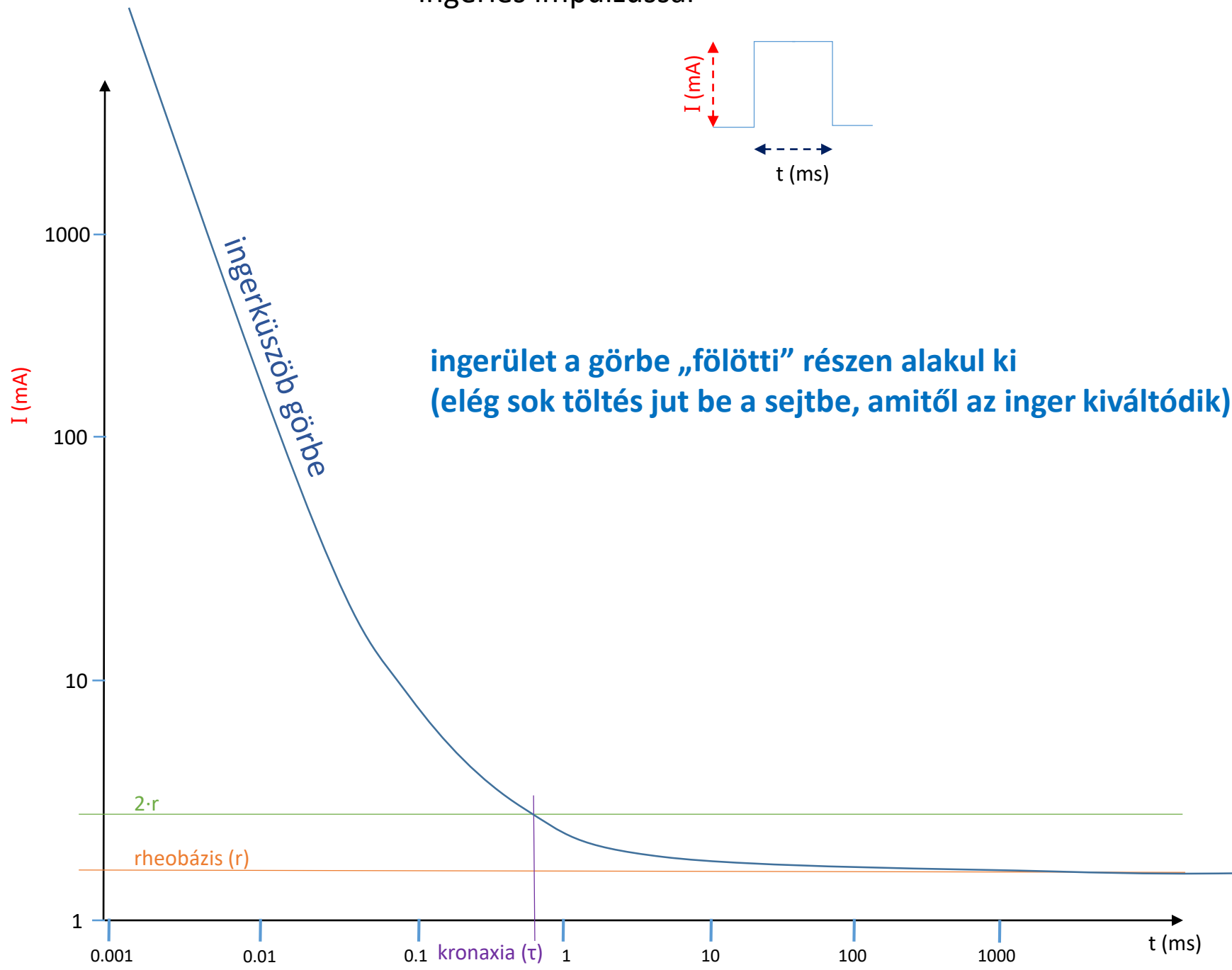
$$\omega_i = 2\pi i / T$$

$$F(\omega) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi)}} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{i\omega t} dt$$

