

Ami lemaradt

A/D átalakítás – Nyquist tétel

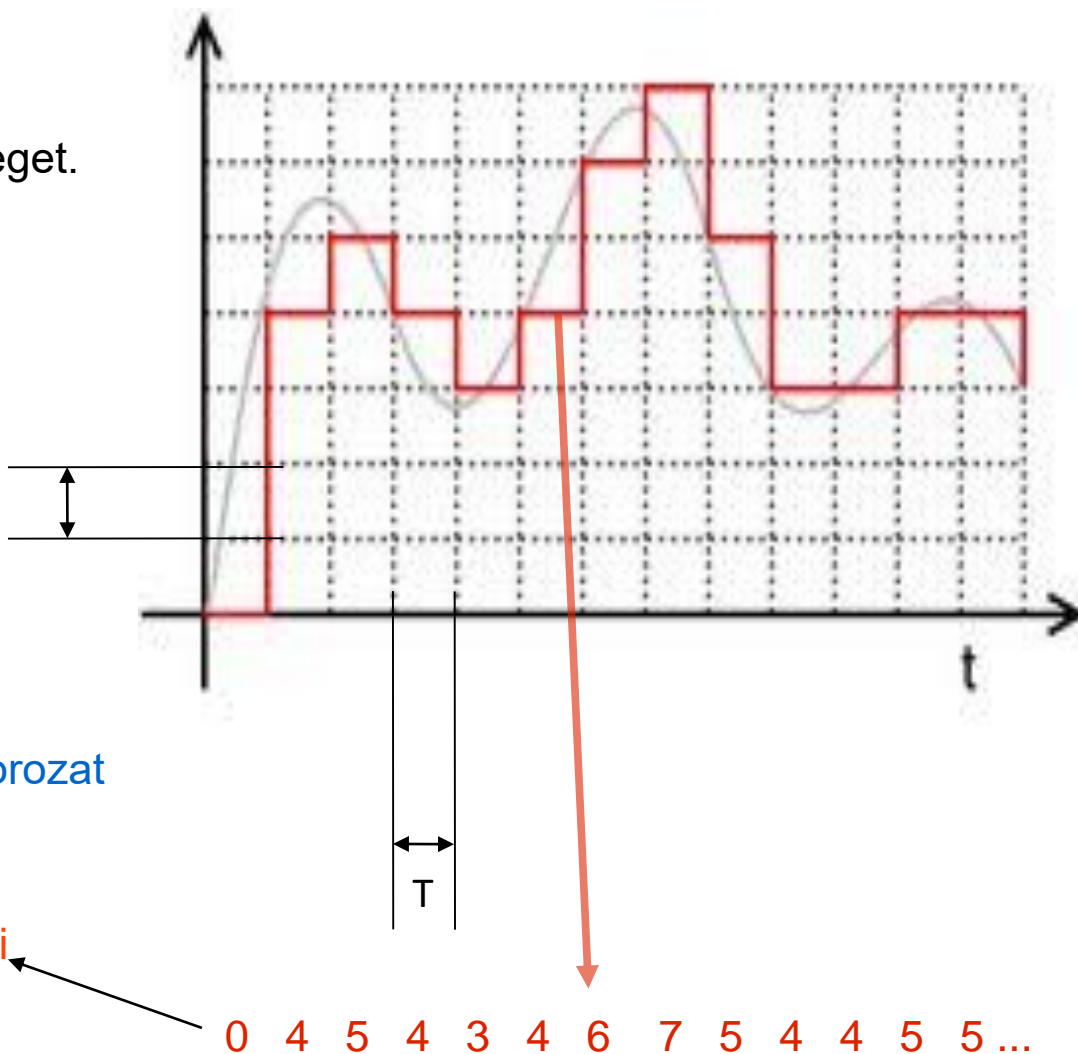
## Digitális jelek– A/D átalakítás (ADC)

Az analóg jelet  $T$  időközönként  
mintavételezzük,  
Azaz megmérjük pl. a feszültséget.  
A mért értékeket számsorként  
tároljuk

Mérési pontosság  
(bitek száma!)

Időben és értékekben diszkrét sorozat

A számsort veszteség és további zaj  
nélkül lehet feldolgozni és továbbítani

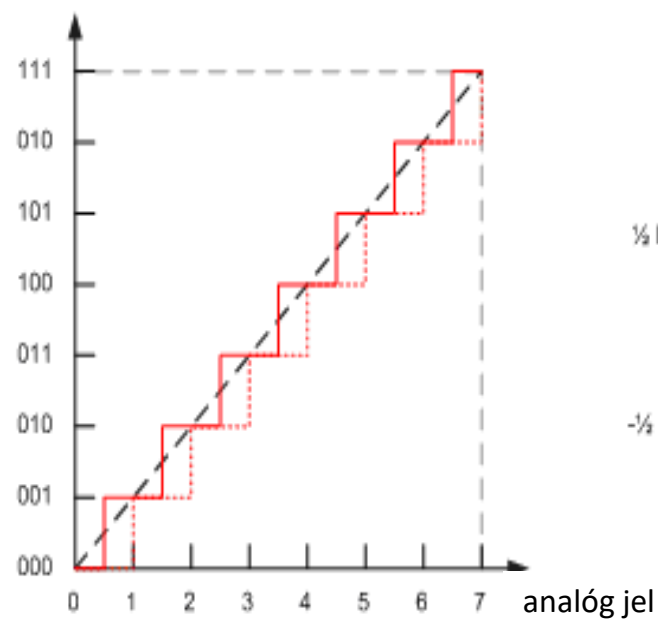


## Digitális jelek - Kvantálás

Mi történik a köztes értékekkel?

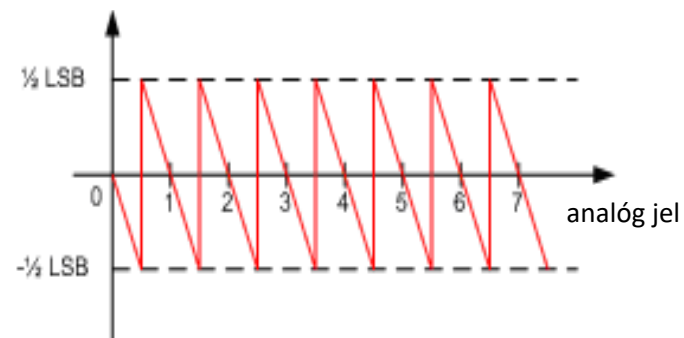
Elvesznek!

Digitális jel



(a)

Kvantálási hiba

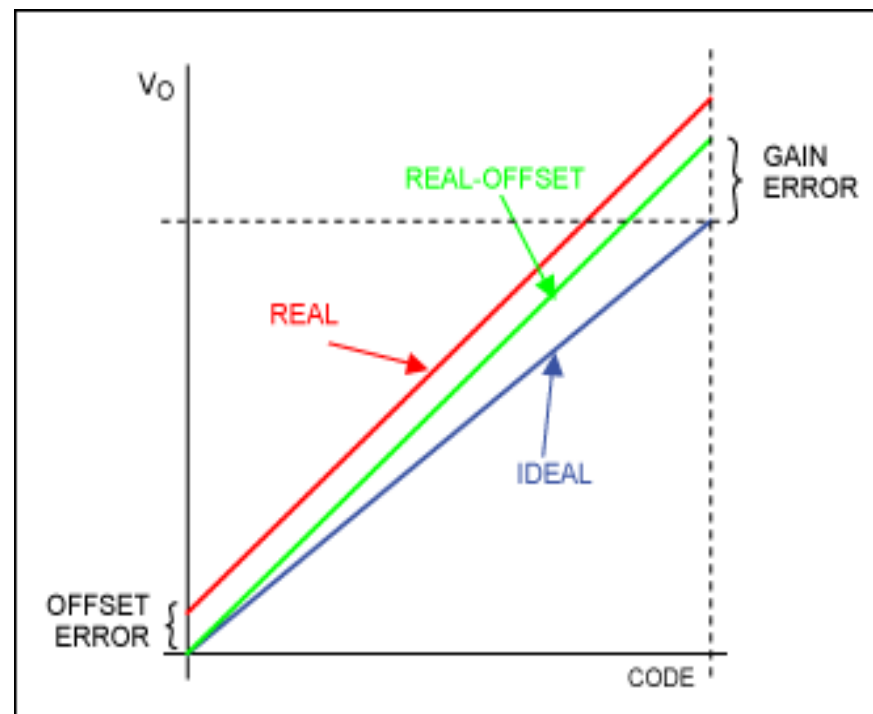
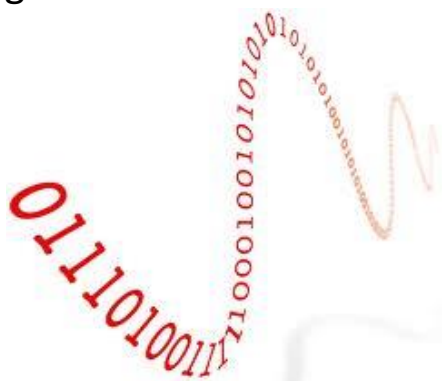


(b)

## Digitális analóg átlalkítás (DAC)

Számsorból analóg jel visszanyerése

Ez technikailag egyszerűbb,  
kész megoldások vannak



Lehetséges hibák  
(elkerülhető)

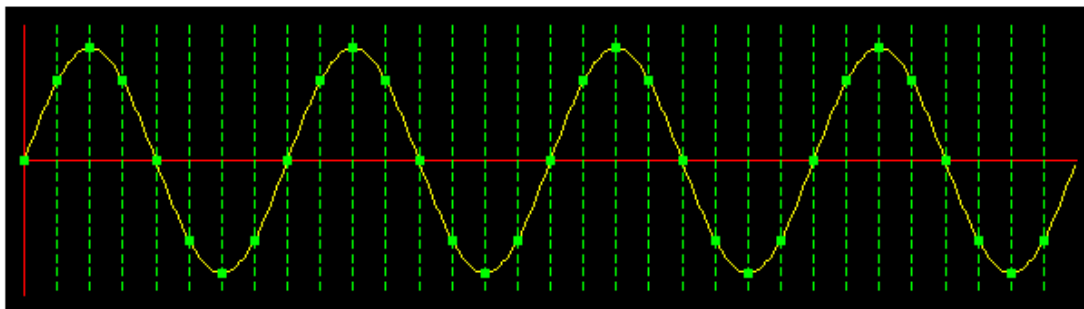
## Digitális jelek – Mintavételezés

Ha nem szinusos a jel: minden frekvencia-komponenst kezelni kell.

$$f = 1000 \text{ Hz}$$

$$f_s = 8000 \text{ Hz}$$

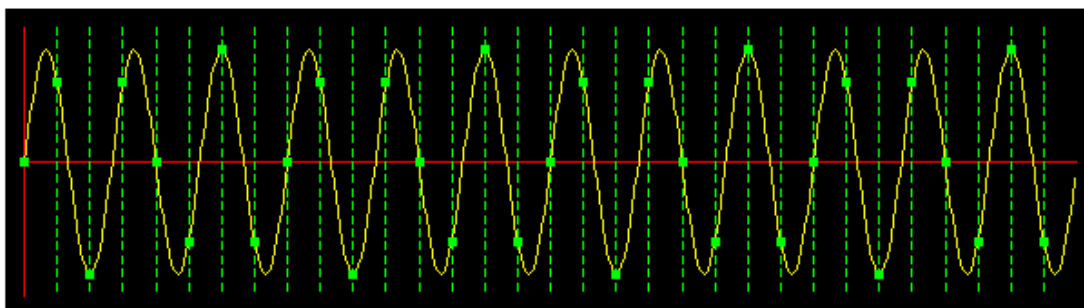
OK



$$f = 3000 \text{ Hz}$$

$$f_s = 8000 \text{ Hz}$$

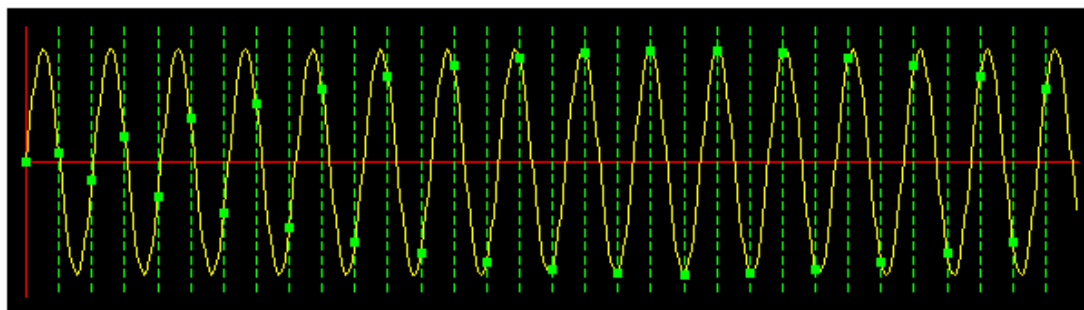
Még jó



$$f = 3900 \text{ Hz}$$

$$f_s = 8000 \text{ Hz}$$

Még jó



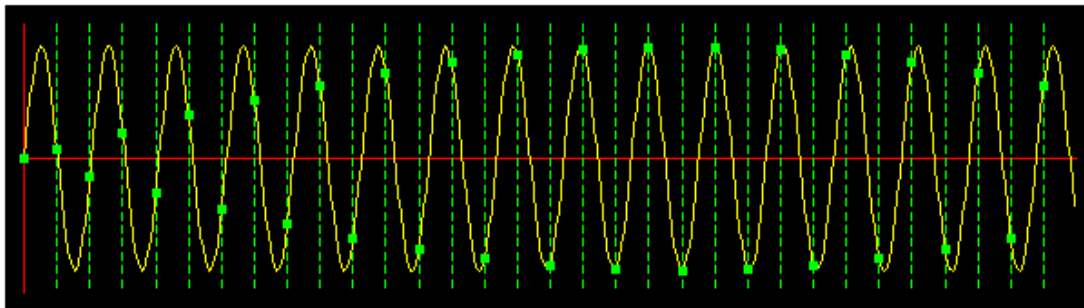
## Digitális jelek – Mintavételezés

Ha nem szinuszos a jel: minden frekvencia-komponenst kezelni kell.