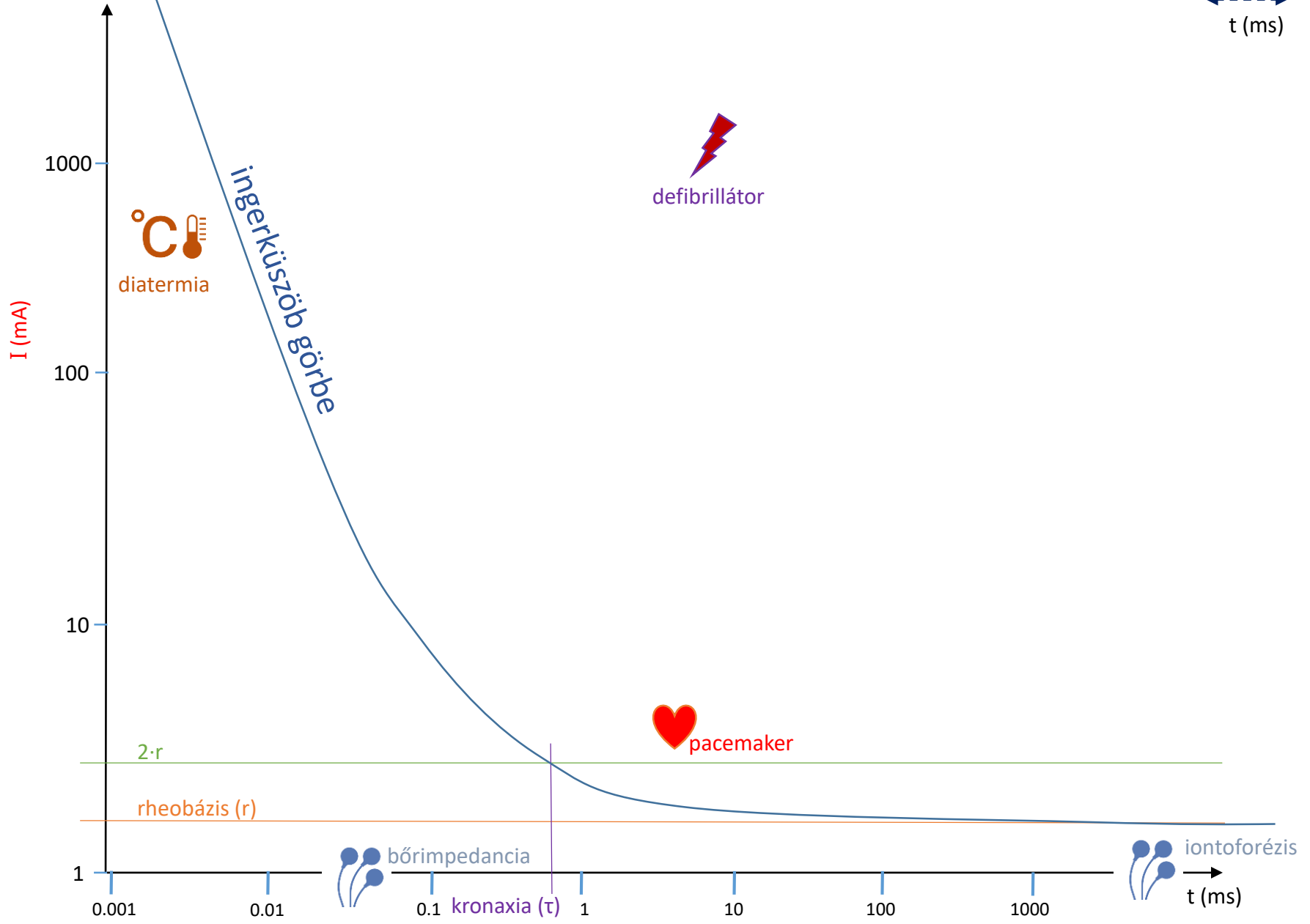
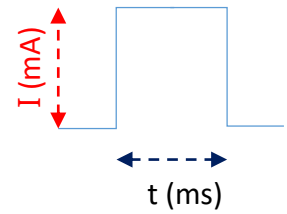




ingerlés impulzussal



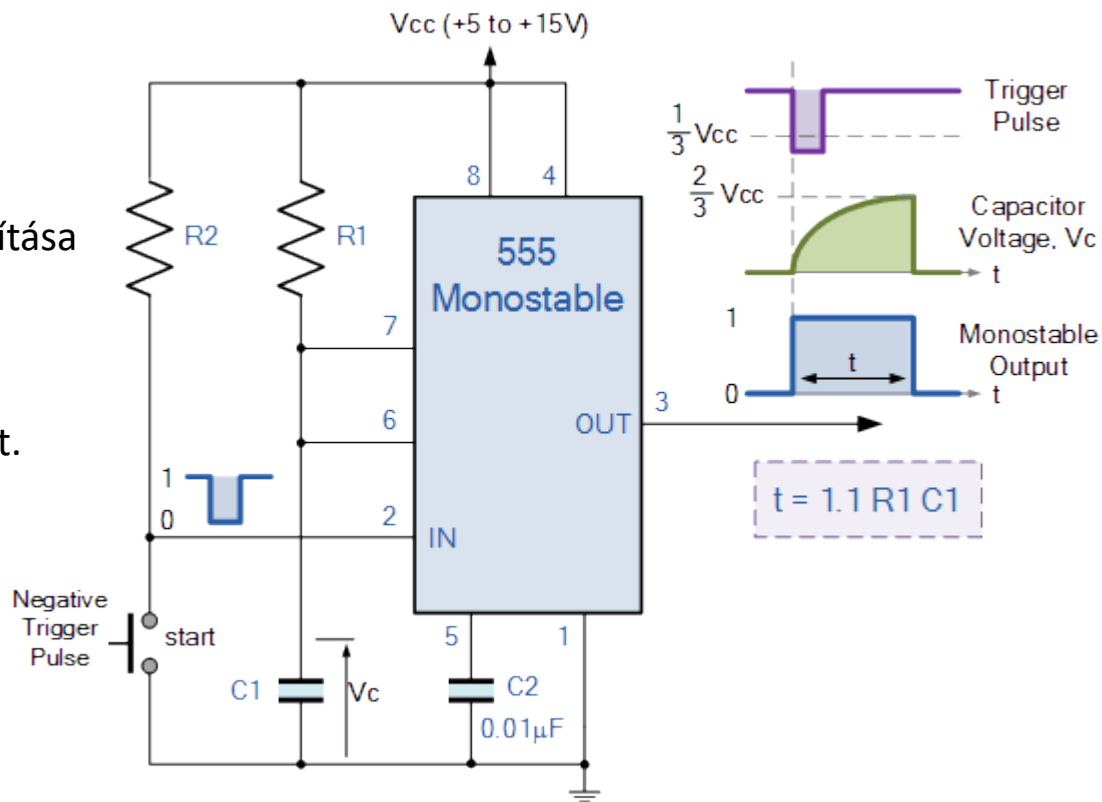
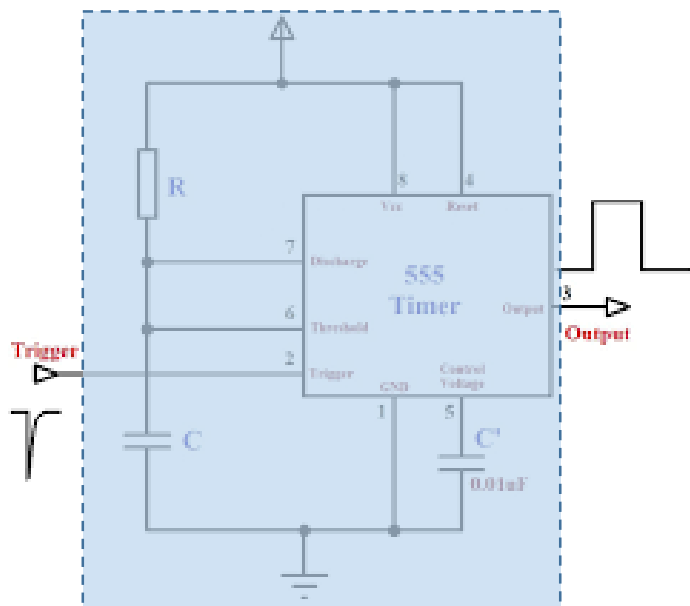
ingerület a görbe „fölötti” részen alakul ki
(elég sok töltés jut be a sejtbe, amitől az inger kiváltódik)