$$f = 3900 \text{ Hz}$$

$$f_s = 8000 \text{ Hz}$$

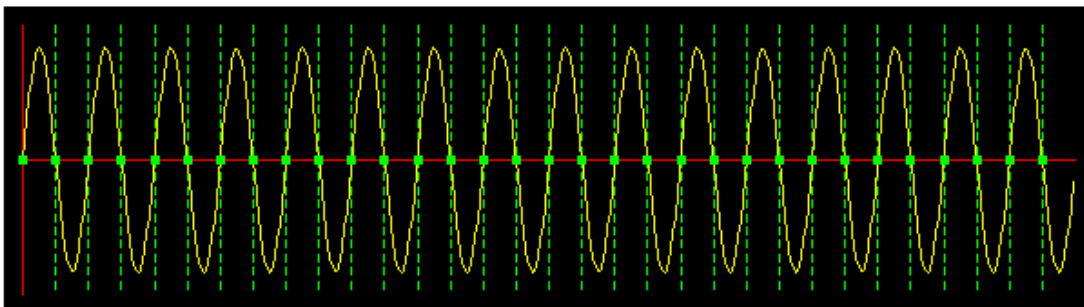
Még jó



$$f = 4000 \text{ Hz}$$

$$f_s = 8000 \text{ Hz}$$

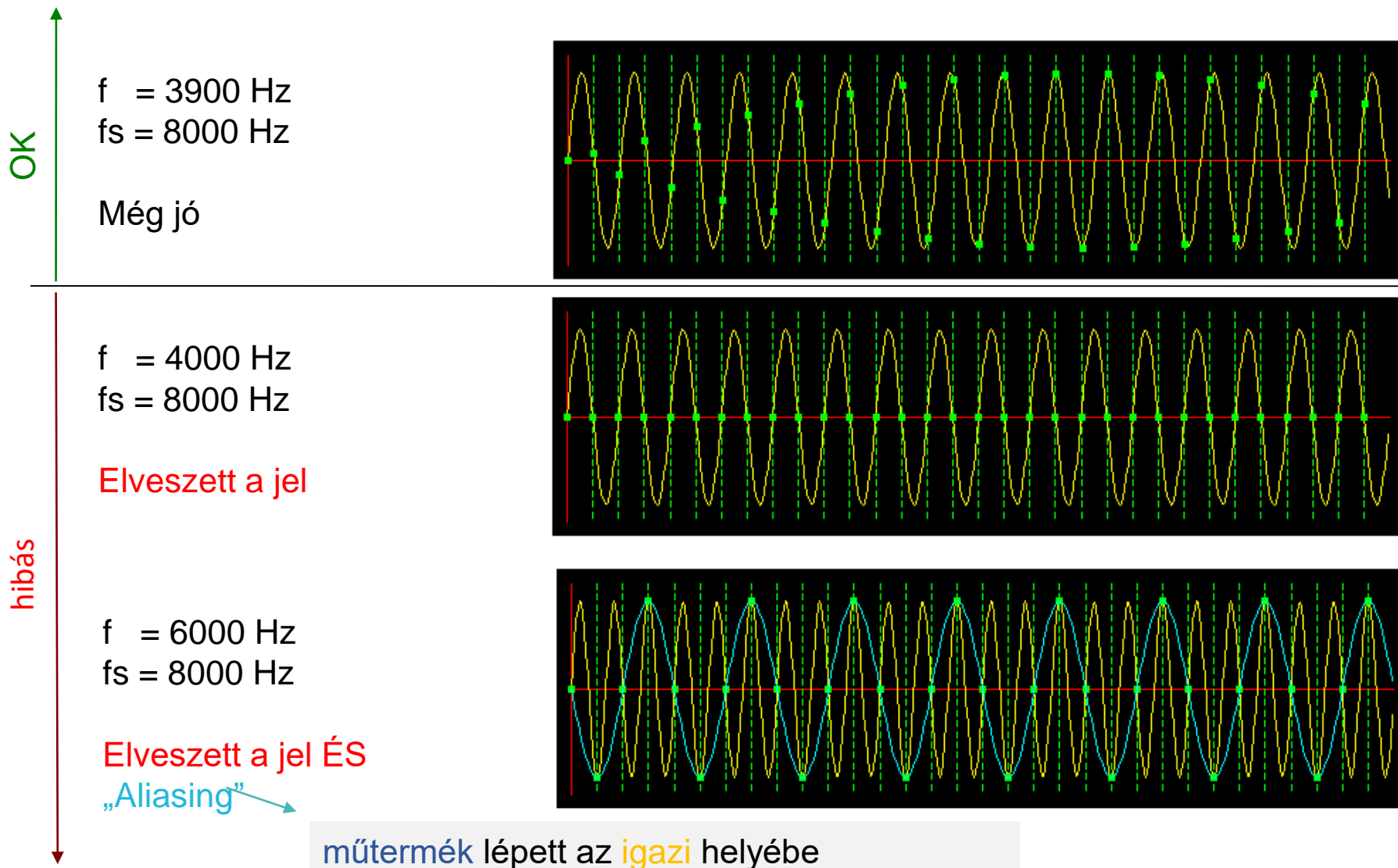
elvesztettük



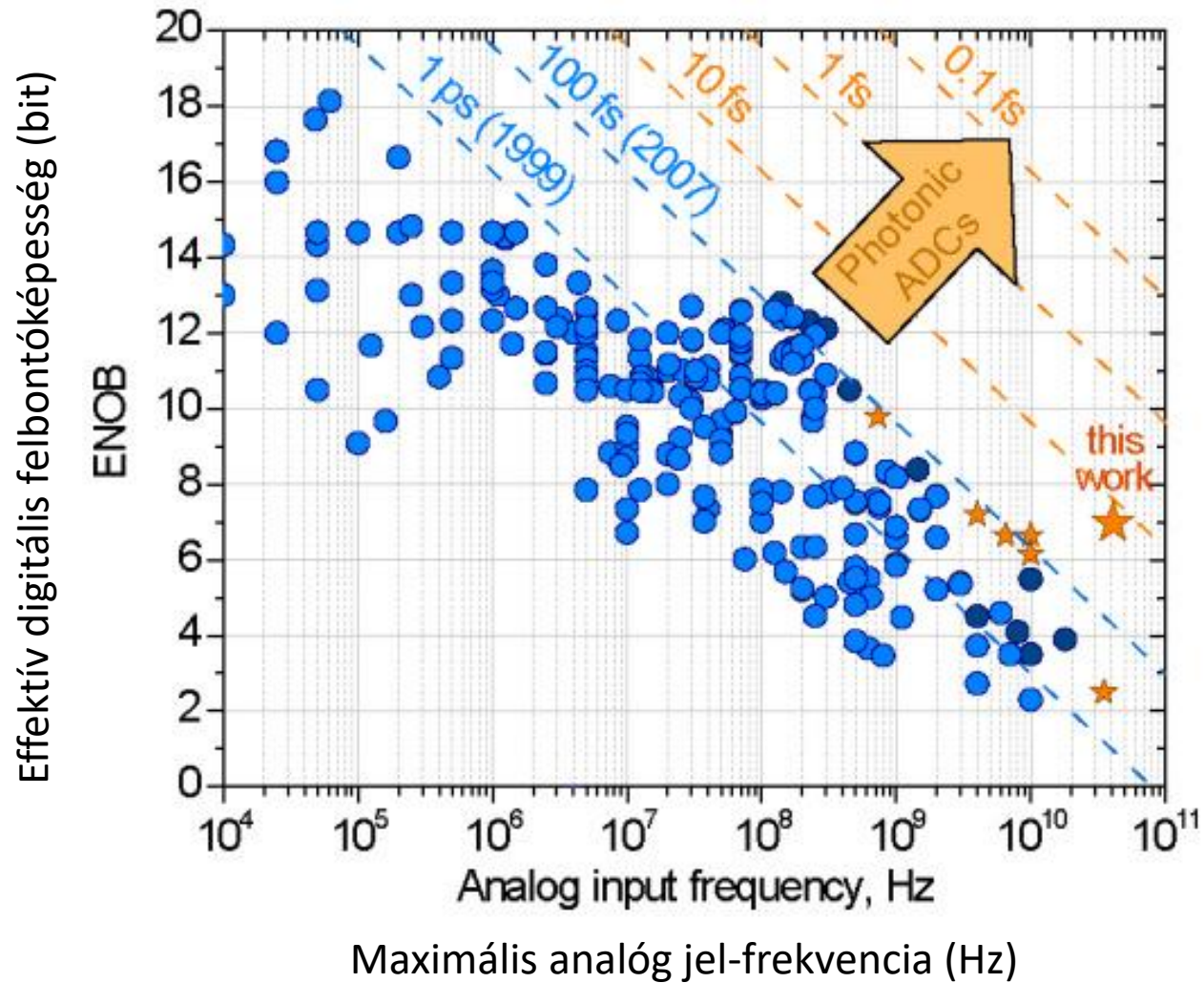
**Nyquist tétel:** a mintavételezési frekvencia ( $f_s$ ) legalább a maximális jel-frekvencia 2x-ese legyen

## Digitális jelek – Mintavételezés

**Nyquist tétel:** a mintavételezési frekvencia ( $f_s$ ) legalább a maximális jel-frekvencia 2x-e legyen



## ADC-k felbontása és mintavételi frekvenciája



# Impulzusgenerátorok, pacemaker, nagyfrekvenciás hőterápia

(és egy kis erősítő)

Schay G.

# Tematika

Erősítők és frekvencia-szelektív áramkörök (csak minimum)

Sin-os jelgenerátorok

Nagyfrekvenciás hőterápia / sebészet

Impulzus-generátorok

Pacemaker

## Erősítők vizsgálata

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

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

Minden jel az információ egyfajta megjelenítése

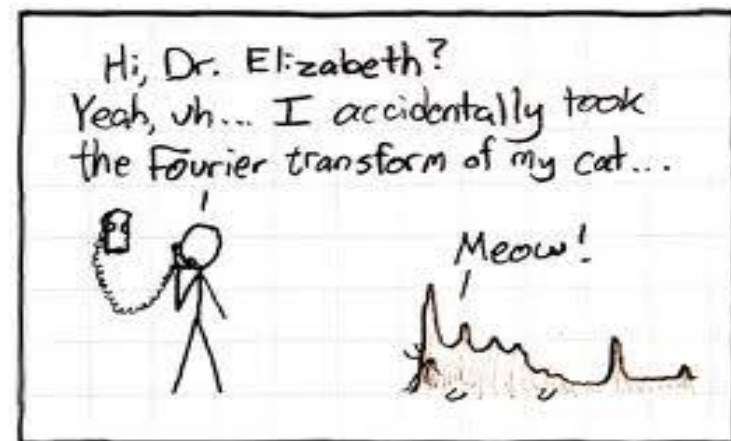
Ugyanazt a jelet megjelölhetjük az idő függvényében,

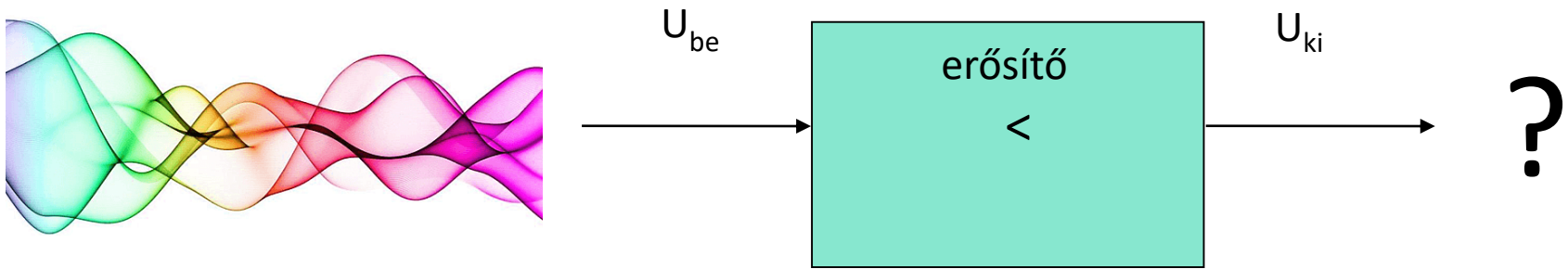
vagy

a spektrumot ábrázoljuk, a kettő ugyanannak a jelnek a két formája.

Csak tudni kell „olvasni”

(Picasso: La Crucifixion)





Mi lesz a jelünkkel?

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

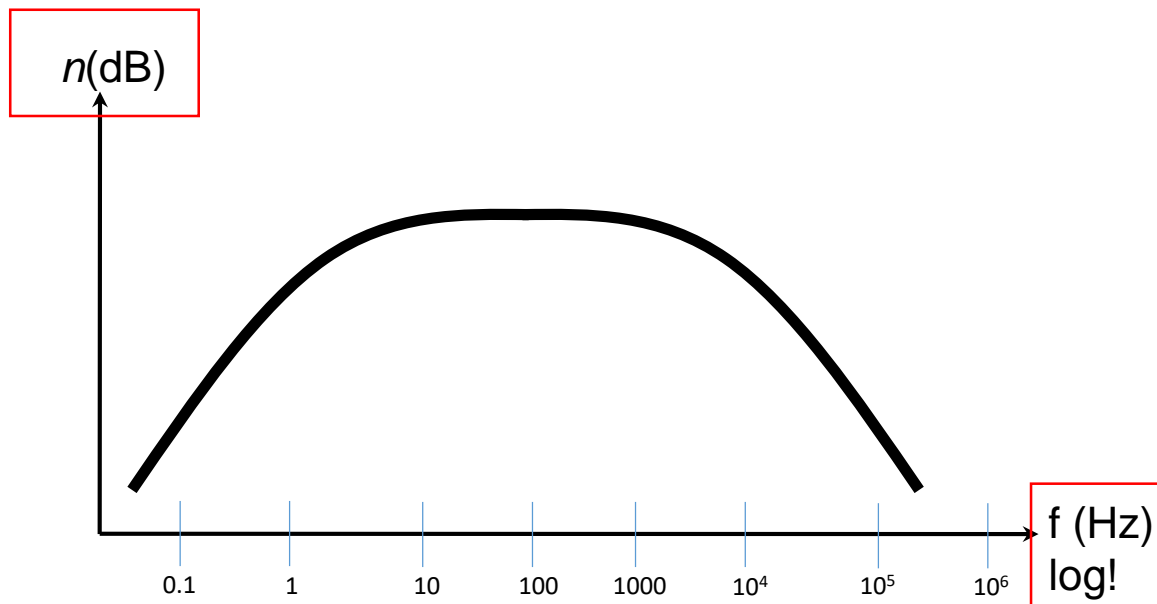
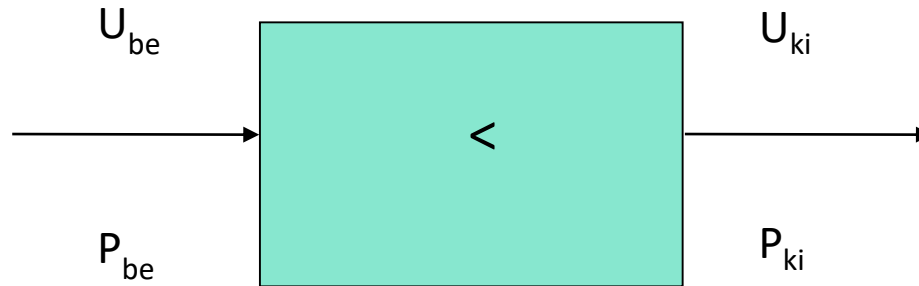
$$F(\omega) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi)}} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{i\omega t} dt$$

## A Fourier analízis megmondja!

Elegendő az erősítőt (sőt bármilyen jel-átviteli eszközt) CSAK SIN-os jellel megvizsgálni, Azután az így kapott **átviteli karakterisztika** segítségével minden kiszámolható

$$n = 10 \cdot \log(P_{ki}/P_{be})$$

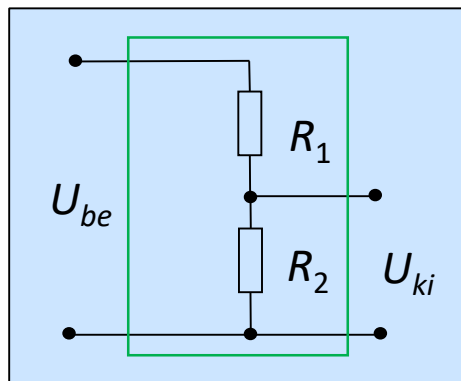
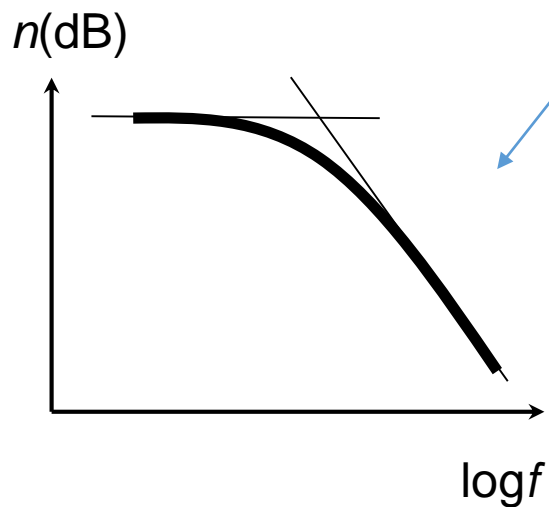
$$P = U \cdot I = U \cdot (U/R) = U^2/R$$



$$n = 10 \cdot \log(P_{ki}/P_{be}) = 10 \cdot \log(U_{ki}^2/U_{be}^2 \cdot R_{be}/R_{ki}) = 20 \cdot \log(U_{ki}/U_{be}) + 10 \cdot \log(R_{be}/R_{ki})$$

# átviteli függvény - Szűrők

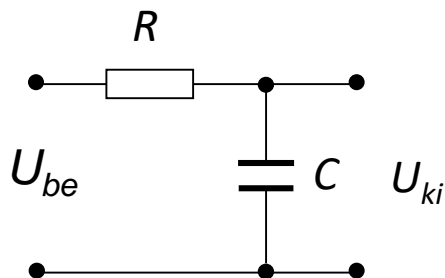
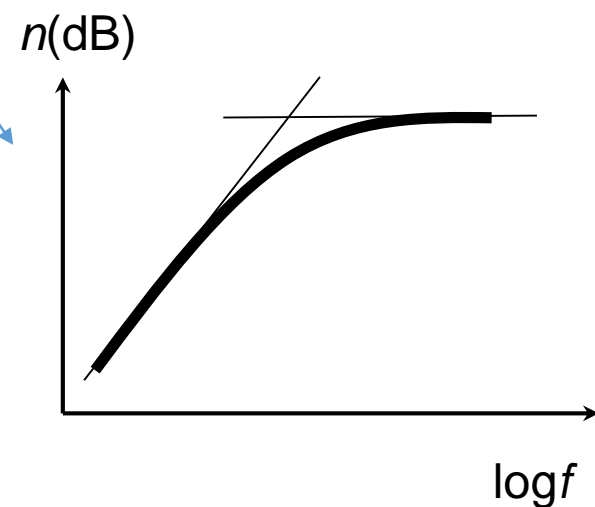
Alul-áteresztő szűrő



$$U_{ki} = \frac{U_{be}}{R_1 + R_2} R_2$$

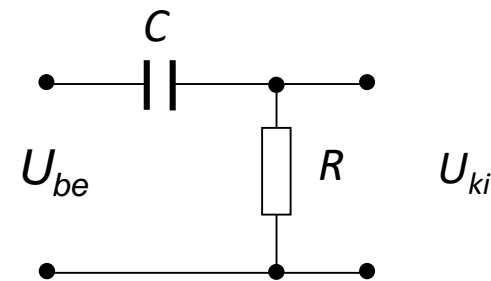
A „sima” feszültségosztóban az egyik R-t C-re cseréljük

Felül-áteresztő szűrő



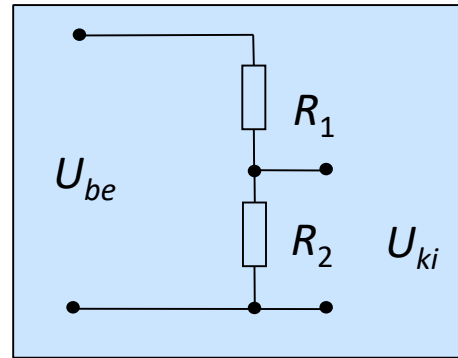
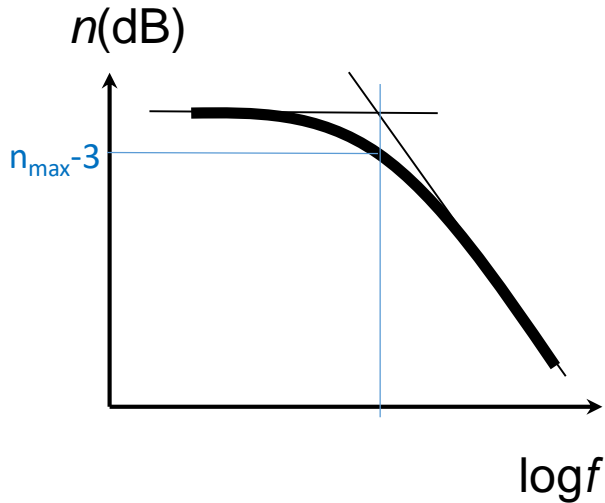
$$X_c = \frac{1}{2\pi f C} = \frac{1}{\omega C}$$

$f \uparrow$   $X_c \downarrow$



# átviteli függvény - Szűrők

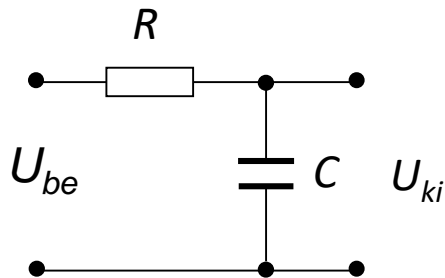
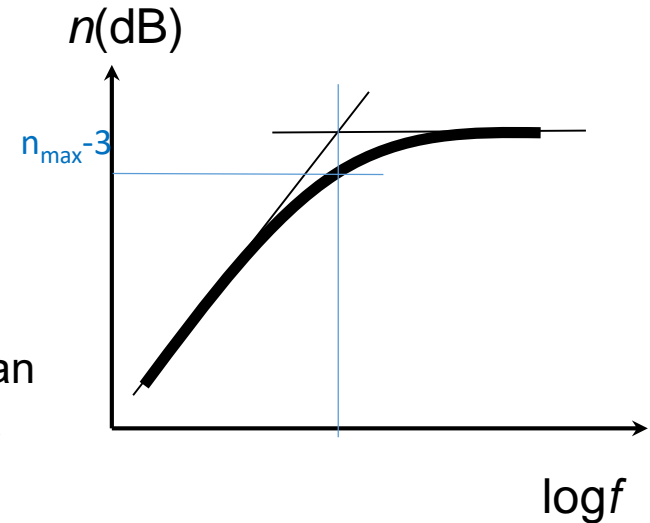
Alul-áteresztő szűrő



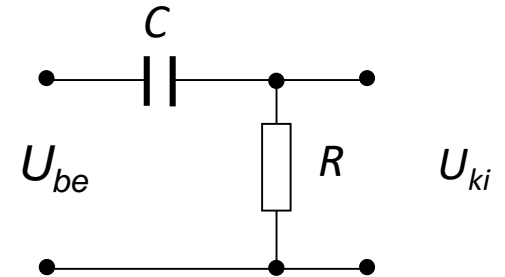
$$U_{ki} = \frac{U_{be}}{R_1 + R_2} R_2$$