Impulzus generátorok

Feladatuk egy vagy több impulzus előállítása (adott nagyságú és időtartamú)

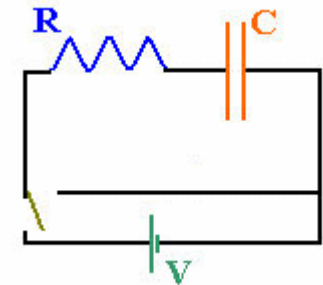
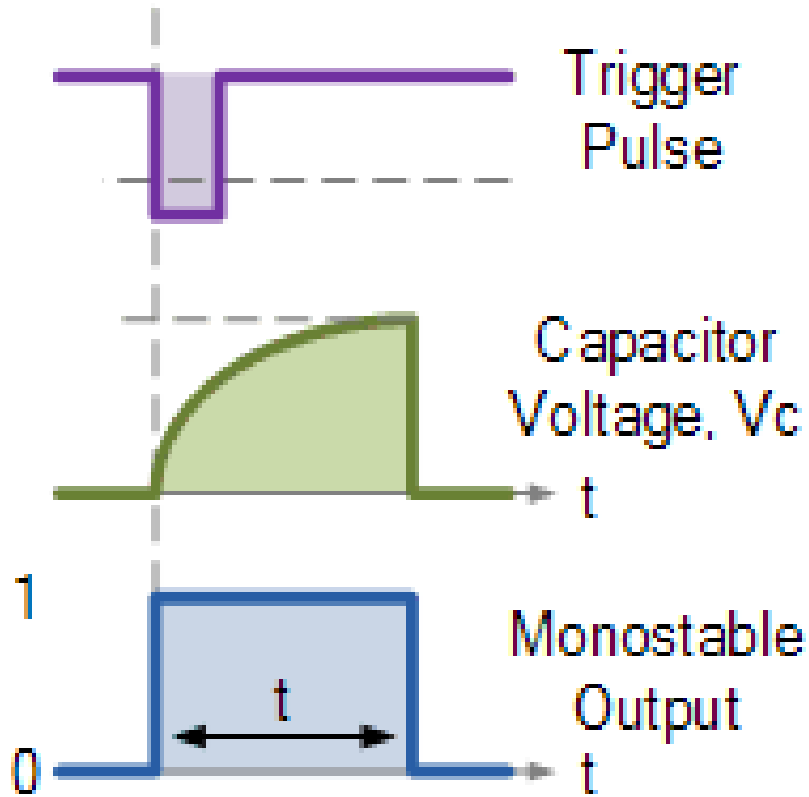
Trigger: bementi jel, aminek hatására az impulzusgenerátor előállít egy impulzust.



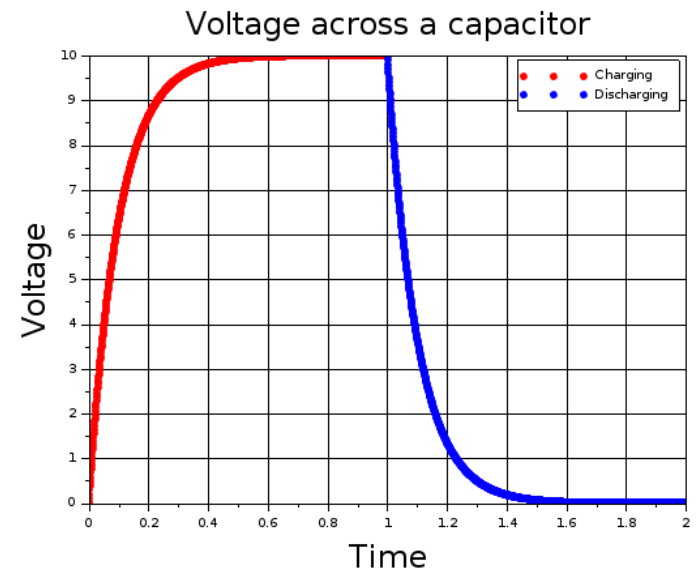
Monostabil áramkör:
Trigger nélkül nem történik semmi.
(tartós inaktív állapot)

Csak trigger eseményre kerül az áramkör aktív állapotba, ahonnan magától, automatikusan tér vissza az alapállapotba.

A legegyszerűbb időzítés az RC kör töltése/kisütése

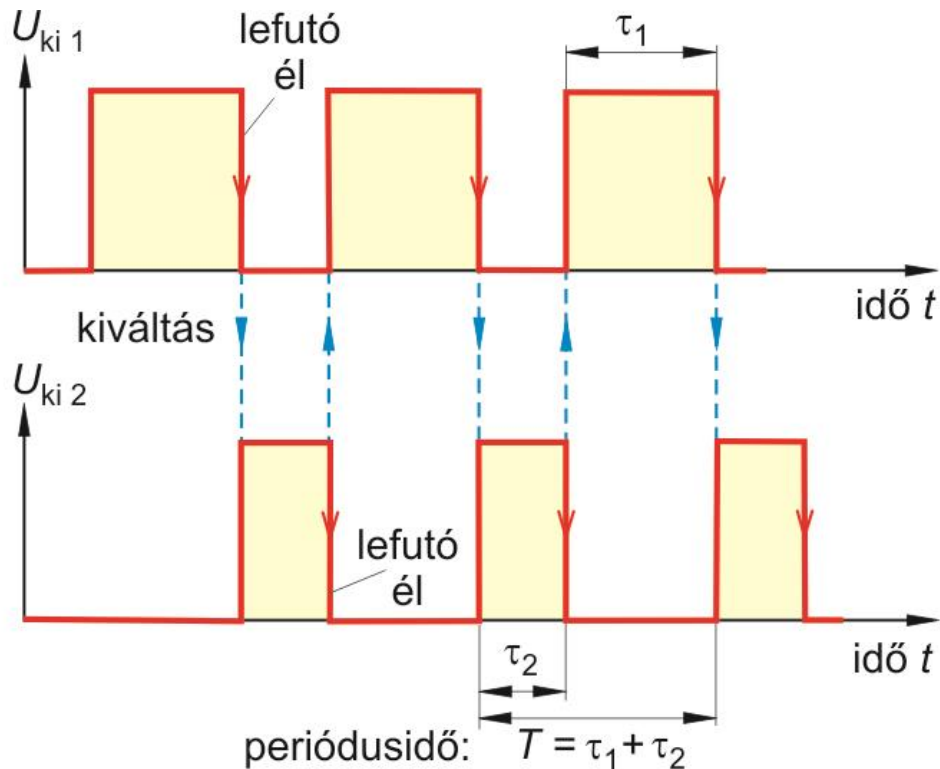
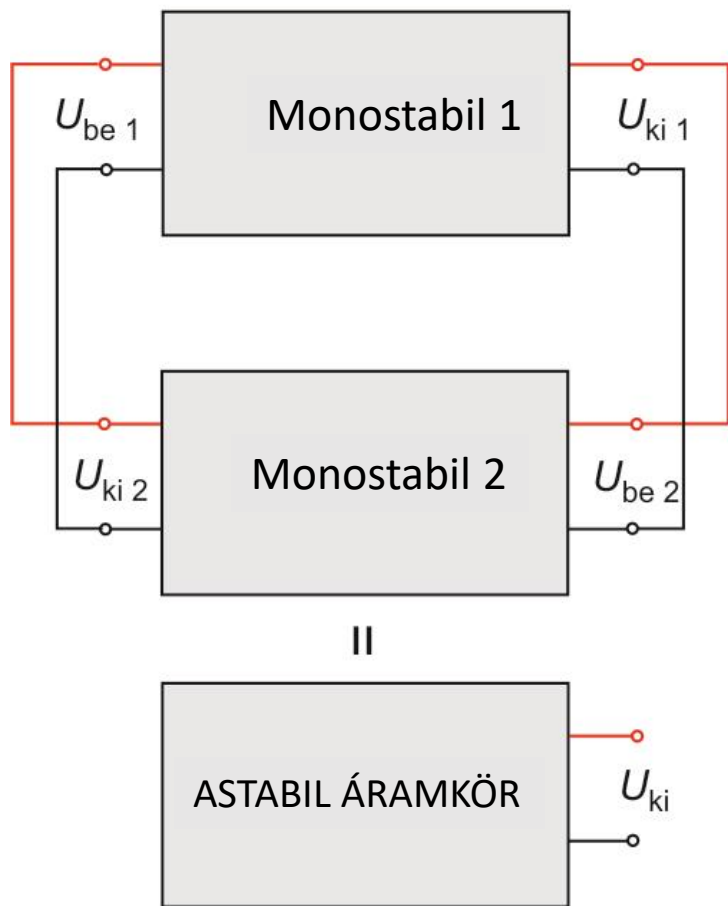