A „sima” feszültségosztóban az egyik R-t C-re cseréljük

Felül-áteresztő szűrő

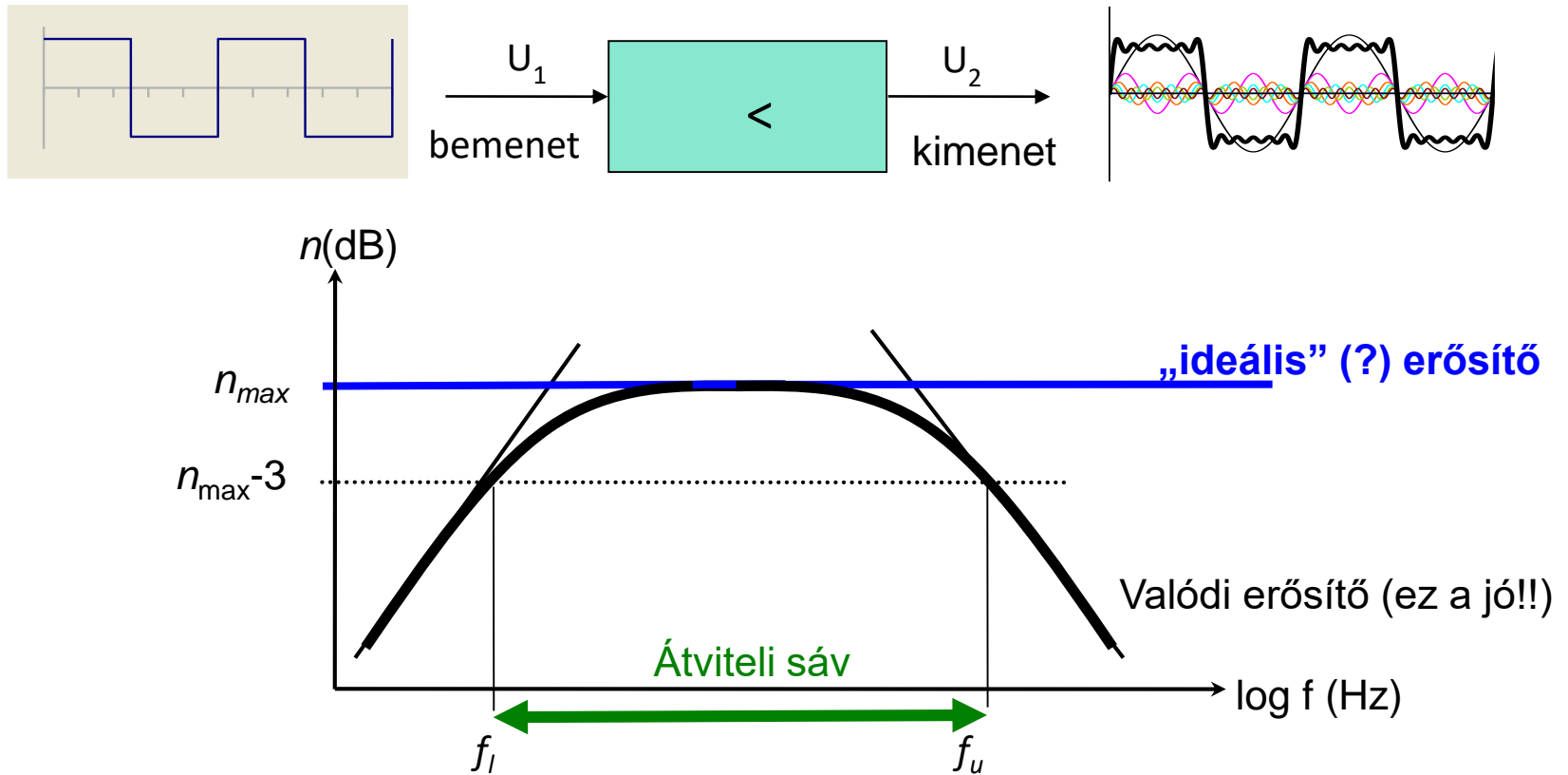


$$U_{ki} = \frac{1}{\sqrt{1 + R^2 C^2 \omega^2}} U_{be}$$



$$U_{ki} = \frac{RC\omega}{\sqrt{1 + R^2 C^2 \omega^2}} U_{be}$$

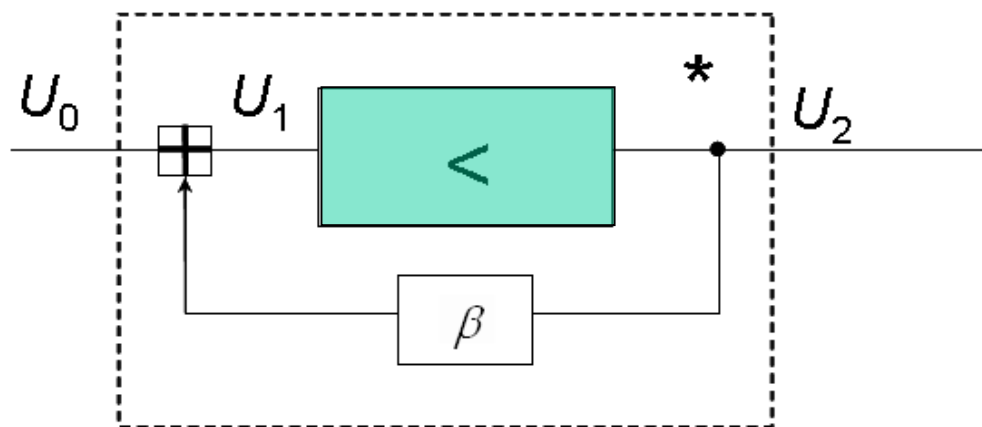
## Erősítők vizsgálata - átviteli függvény



**Az átviteli sávnak tartalmaznia kell a hasznos jel minden frekvencia-komponensét**

**De szélesebbnek sem kell lennie, hiszen a többi frekvencia csak a zajtól származhat!**

## Erősítők vizsgálata - átviteli függvény



visszacsatolással

Az átviteli sáv módosítható

⊕ Összegzési pont:

$$(a) \quad U_1 = U_0 + \beta U_2$$

$$(b) \quad A_U = \frac{U_2}{U_1}$$

fesz. erősítés

$$(c) \quad A_U^* = \frac{U_2}{U_0} = \frac{U_1 A_U}{U_0} = \frac{(U_0 + \beta U_2) A_U}{U_0} = A_U + \beta \frac{U_2}{U_0} A_U = A_U + \beta A_U^* A_U$$

$$A_U^* - \beta A_U^* A_U = A_U$$

$$A_U^* = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

fesz.erősítés visszacsatolással

$\beta > 0$  : + visszacsatolás

$\beta < 0$  : - visszacsatolás

$A_U \beta = 1$  : oszcillátor (+ visszacsatolással)

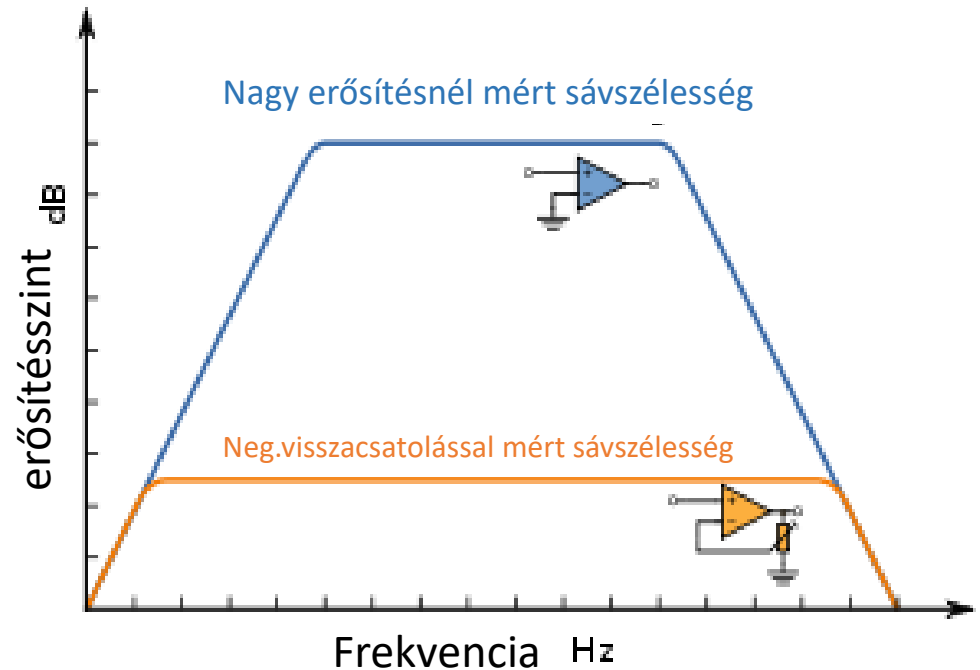
Vigyázat:  $n=20 \cdot \log A$

# Erősítők vizsgálata - átviteli függvény

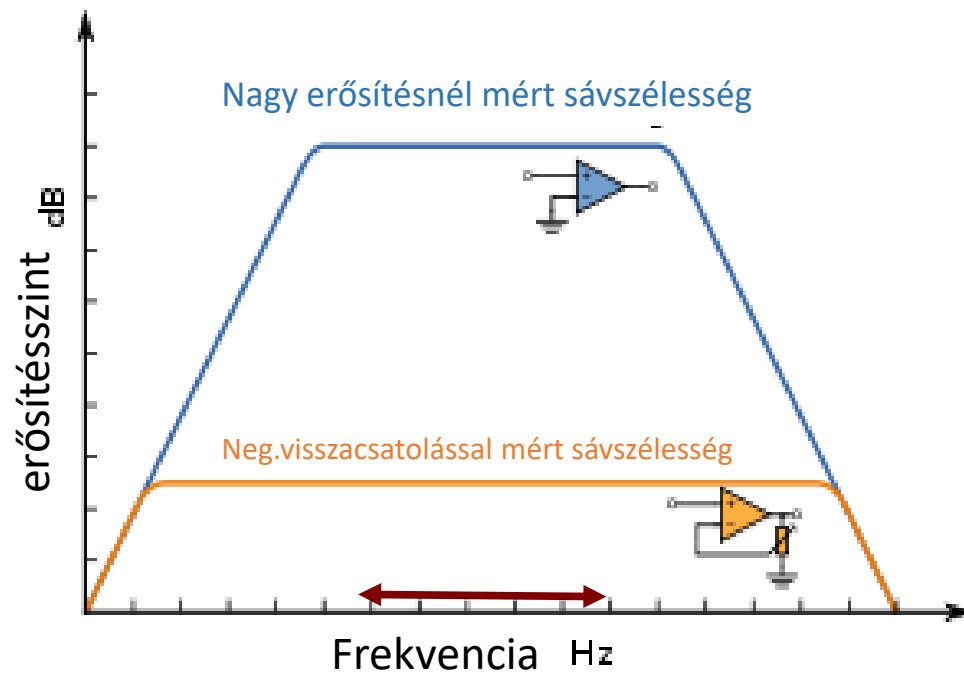
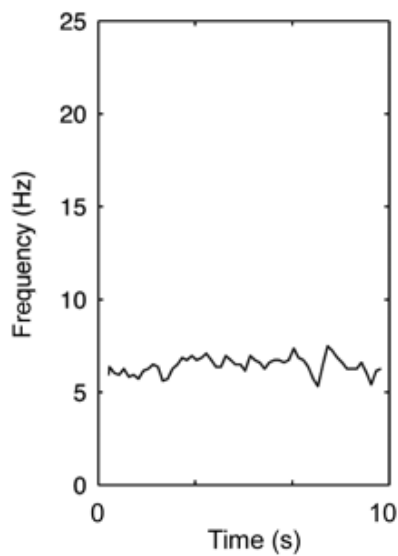
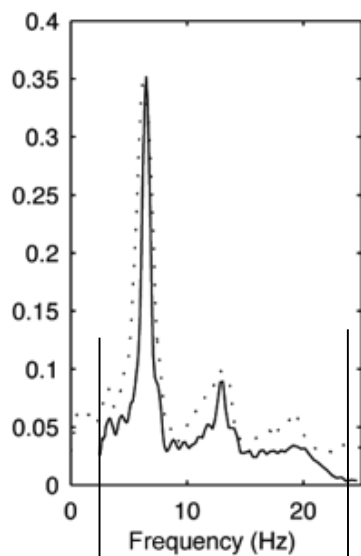
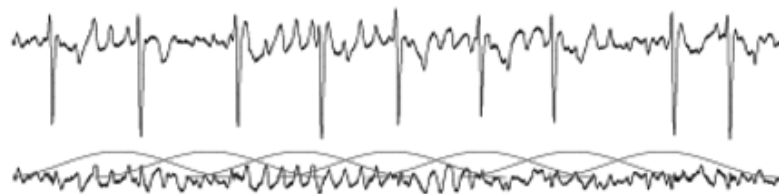
## Gain Bandwidth Product

Erősítési tényező · sávszélesség = állandó

Az erősítő által hozzátett energiát vagy széles sávban alacsonyabb erősítésre, vagy keskeny sávban nagyobb erősítésre lehet használni.



## Erősítők vizsgálata - átviteli függvény



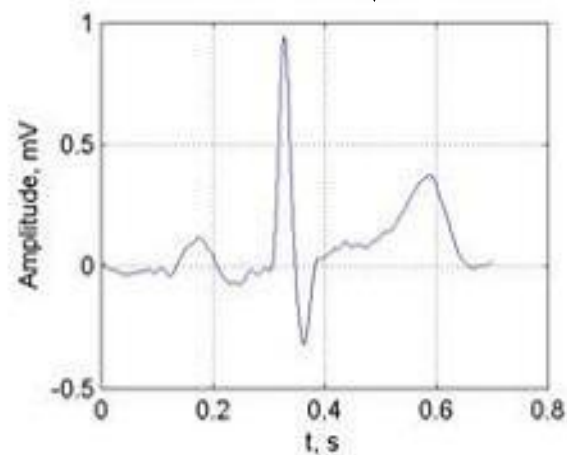
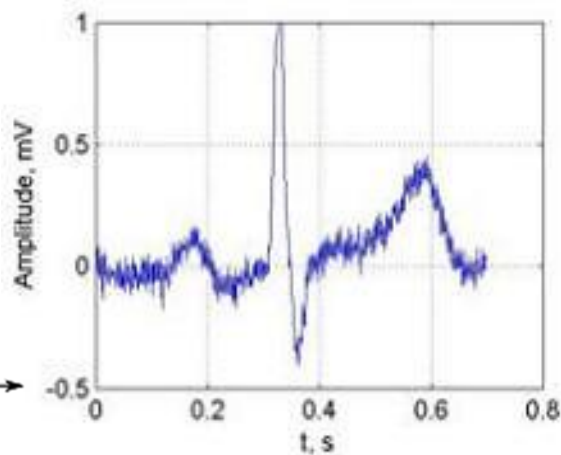
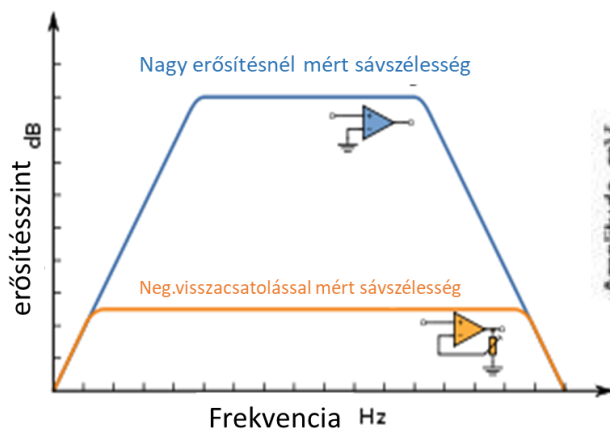
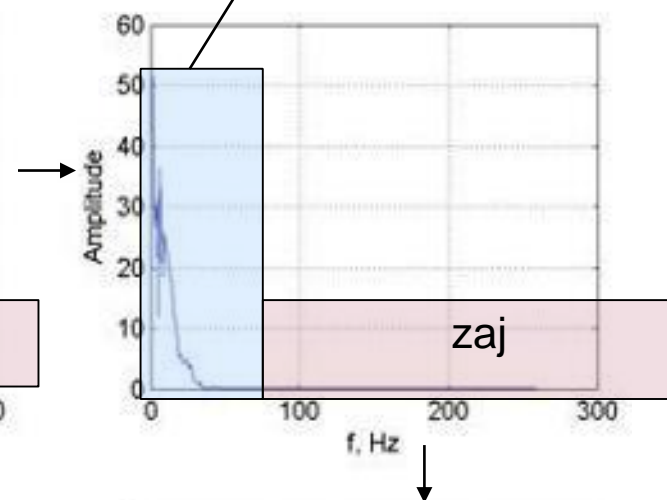
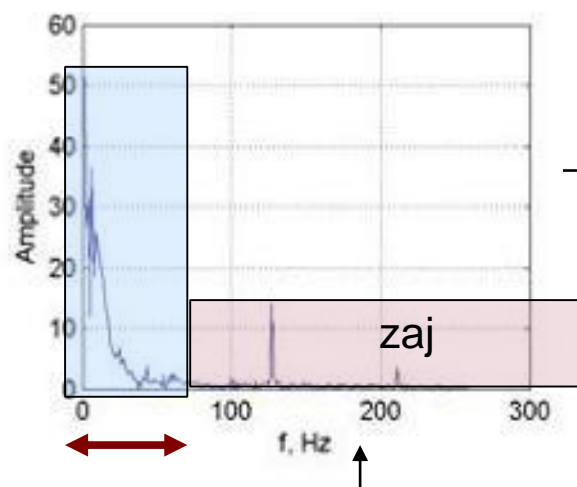
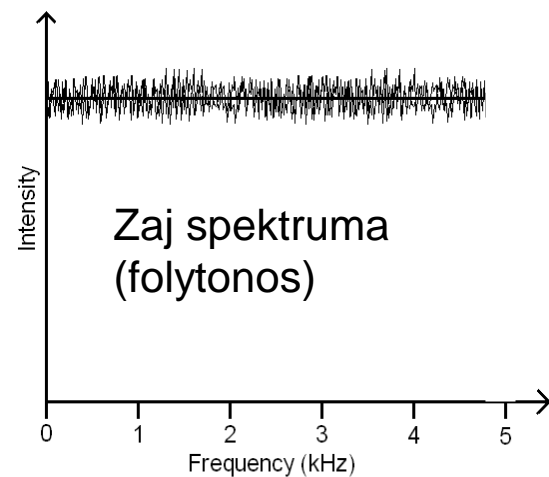
A jel frekvencia-spektrumához kell igazítani az átviteli sávot!