RC kör töltése
vagy kisütése

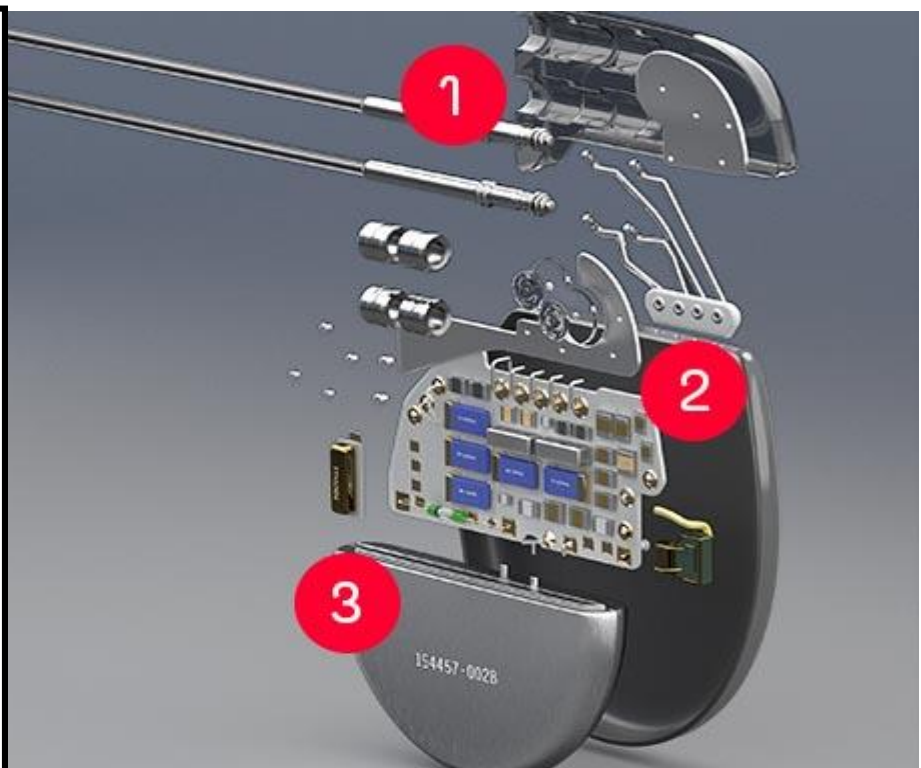
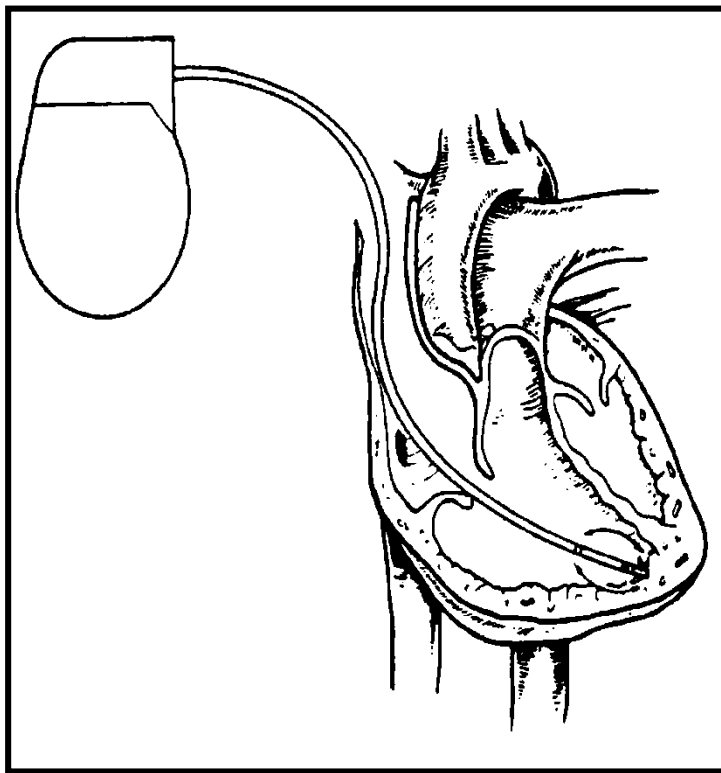


Astabil áramkör: folyamatosan impulzus-sorozatot állít elő, külső beavatkozás nélkül is.