**Információ megőrzés = spektrum-megőrzés.**

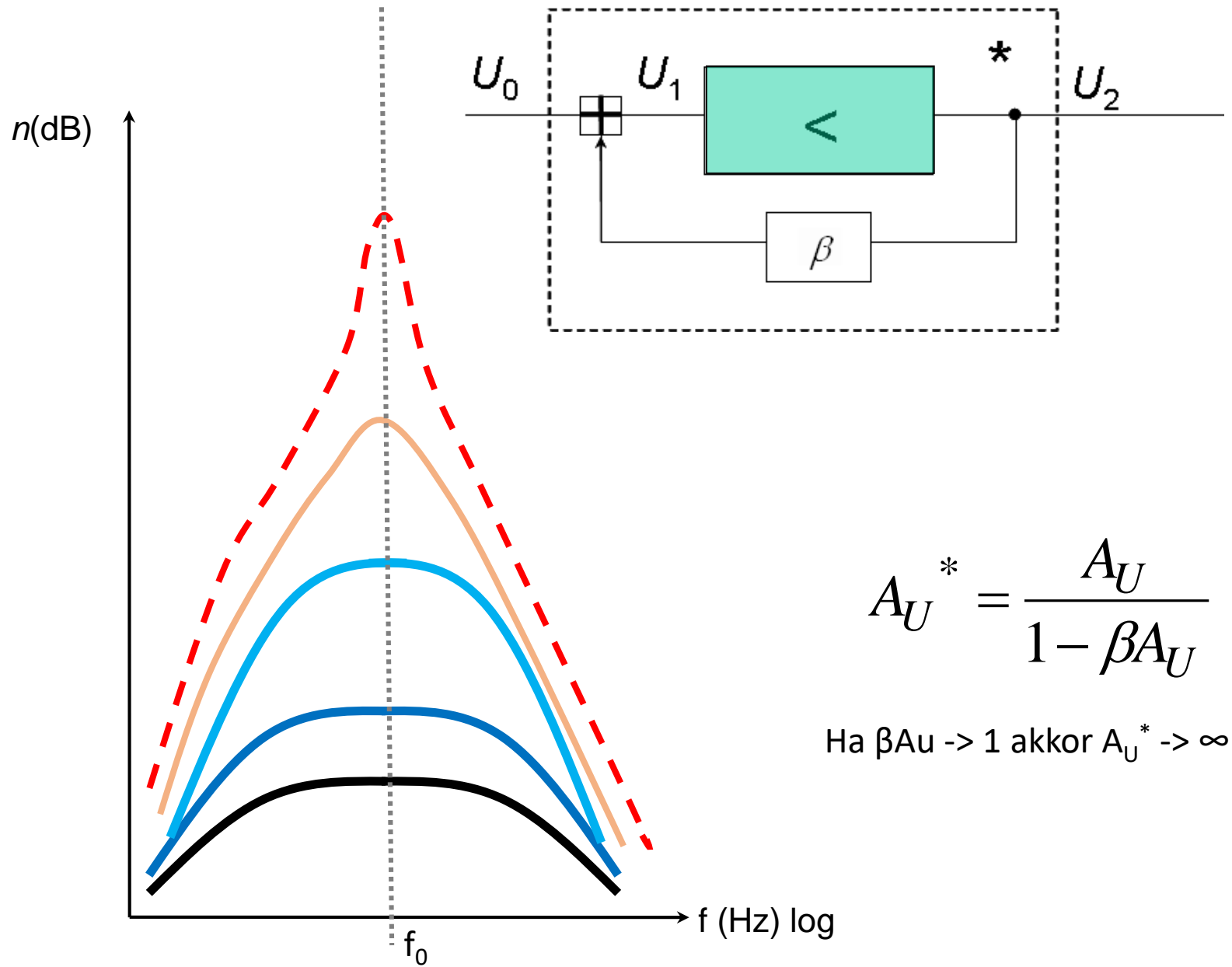
# Erősítők vizsgálata - átviteli függvény

## Fourier-szűrés

Csak azt a részt visszük át (tovább)  
ami a hasznos jelet tartalmazza



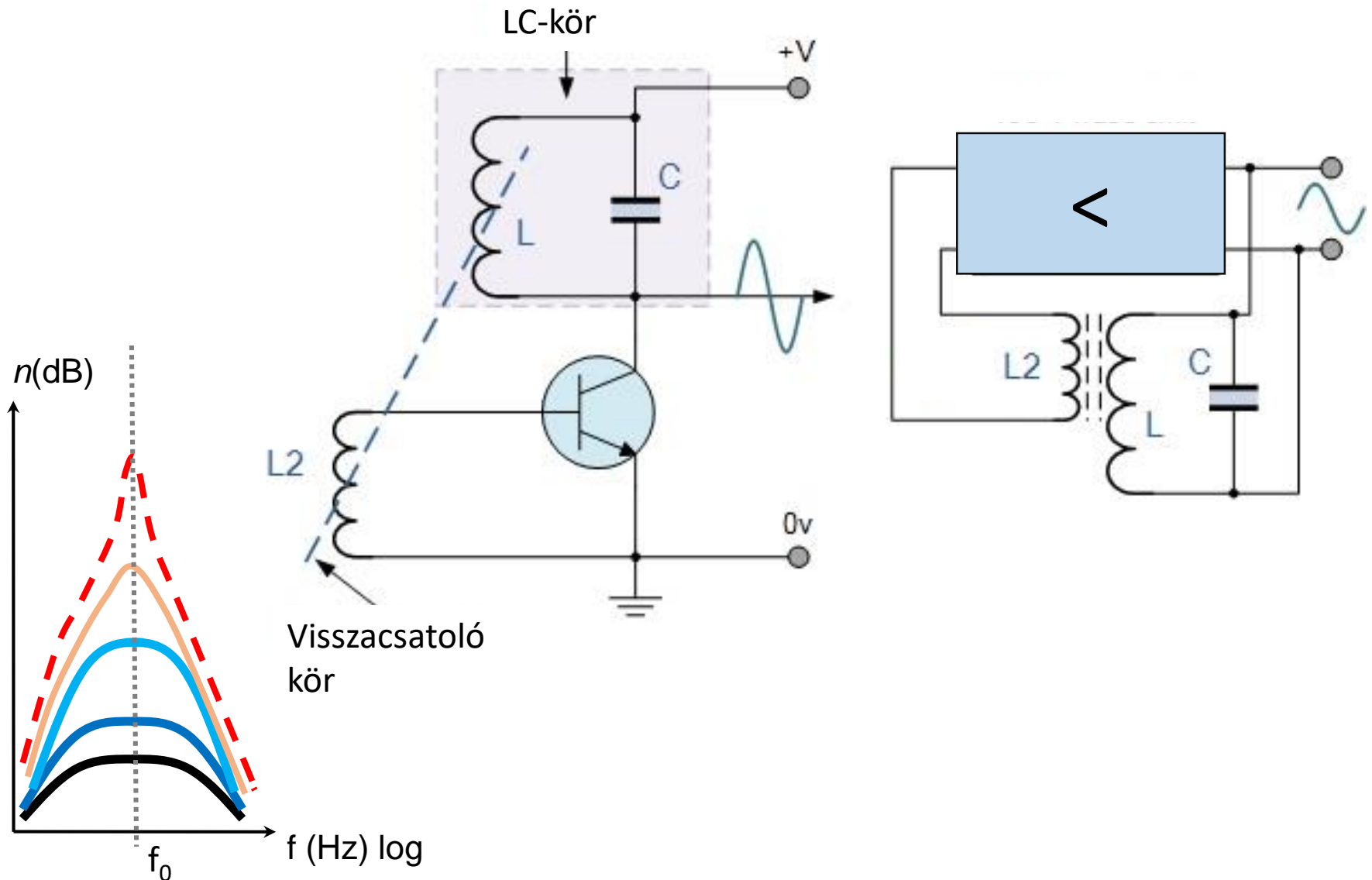
## Pozitív visszacsatolás

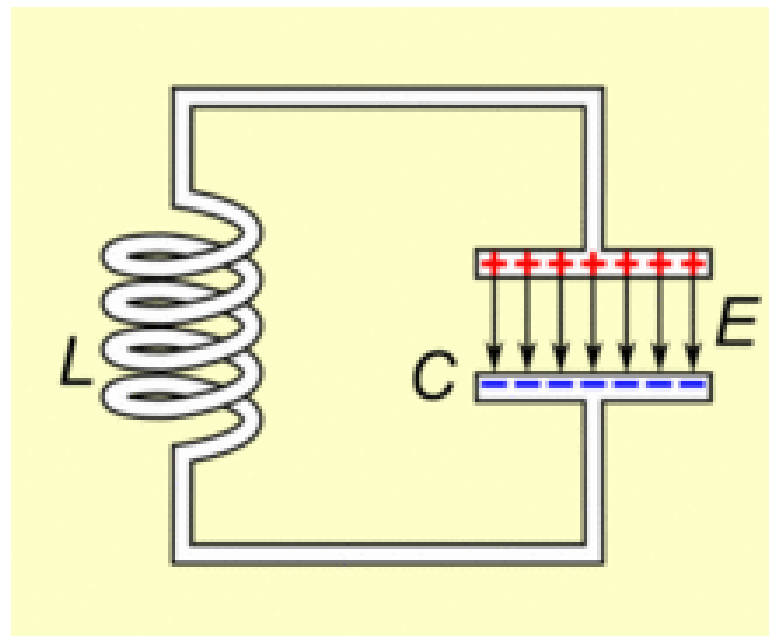
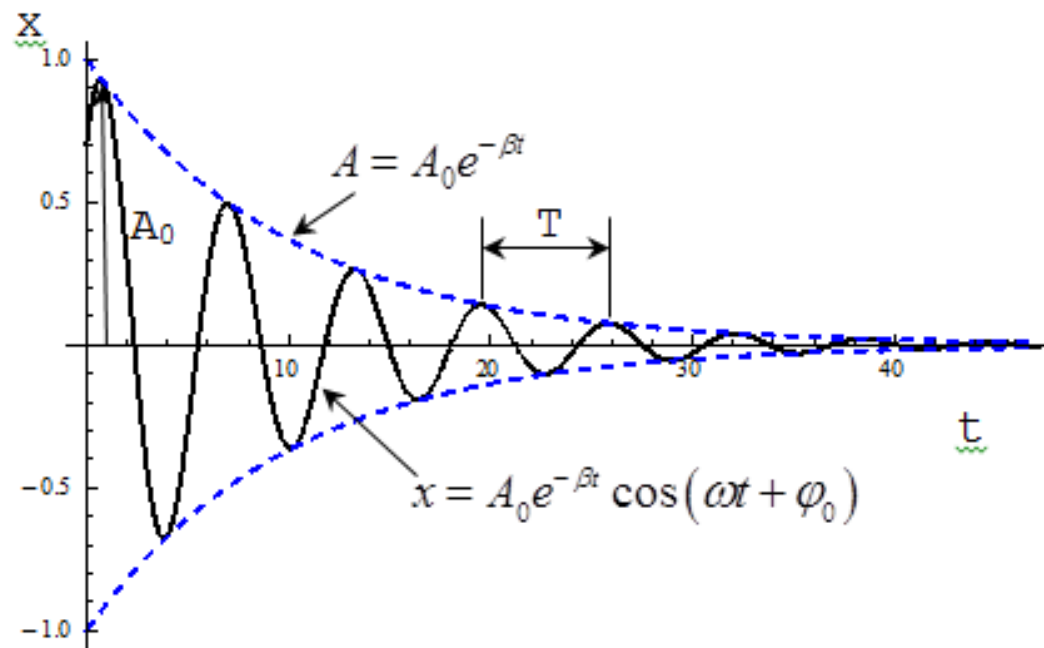
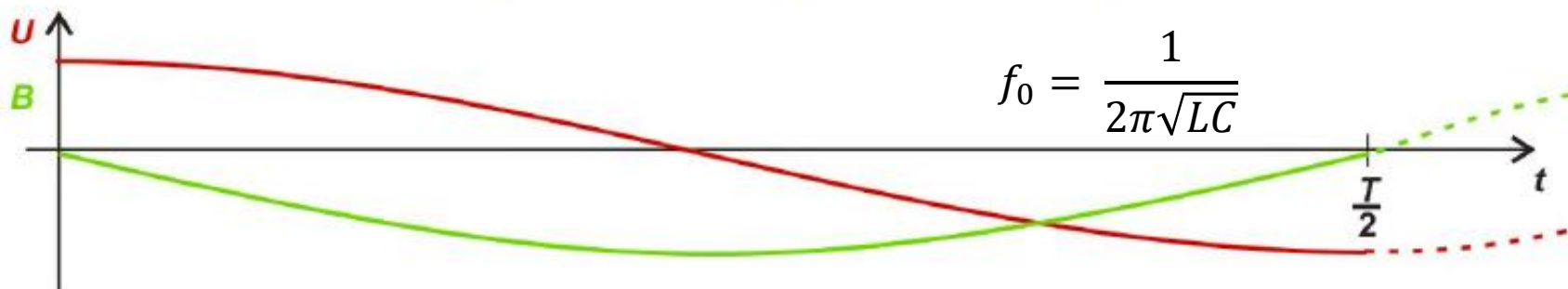
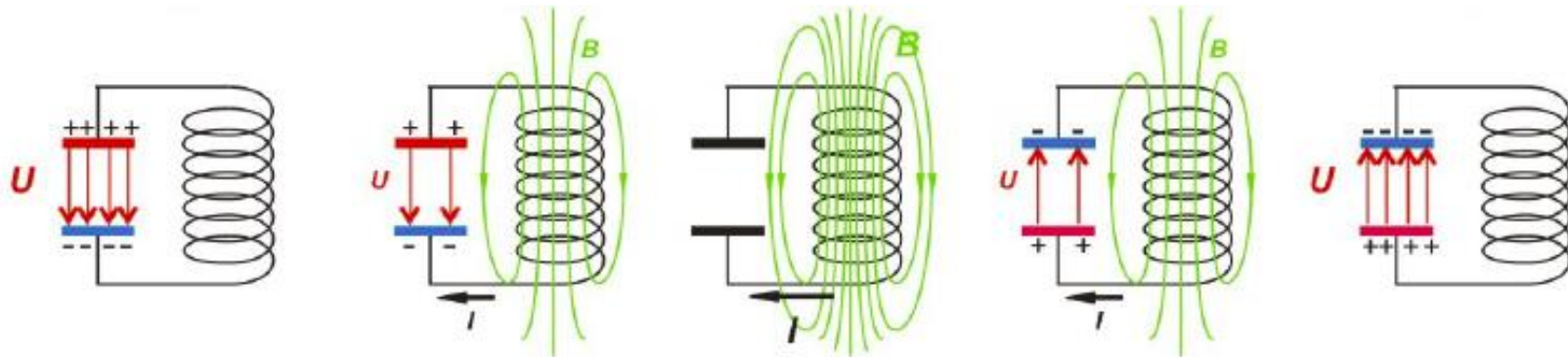


$$A_U^* = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

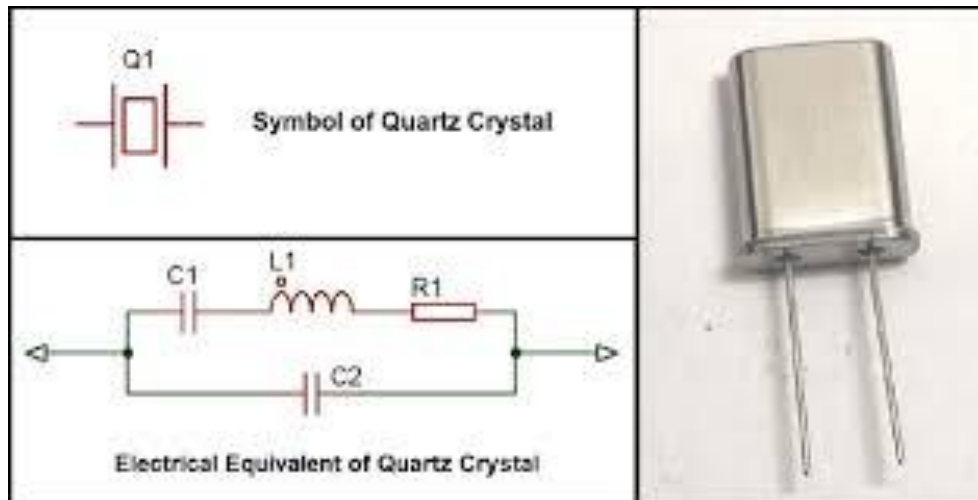
Ha  $\beta A_U \rightarrow 1$  akkor  $A_U^* \rightarrow \infty$

A pozitív visszacsatolás azt is jelenti, hogy frekvencia-szelektív (szűrő) elemeket iktatunk be a visszacsatolási ágba.

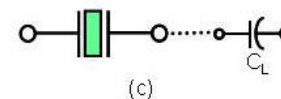
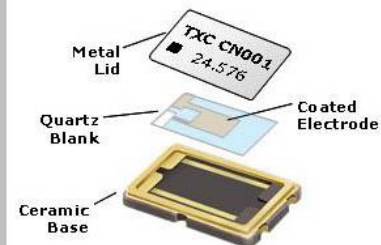




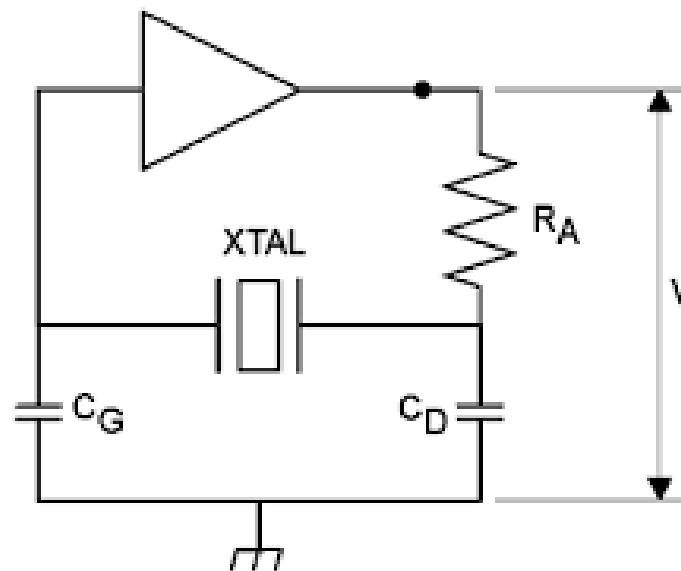
## Kristály-oszcillátor



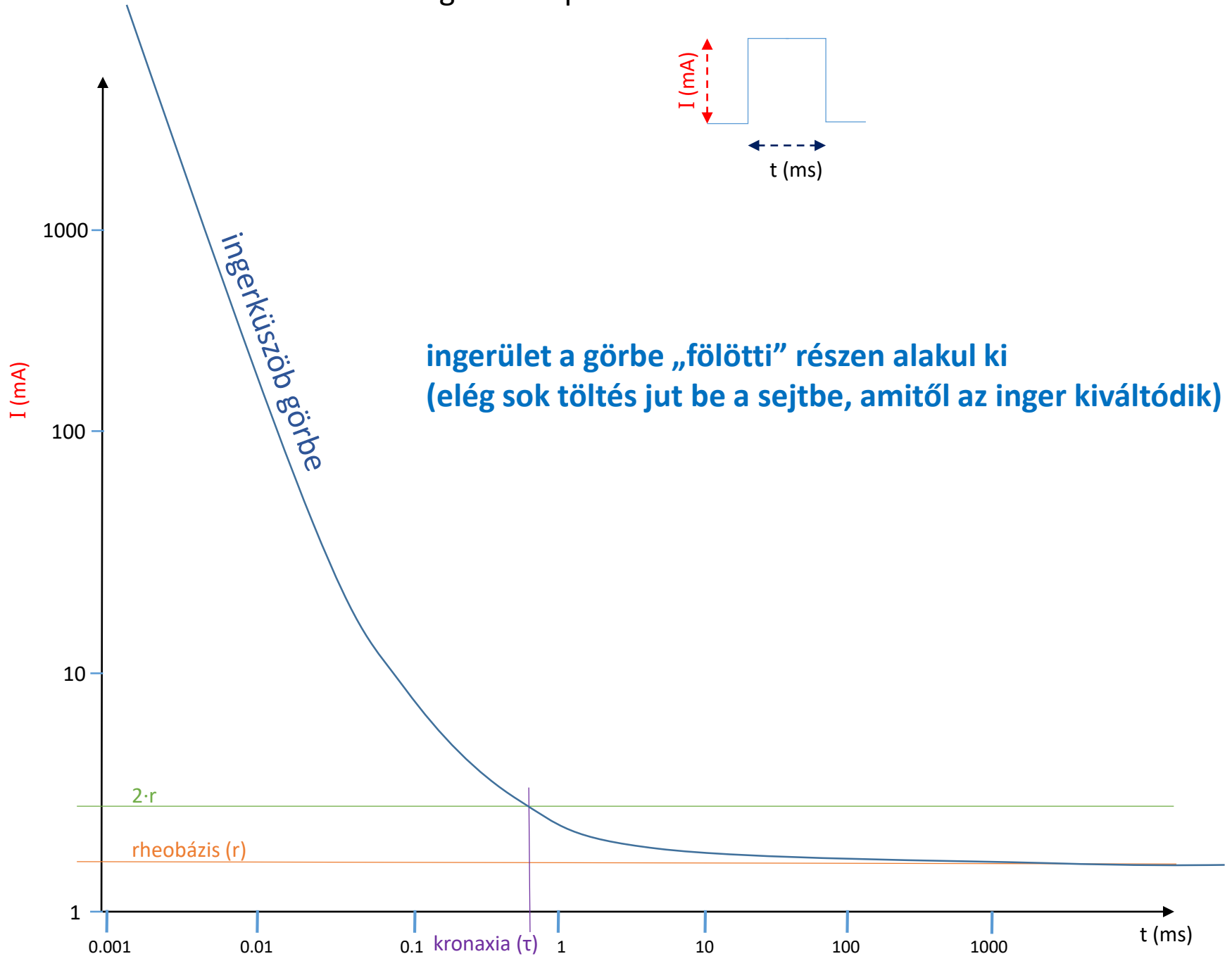
(Fig.7) (a) Metal can type resonator  
(b) Ceramic SMD type resonator  
(c) Symbol of crystal unit