Két monostabil áramkörből lehet legegyszerűbben létrehozni



$U_{ki 2}$ kitöltési tényezője: $\frac{\tau_2}{\tau_1 + \tau_2} \cdot 100\%$



Pacemaker



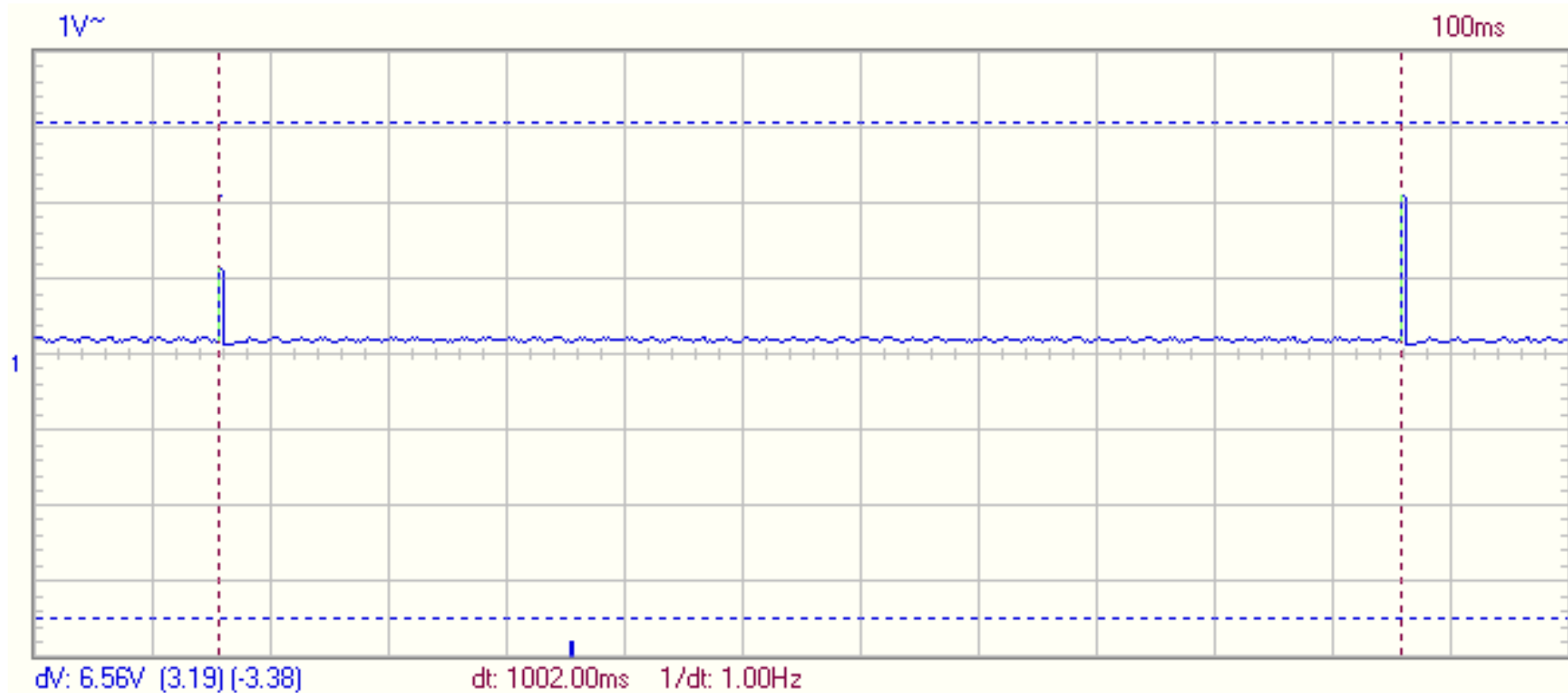
Pacemaker

I.	II.	III.	IV.	V.
Szabályozott üreg	Érzékelt üreg	Érzékelésre adott válasz	Ritmus moduláció	Többhelyes ritmus-szabályozás
0 = Nincs	0 = Nincs	0 = Nincs	0 = Nincs	0 = Nincs
A = Pitvar	A = Pitvar	I = Nincs inger	R = Ritmus moduláció	A = Pitvar
V = Kamra	V = Kamra	T = Inger		V = Kamra
D = Duális (A+V)	D = Duális (A+V)	D = Duális (I+T)		D = Duális (A+V)