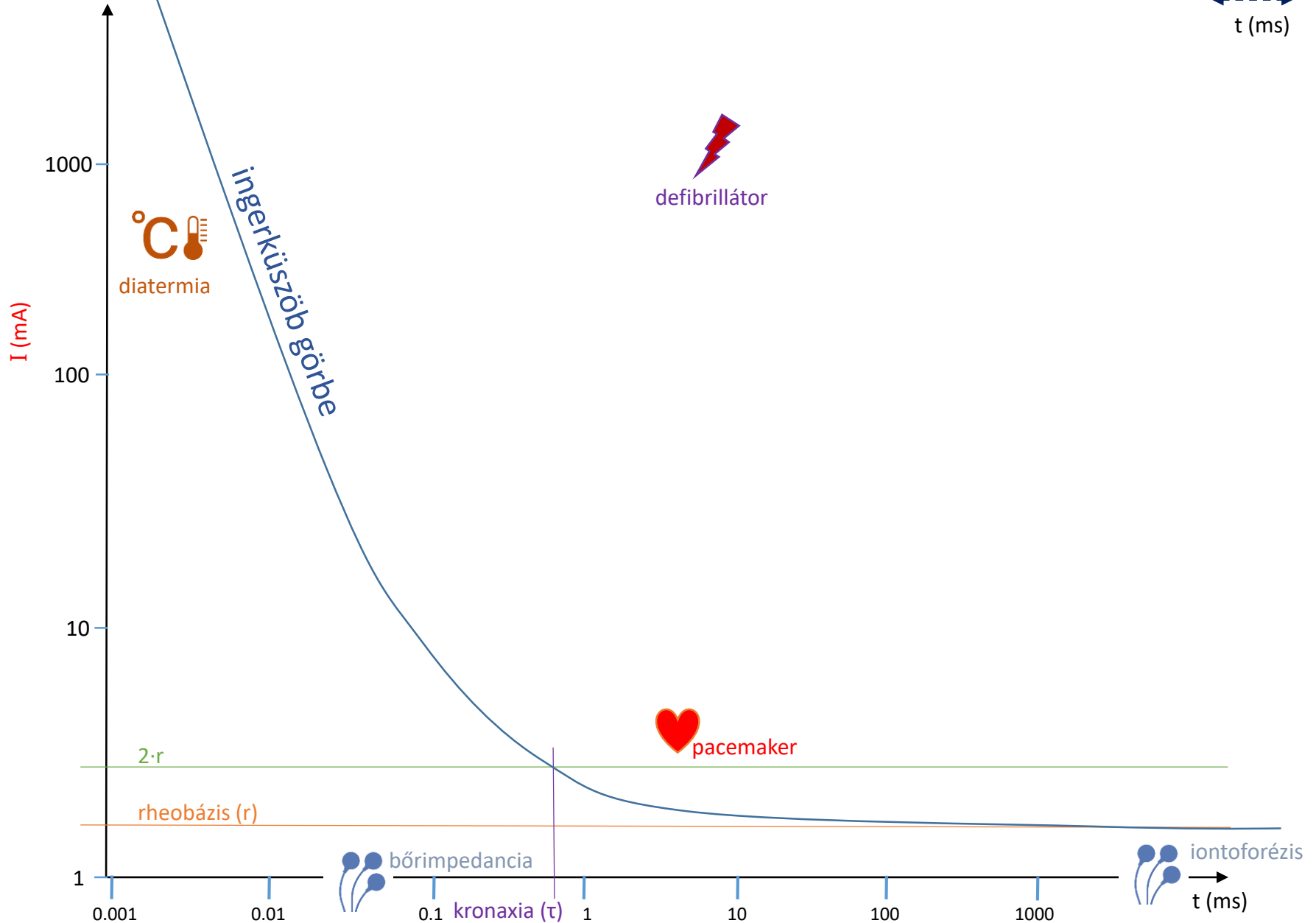
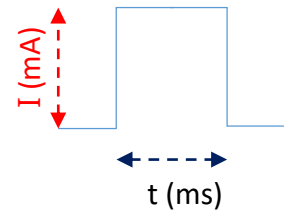
A visszacsatoló ágba  
egy mechanikus rezonancia-elem van  
(piezoelektromos)



# ingerlés impulzussal

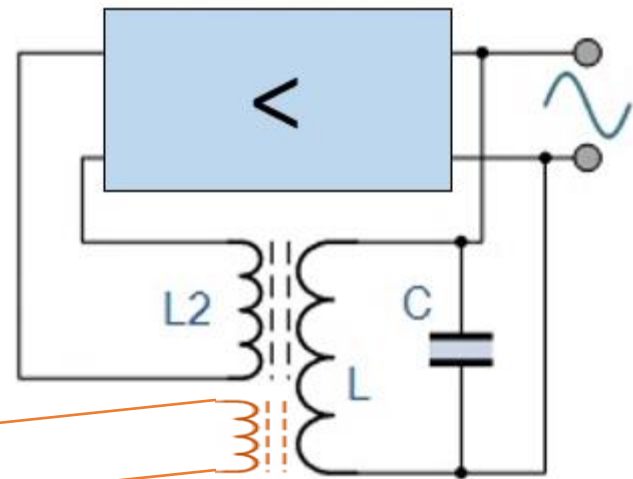


ingerület a görbe „fölötti” részen alakul ki  
(elég sok töltés jut be a sejtbe, amitől az inger kiváltódik)



## Kimenő teljesítmény átvezetése a páciensbe

**NEM lehet közvetlen galvanikus kapcsolat!**  
(biztonsági szabály)



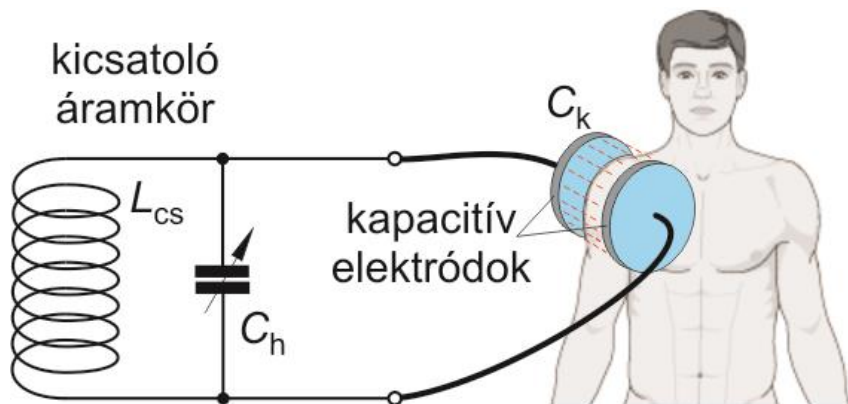
Mágneses kicsatolást szoktak alkalmazni

## Páciens-körök

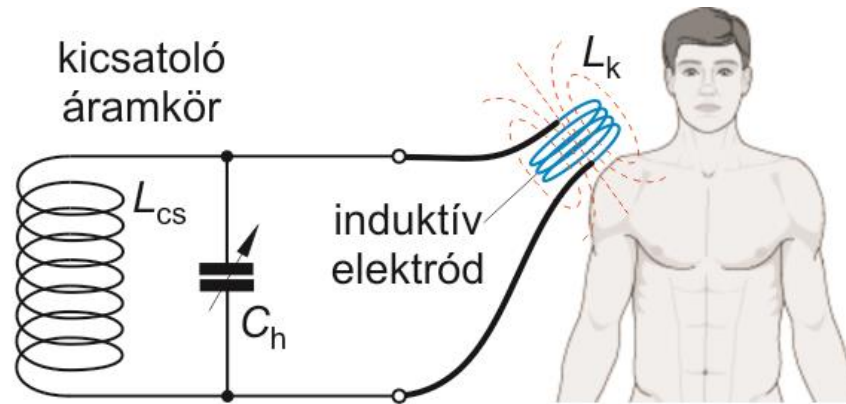


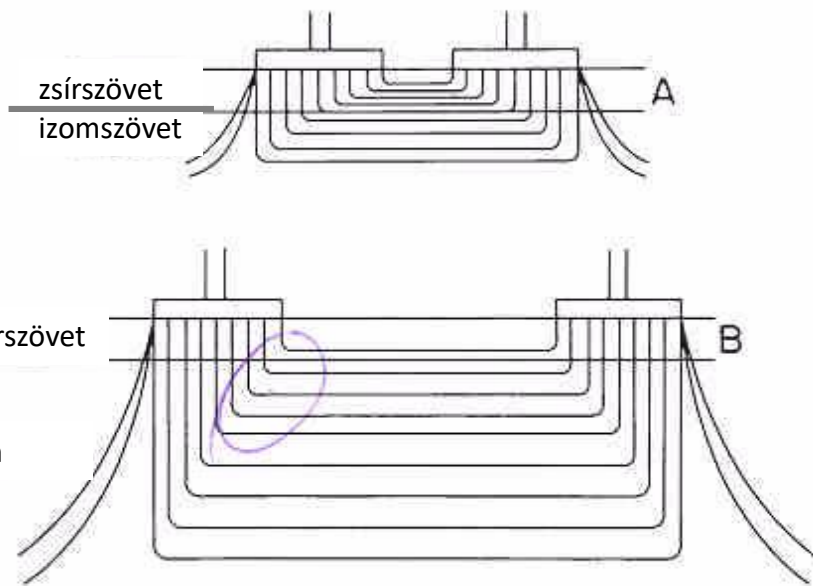
elnevezés	frekvencia	hullámhossz
rövidhullám (RH)	27,12 MHz	11,1 m
dm-es hullám	433 MHz	6,9 dm
mikrohullám	2,4 GHz	1,25 dm

kicsatoló  
áramkör

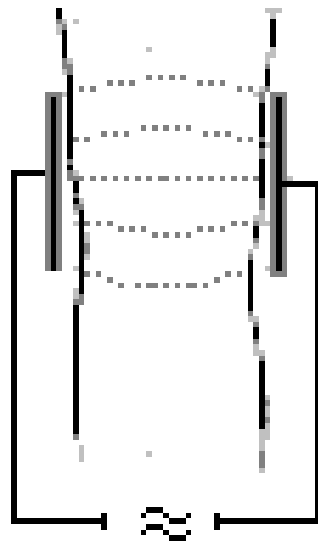


kicsatoló  
áramkör

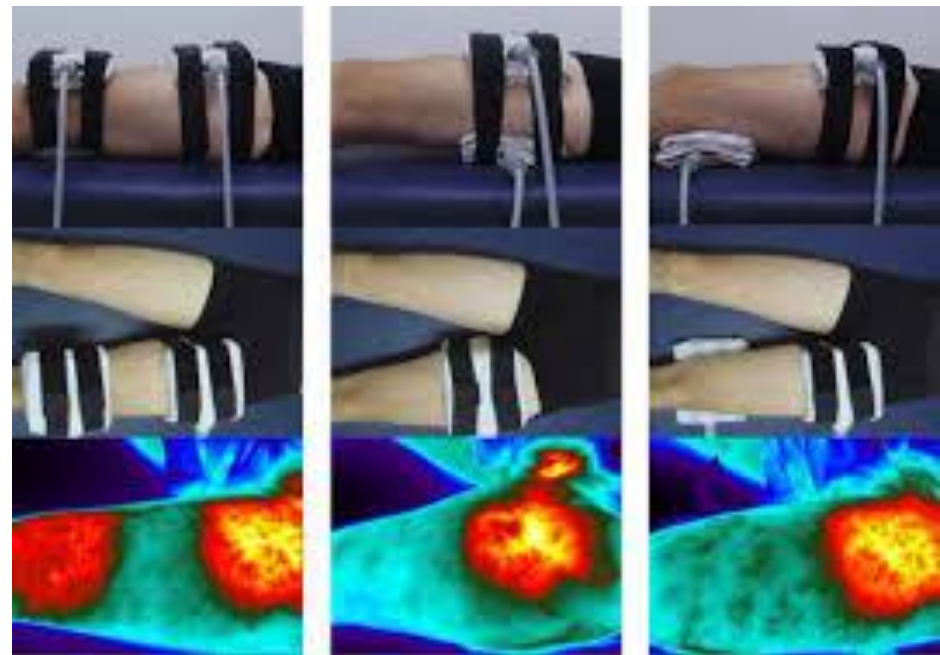
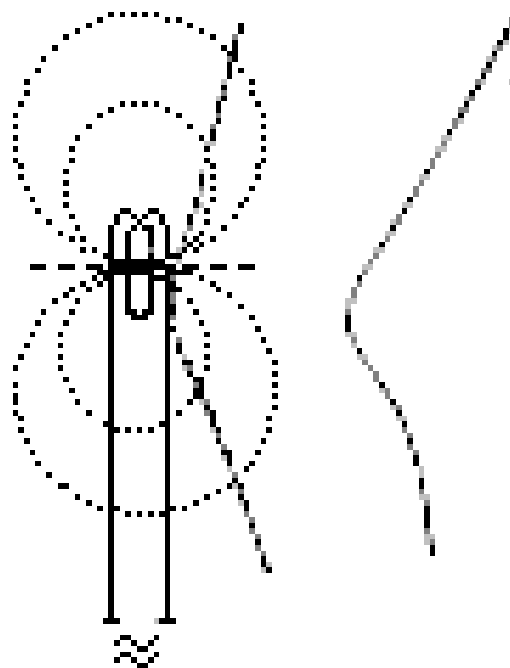




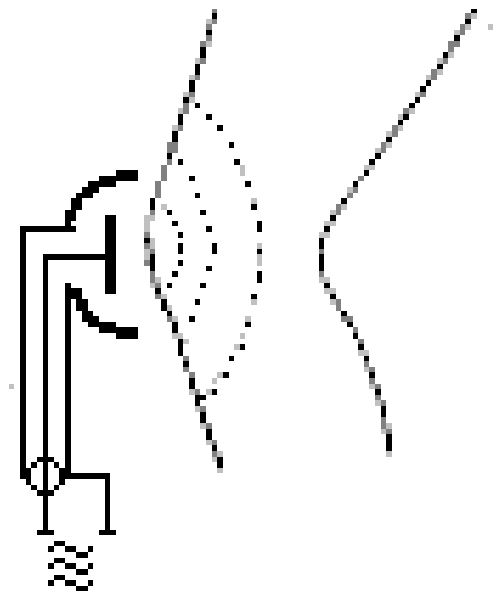
**kondenzátor teres  
kicsatolás**



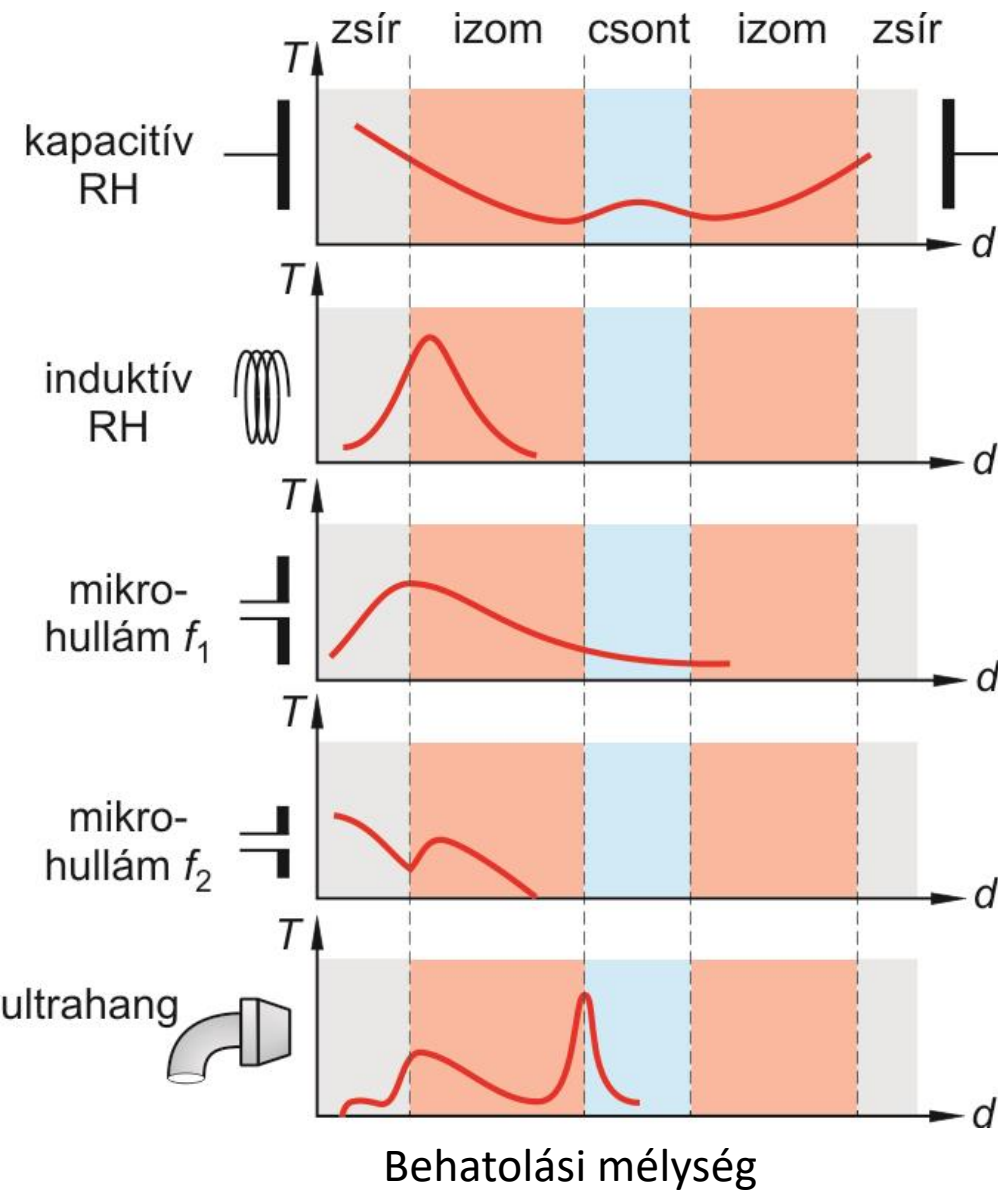
**tekercs teres kicsatolás**



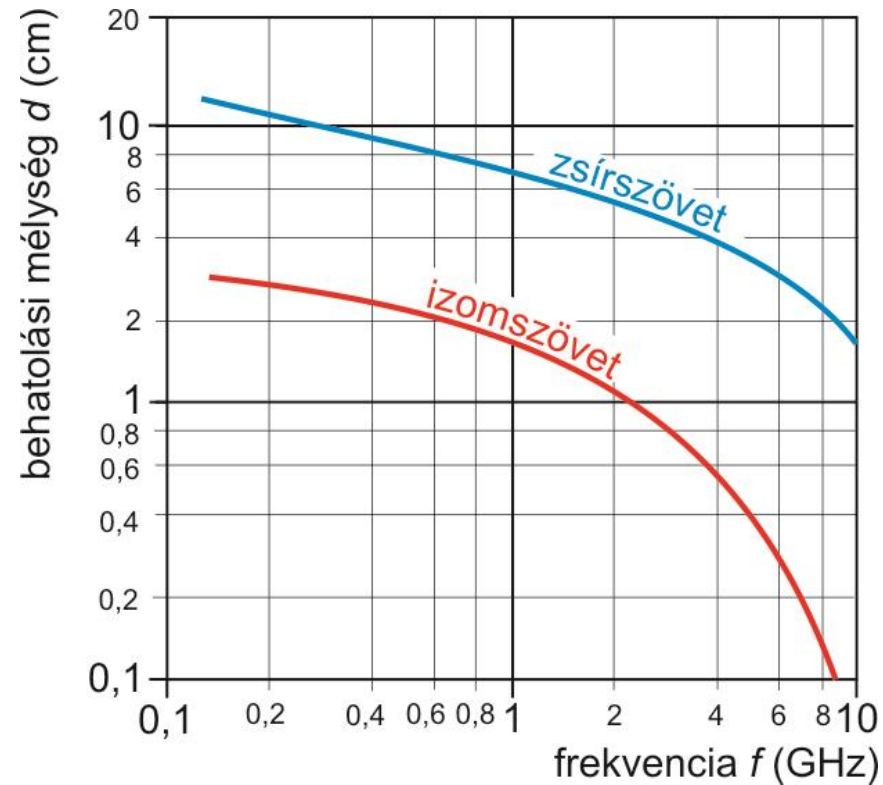
**mikrohullámú besugárzás  
antennával**

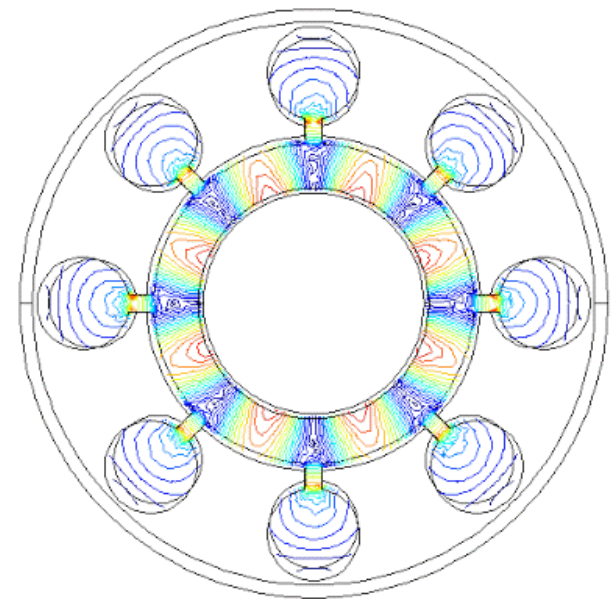
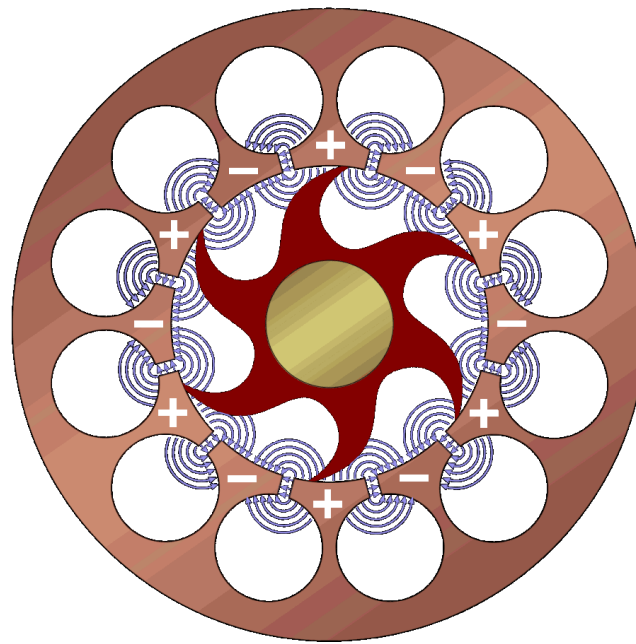
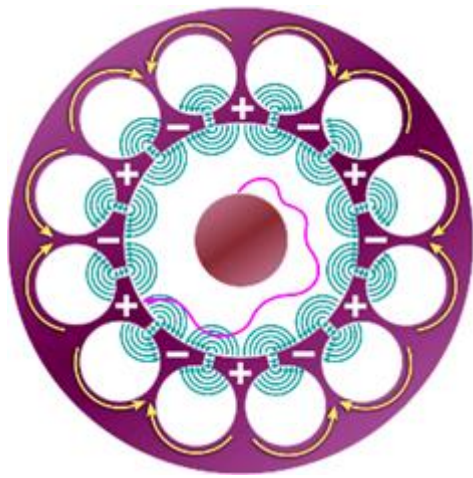


$$Q = \frac{U^2}{R} \cdot t = \frac{U^2}{\rho \frac{l}{A}} \cdot t = \sigma \frac{U^2}{l^2} \cdot l \cdot A \cdot t = \sigma \cdot E^2 \cdot V \cdot t$$

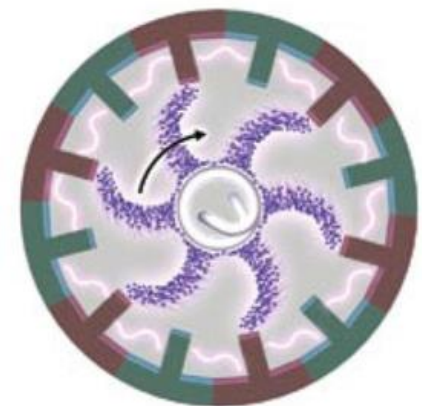
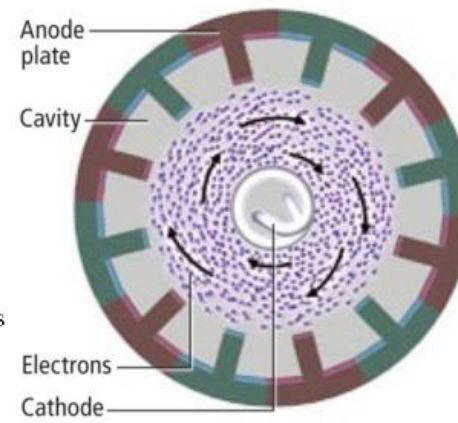
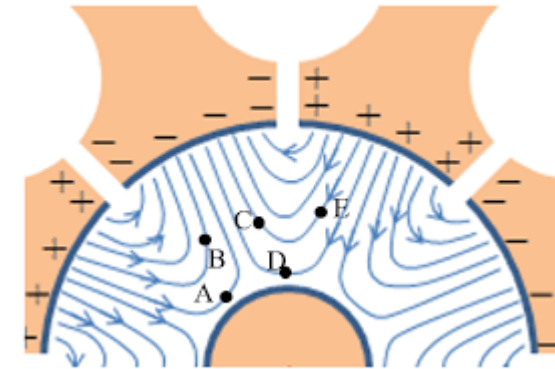
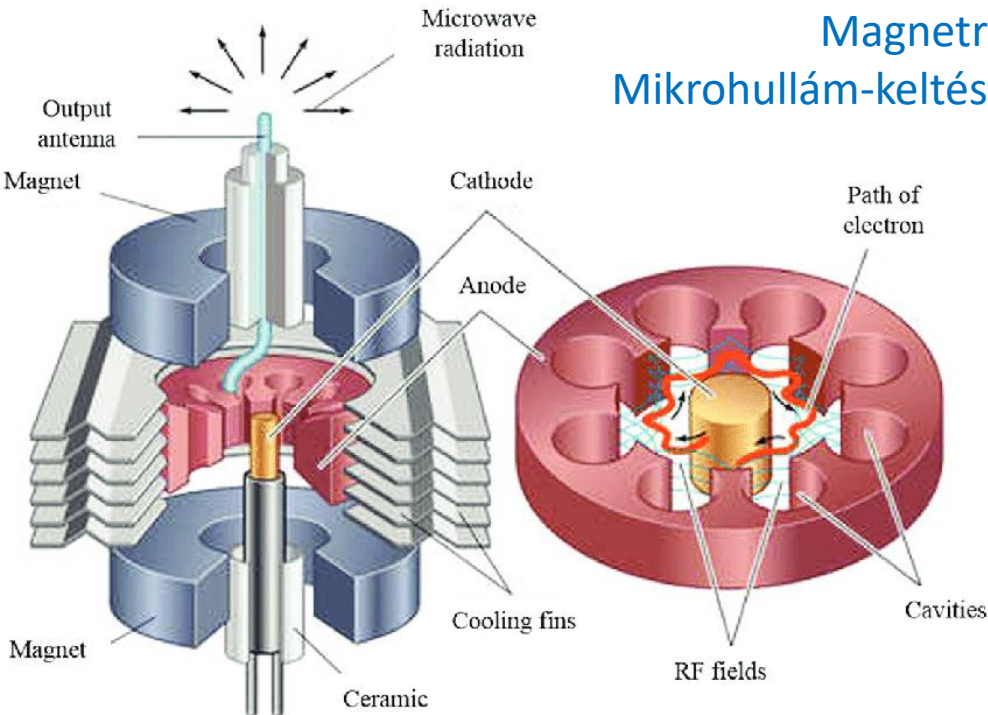


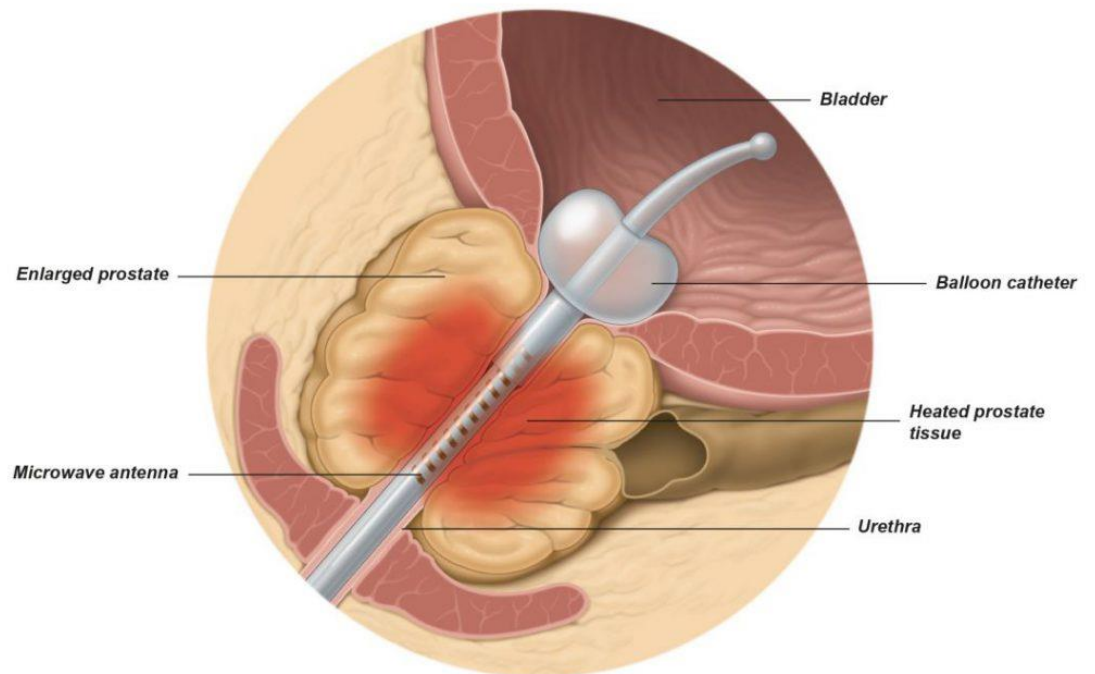
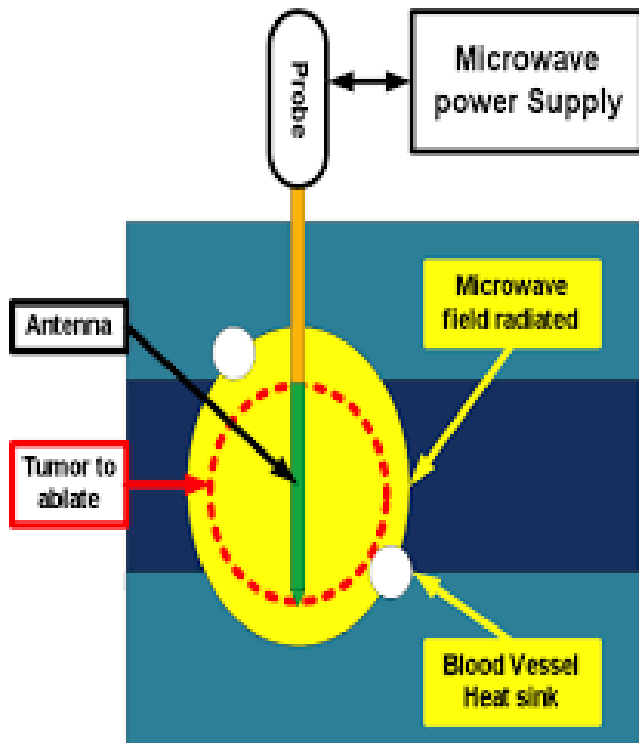
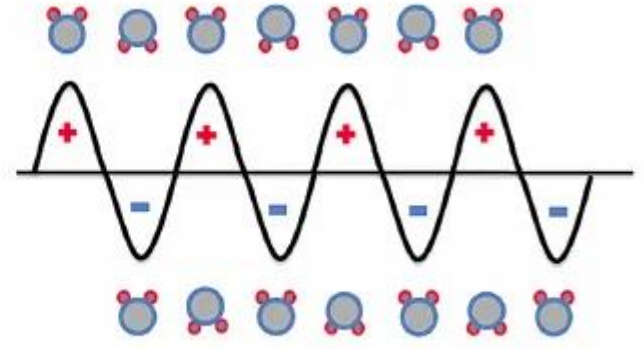
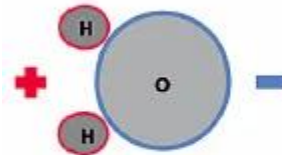
frekvencia	$\sigma_{\text{zsír}}$ (mS/cm)	$\sigma_{\text{zsír}}$ (mS/cm)
300 MHz	2,7	9,0 – 9,9
1000 MHz	3,6	13,0 – 14,5





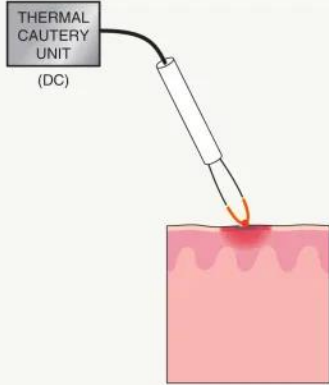
## Magnetron: Mikrohullám-keltés elektronokkal



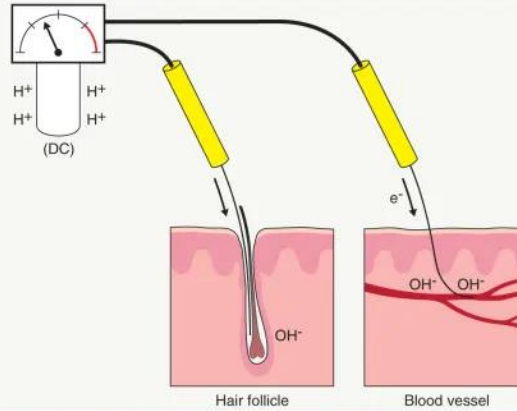


# ELECTROCAUTERY, ELECTROLYSIS AND DIFFERENT TYPES OF ELECTROSURGERY

## Electrocautery



## Electrolysis



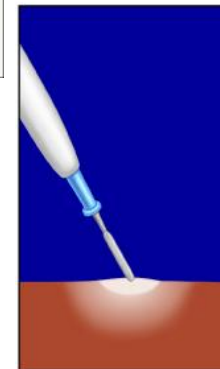
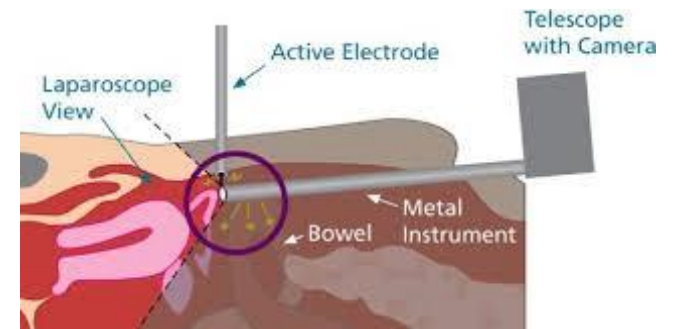
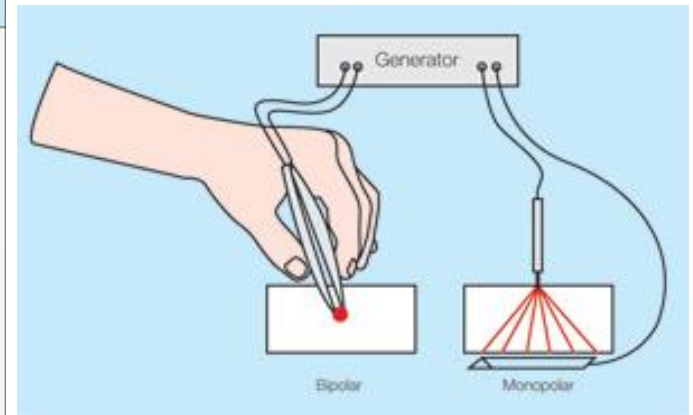
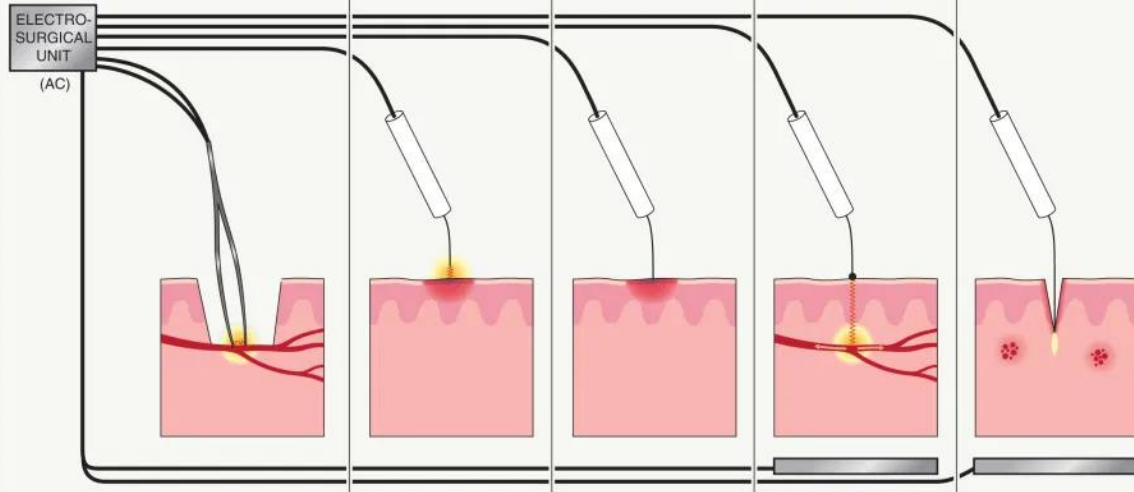
## Bipolar electrocoagulation