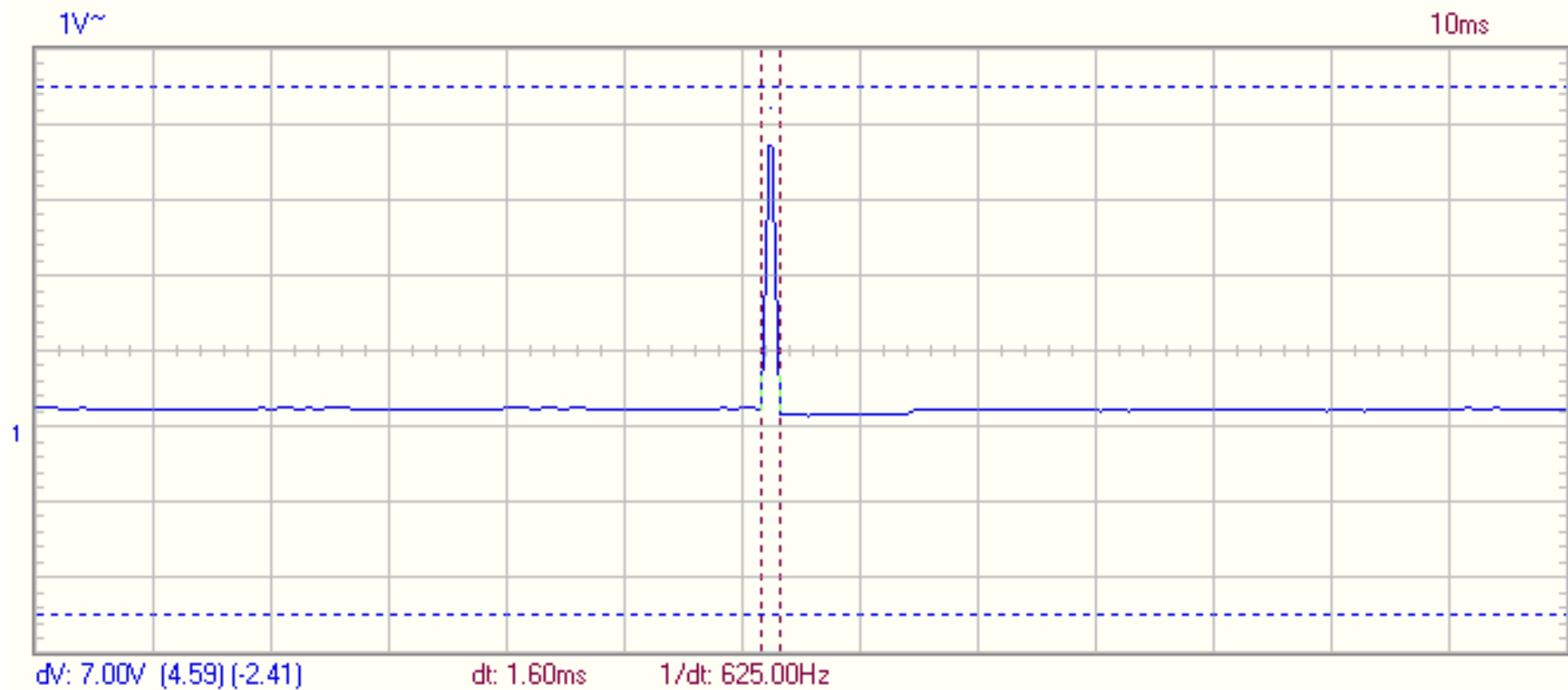


Példánkban: VVIR/AAIR

A nyugalmi (nem szabályozott) periódusidő kb 1s



tipikus pacemaker impulzus 1-2 ms ideig tart



Impulzus energia számítás

Az impulzus energiájának illetve egy impulzus alatt átfolyt töltésnek a kiszámítása az előállított impulzusok alapján ismert szöveti ellenállás esetén.