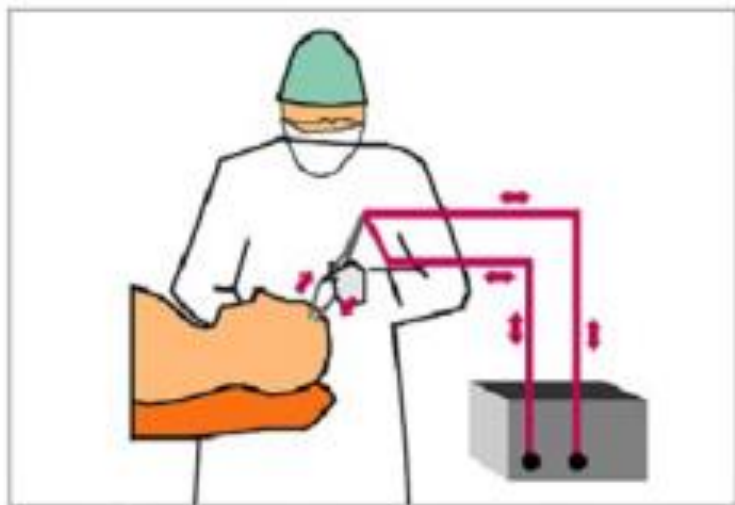
## Electrofulguration

## Electrodesiccation

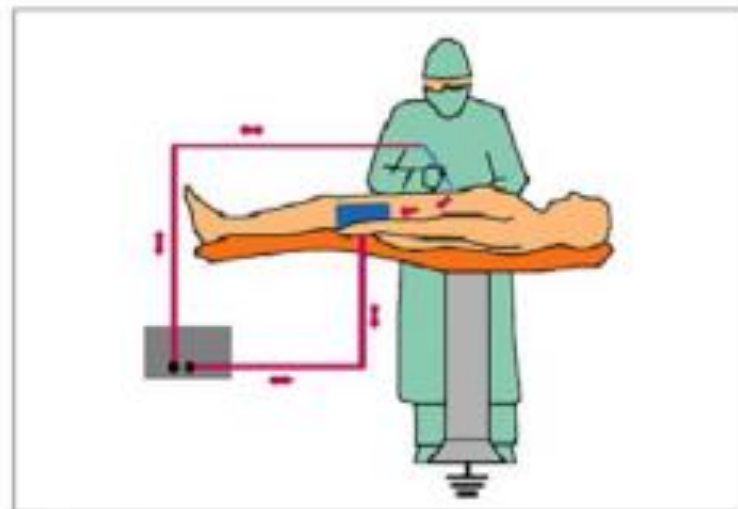
## Biterminal electrocoagulation

## Electrosection

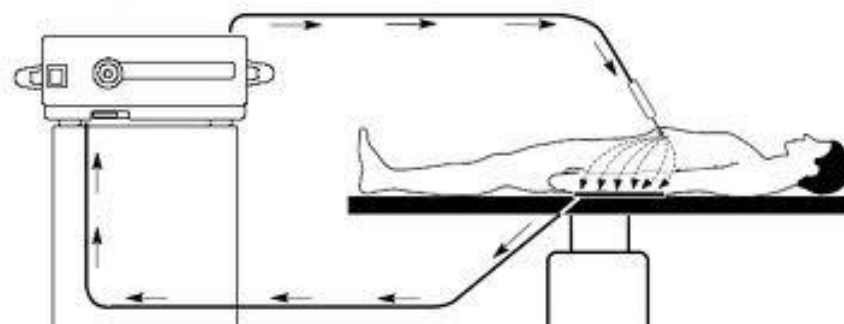




**Bipolar**



**Monopolar**



Egyenáram:  $f=0$

## Galvánkezelés: állandó egyenáram alkalmazása

Anód kraniálisan (leszálló kezelés):

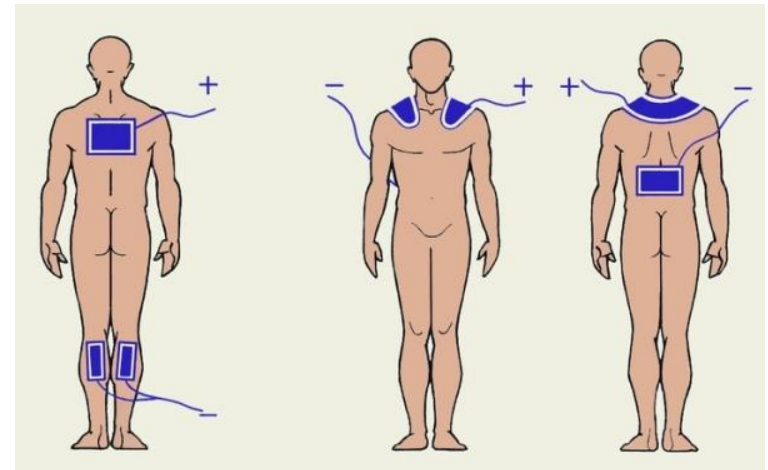
ingerküszöb nő

szimpatikus tónus csökken

Anód kaudalisan (felszálló kezelés)

ingerküszöb csökken

ingerelhetőség nő



Hatásai: fokozza a motoros idegek ingerlékenységét

fájdalomcsillapító

sejtanyagcsere fokozó

értágító

**Hidrogalván-kezelés:** kicsi áramsűrűség a teljes testfelszínen  
szimpatikus tónus csökken  
vazodilatáció a mélyebb rétegekben

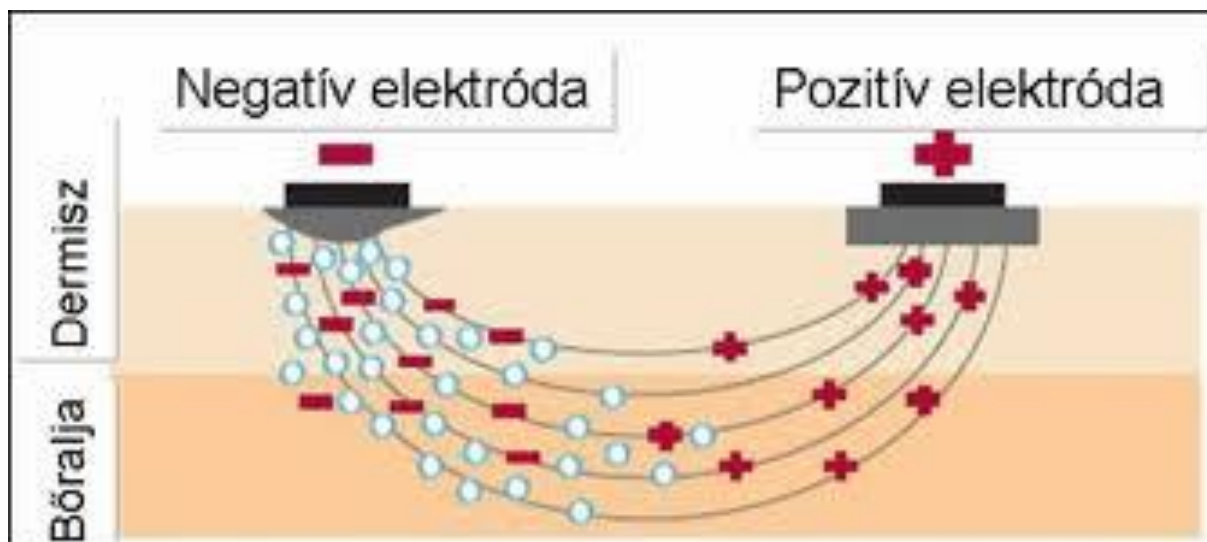


**Iontoforézis:** ionos gyógyszerek juttathatók be a két elektród között elhelyezkedő szervbe egyenáram segítségével.

Pl.fájdalomcsillapítók, gyulladáscsökkentők, értágítók, szövetpuhítók

Katoforézis – pl. szteroidok, lidocain

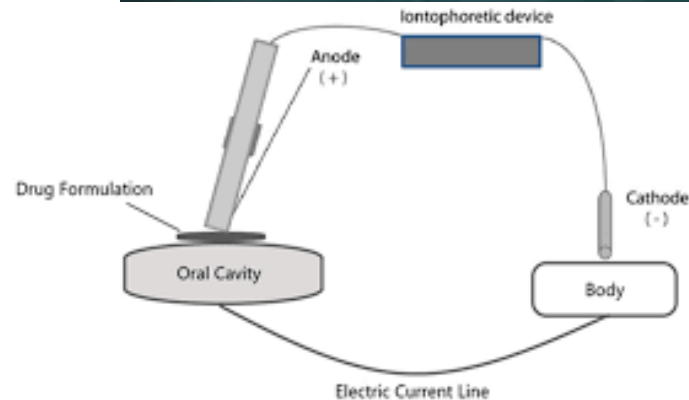
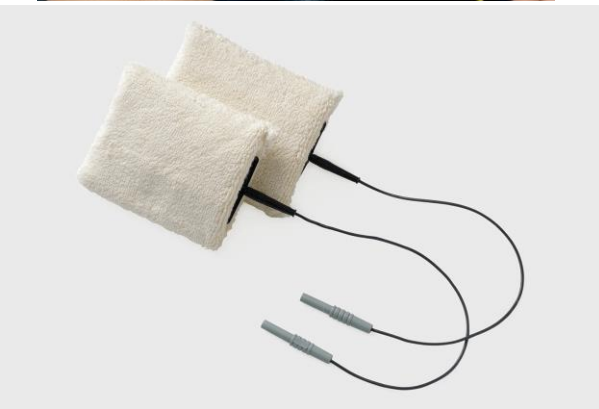
Anoforézis – pl. nem-szteroid gyulladáscsökkentők



# Iontoforézis:

Előnye: kisebb mennyiség, lokális bevitel, más módon nem felszívódó gyógyszerek bevitele

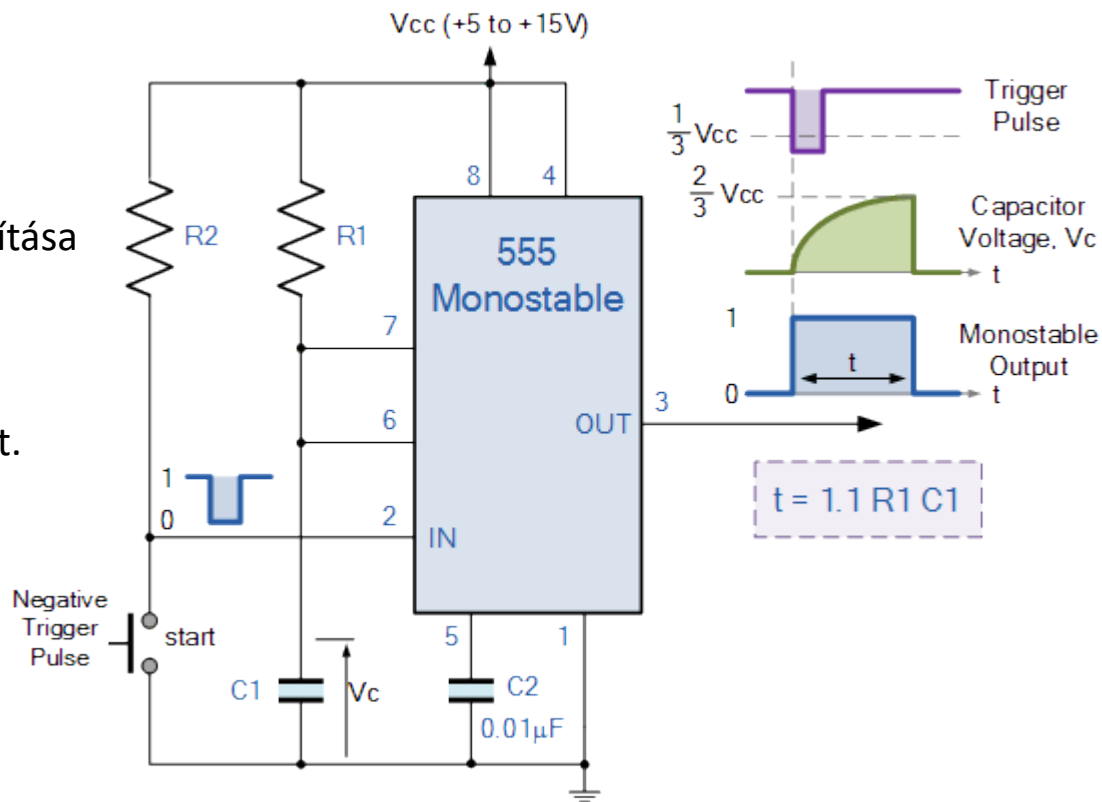
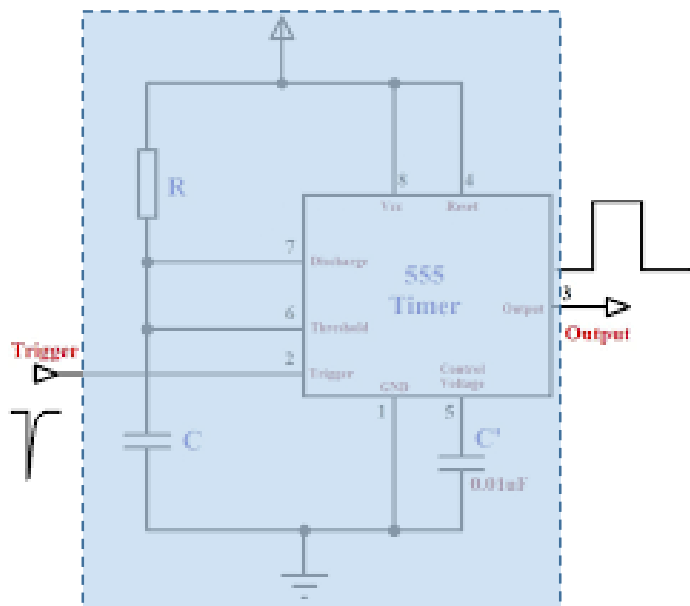
Hátránya: a dózis bizonytalan



## Impulzus generátorok

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

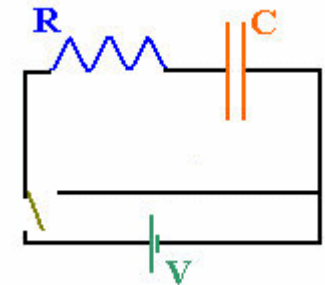
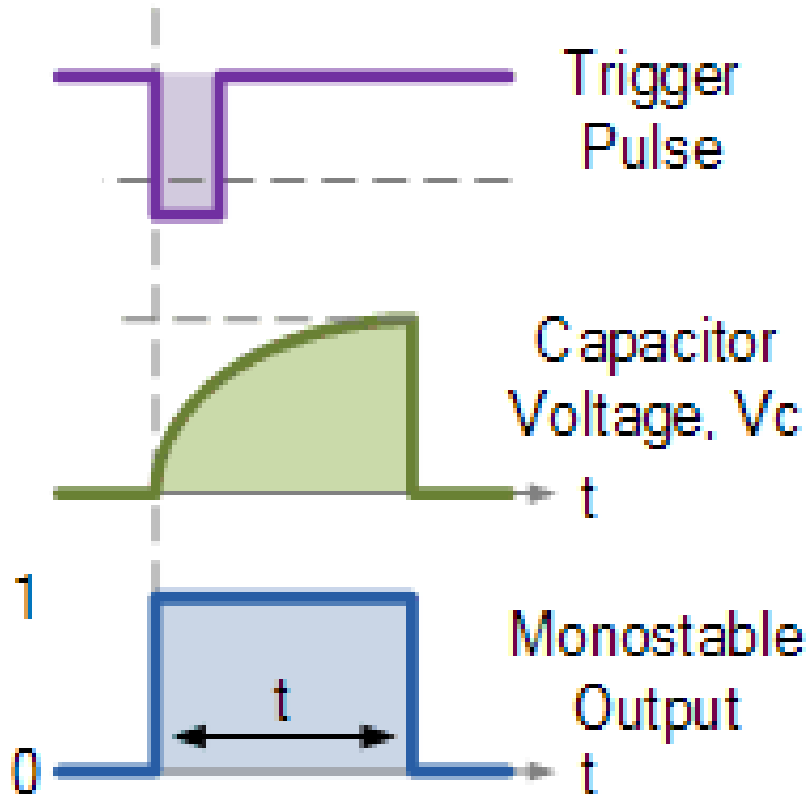
**Trigger:** bementi jel, aminek hatására az impulzusgenerátor előállít egy impulzust.