$$E = \frac{U^2}{R} \tau$$

$$Q = \frac{U}{R} \tau$$

$$P = U \cdot I, I = U/R$$

$$P = U^2/R$$

$$R = P \cdot t$$

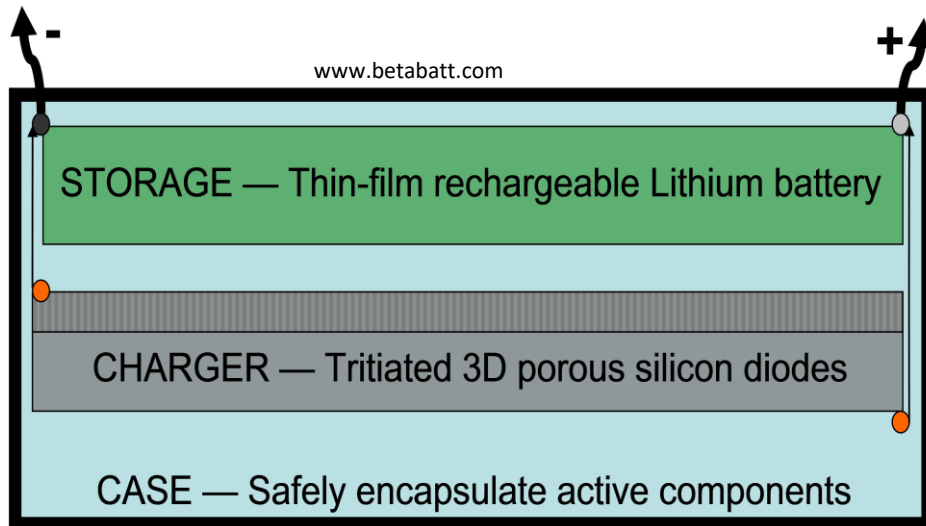
$$t = \tau = R \cdot C$$

$$Q = I \cdot t$$

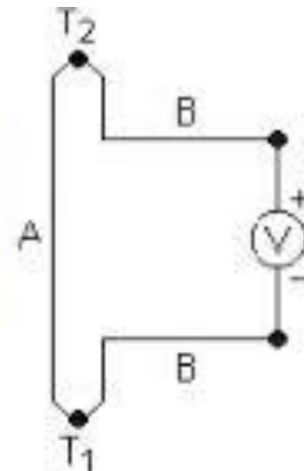
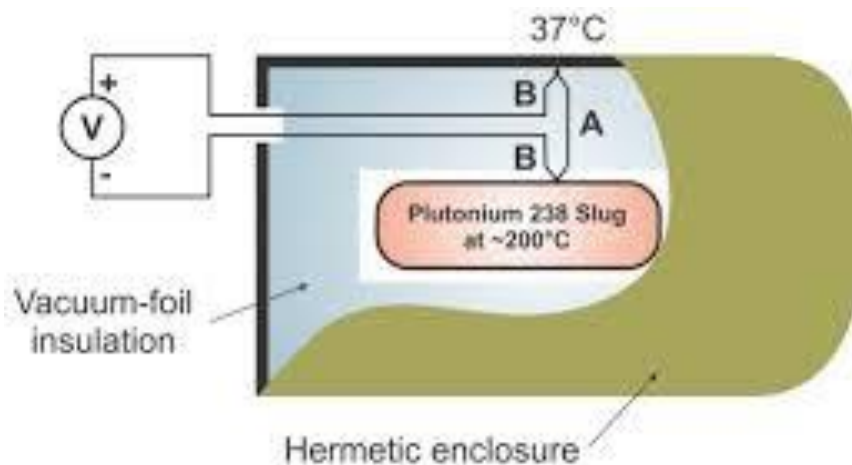
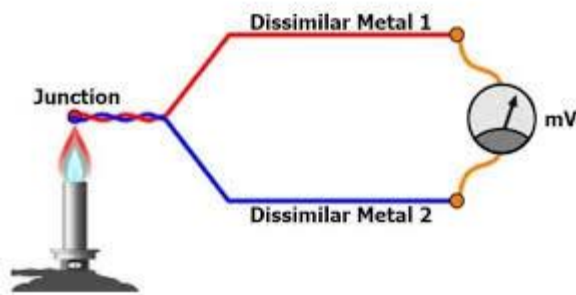
ÁRAMFORRÁS kell neki, olyan ami **SOKÁIG** kitart.

β -sugárzóval hajtott áramforrás

az ionizáció félvezetőben következik be, hasonló a napelemhez

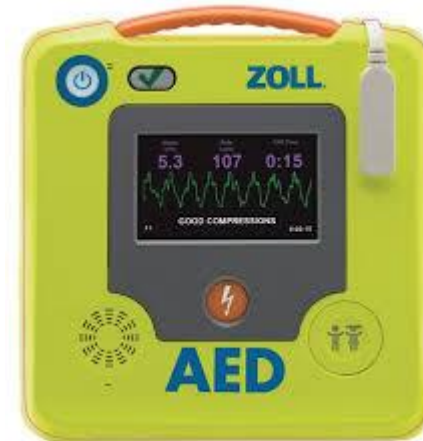
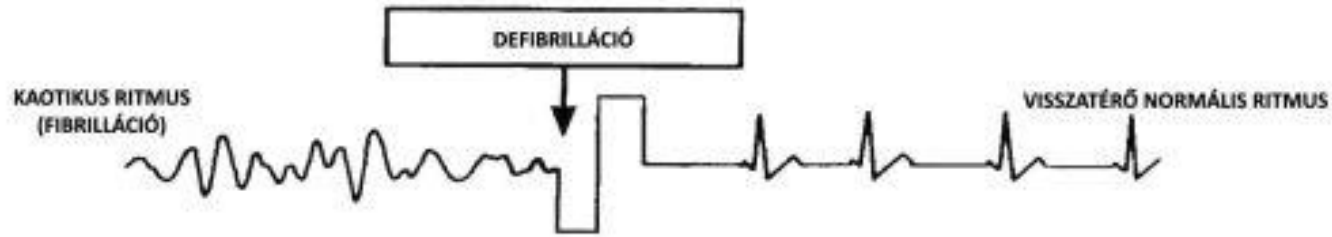


RTG : radioaktív termoelektromos generátor



Defibrillátor

(monostabil)



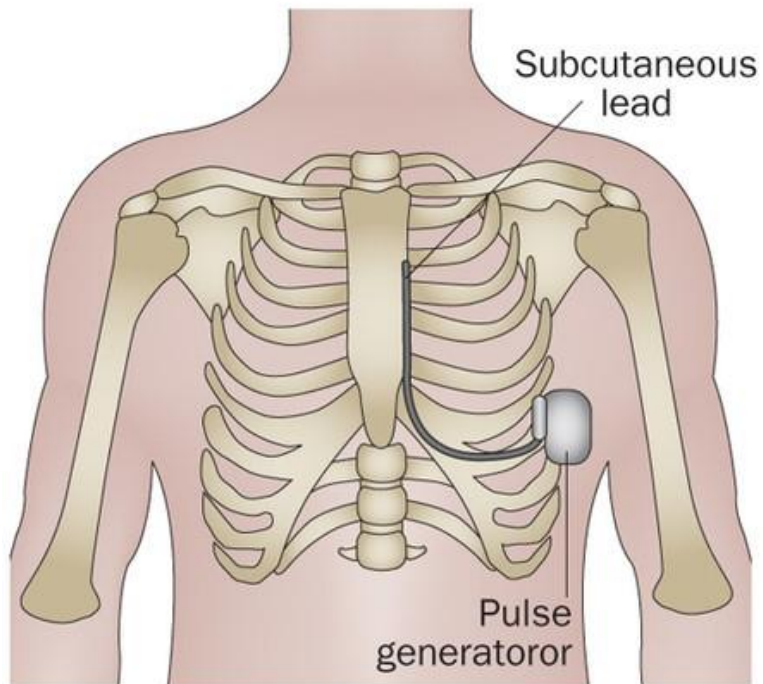
AED: Automated External Defibrillator

Cardioverter

ICD: Implantable Cardioverter Defibrillator



S-ICD



Transvenous ICD