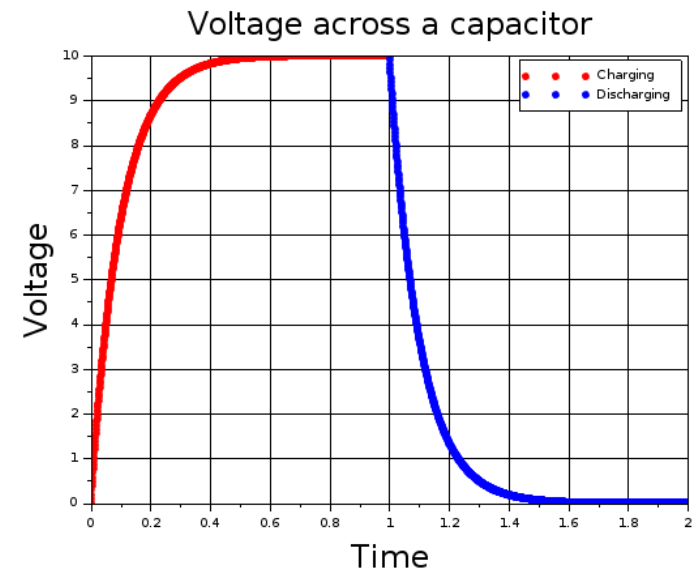
Monostabil áramkör:  
Trigger nélkül nem történik semmi.  
(tartós inaktív állapot)

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

## A legegyszerűbb időzítés az RC kör töltése/kisütése

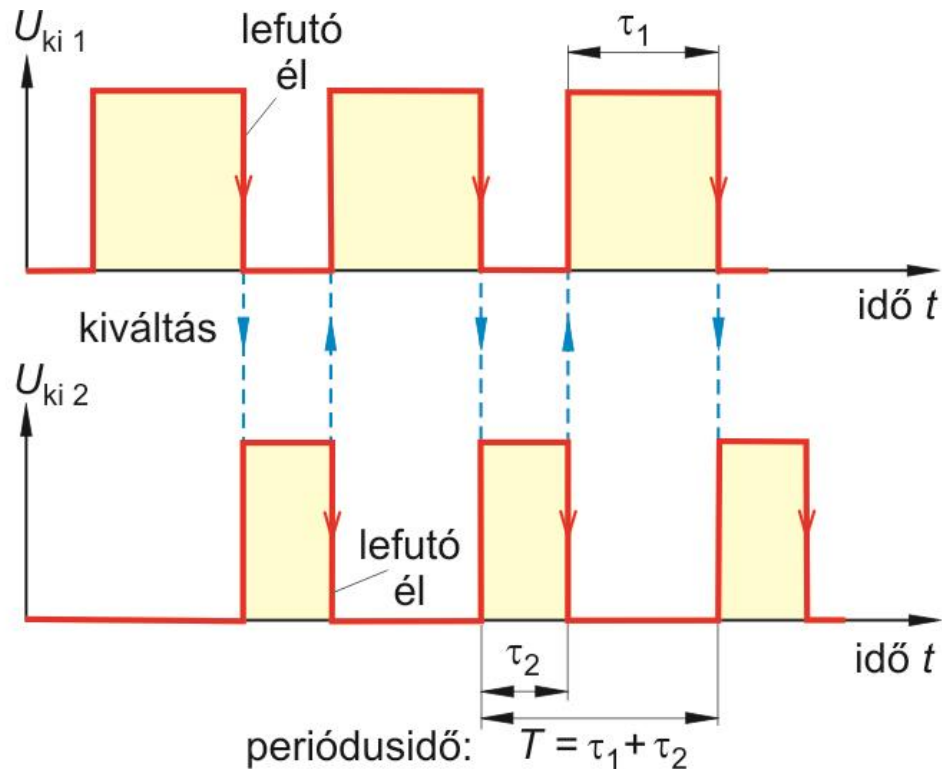
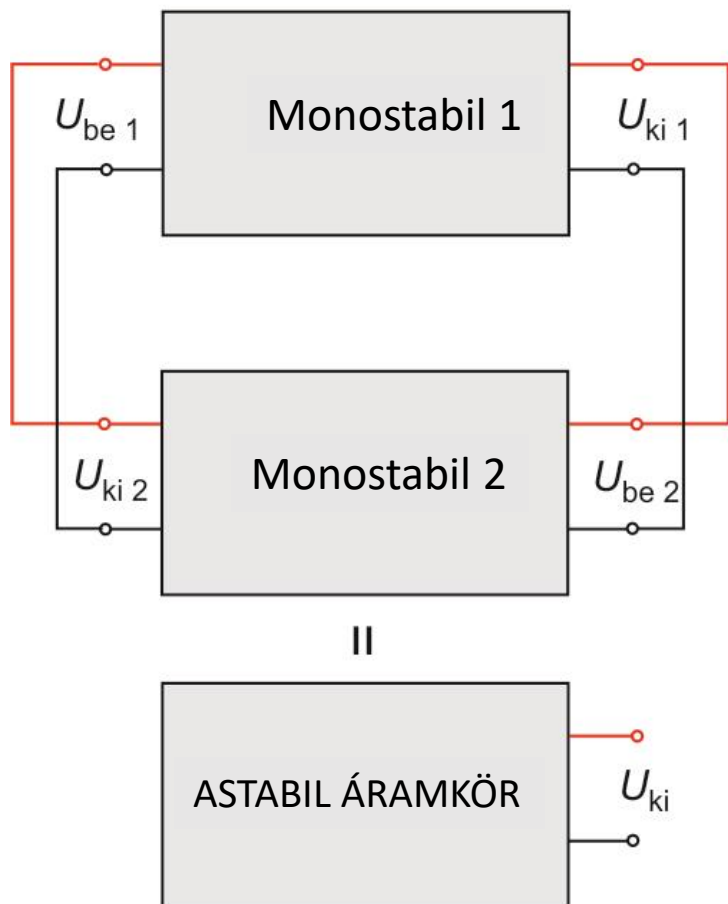


RC kör töltése  
vagy kisütése

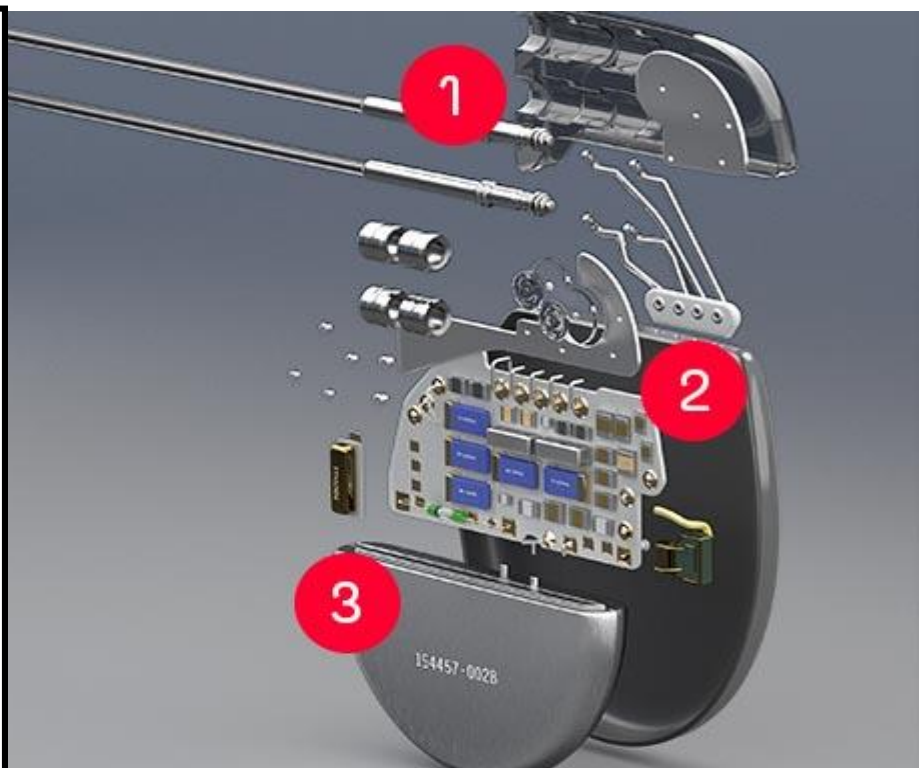
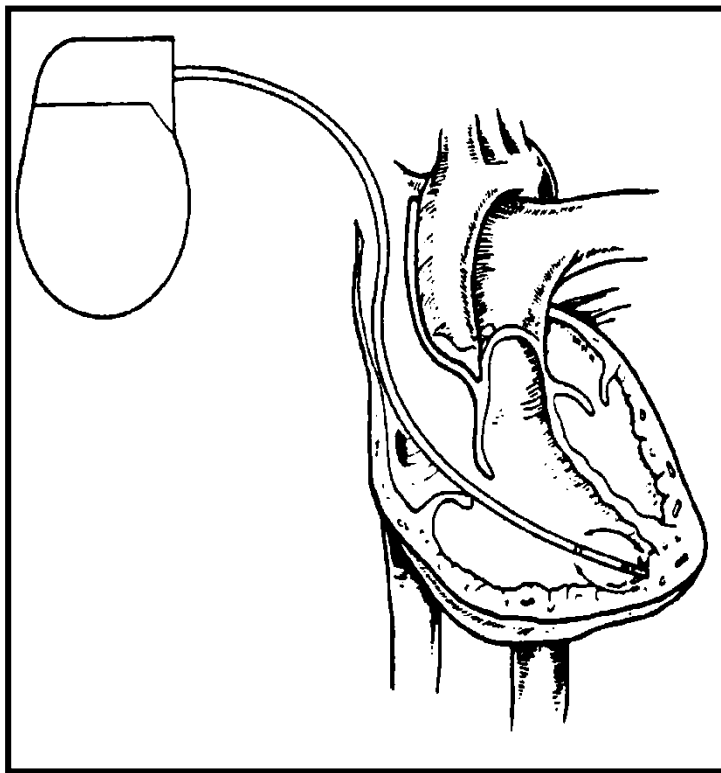


**Astabil áramkör:** folyamatosan impulzus-sorozatot állít elő, külső beavatkozás nélkül is.

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)

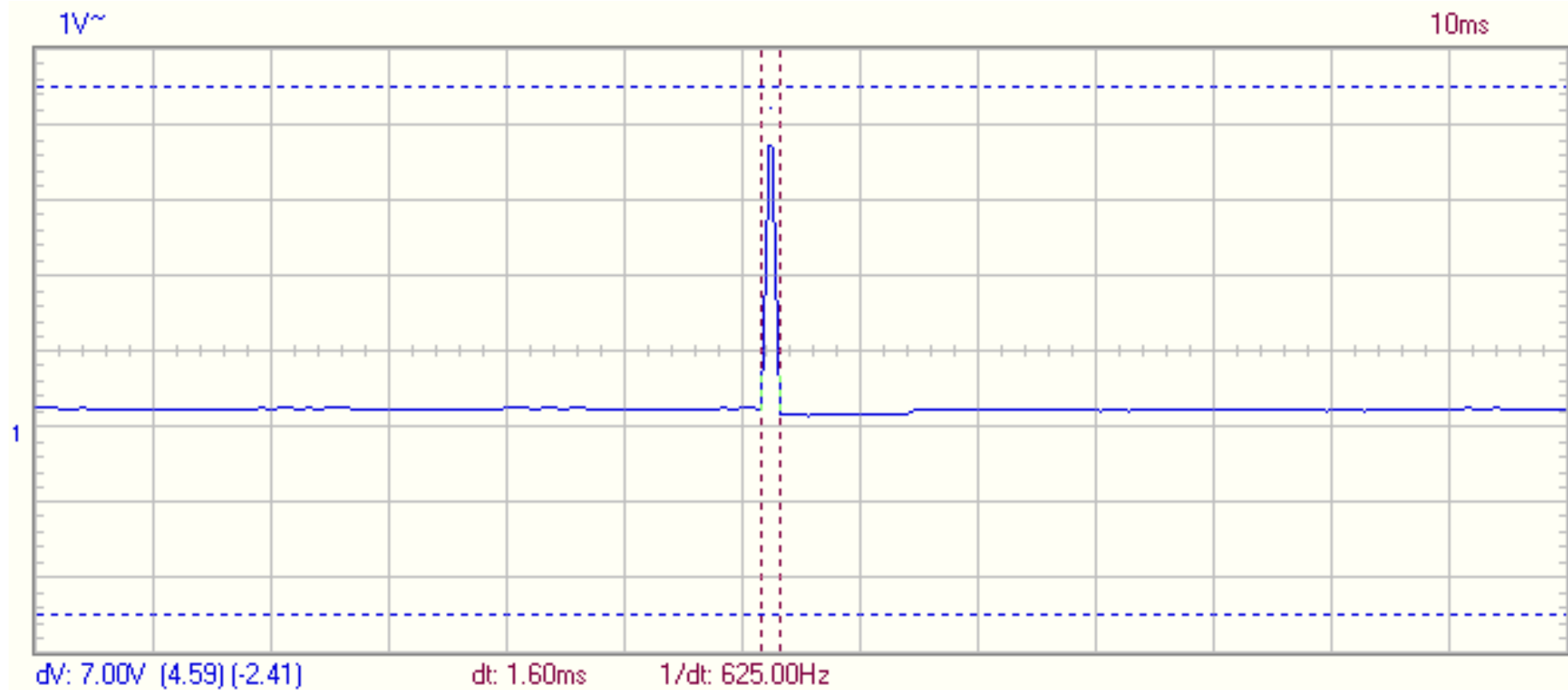


Példánkban: VVIR/AAIR

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.

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

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

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

$$P = U^2/R$$

$$R = P \cdot t$$

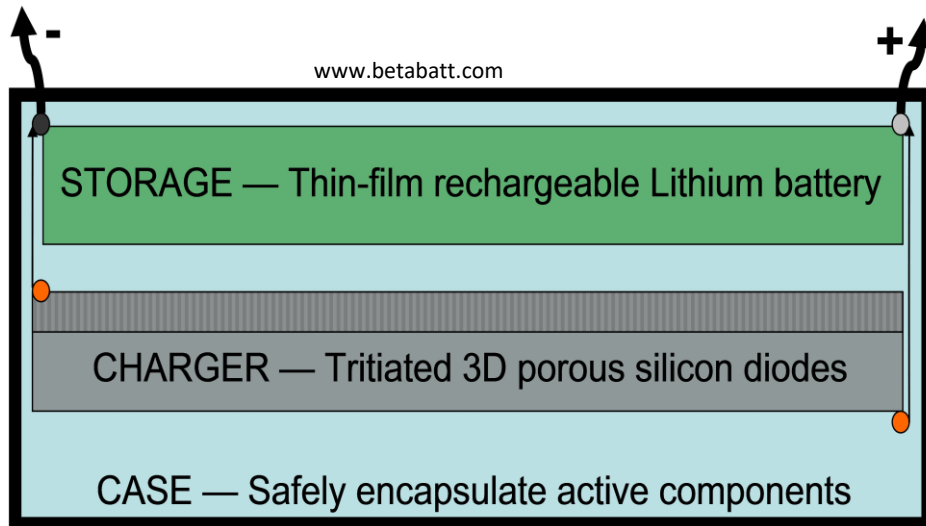
$$t = \tau = R \cdot C$$

$$Q = I \cdot t$$

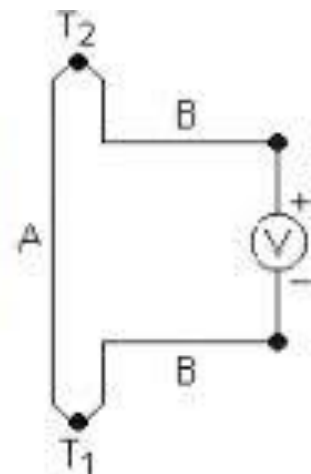
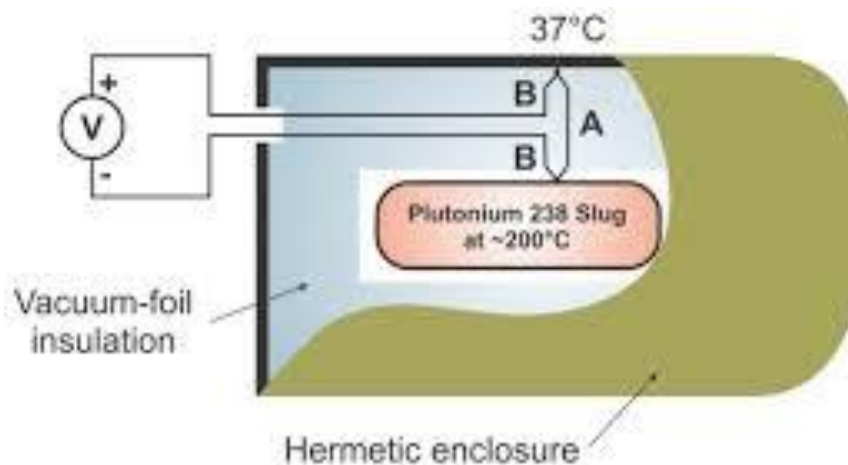
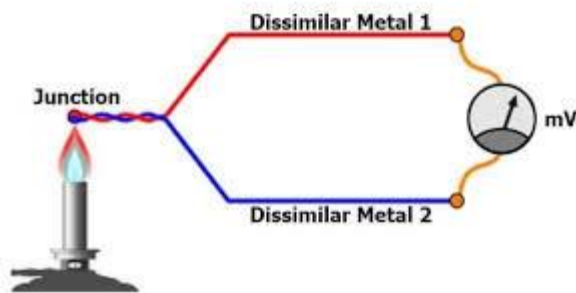
**ÁRAMFORRÁS** kell neki, olyan ami **SOKÁIG** kitart.

## $\beta$ -sugárzóval hajtott áramforrás

az ionizáció félvezetőben következik be, hasonló a napelemhez

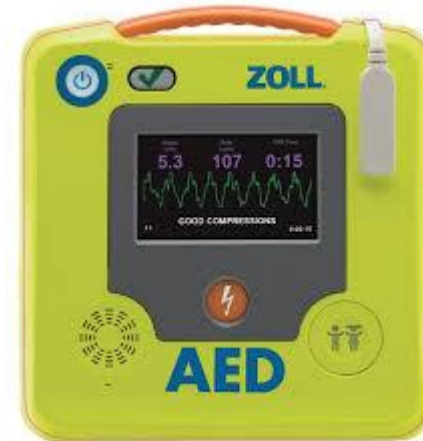
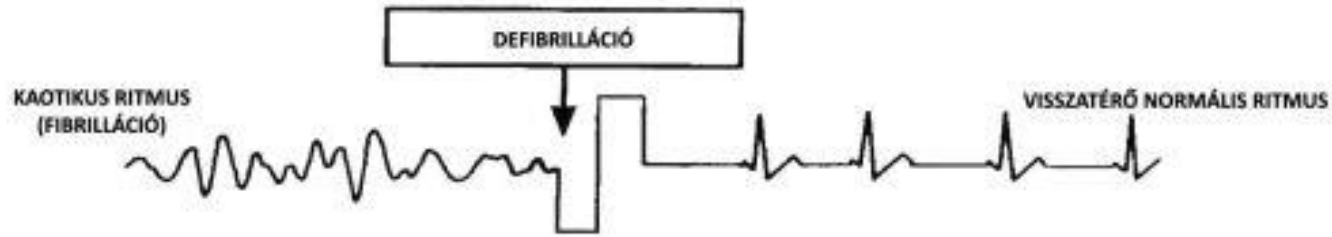


## RTG : radioaktív termoelektromos generátor



# Defibrillátor

(monostabil)



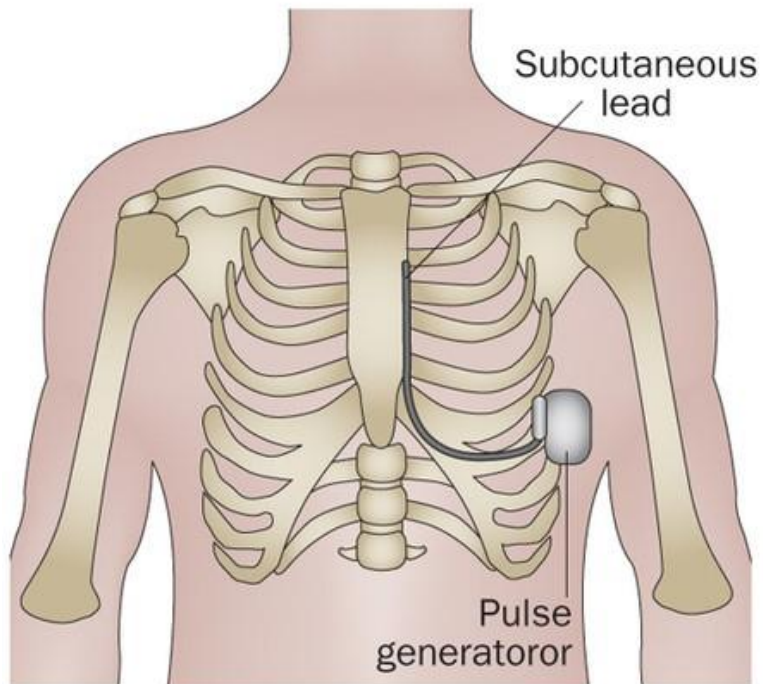
AED: Automated External Defibrillator

## Cardioverter

ICD: Implantable Cardioverter Defibrillator



S-ICD



Transvenous ICD

