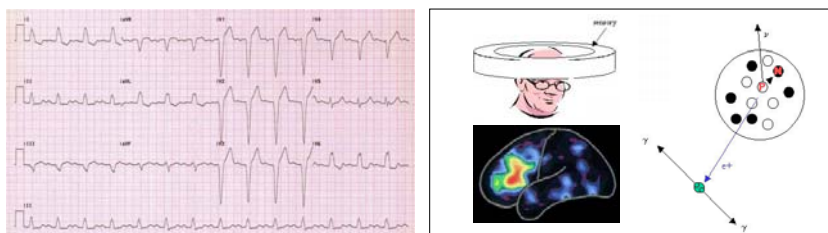




Kis orvosi jelfeldolgozás



KAD 2020.12.10

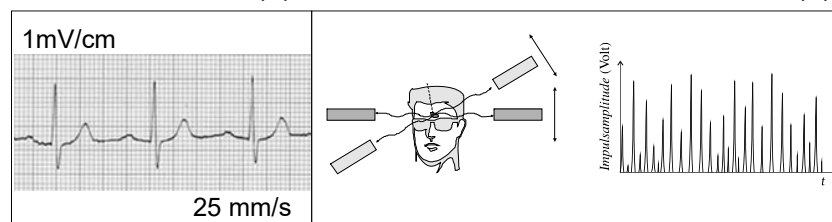
Jel: olyan (fizikai) mennyiség, amely információt hordoz, továbbít vagy tárol

pl. (1)
elektromos feszültség, amely
a szív-/izom-/agyműködés
következtében
a test vagy a koponya felszínén
mérhető (EKG/EMG/EEG)

pl. (2)
izotópdiaosztikában a
gamma kvantumok
detektálása

(1)

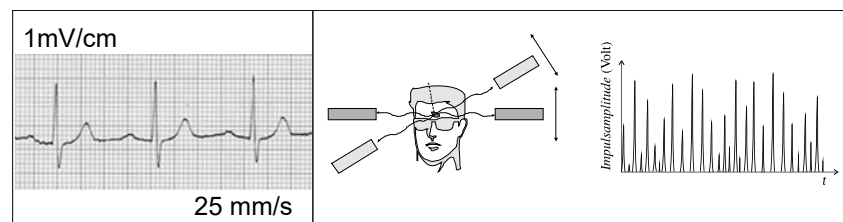
(2)



2

A jelek osztályozási lehetőségei

statikus	–	(időben) változó
periodikus	–	nem-periodikus
véletlenszerű	–	determinisztikus
impulzusszerű	–	folytonos
elektromos	–	nem elektromos
analóg	–	digitális



3

kitüntetett szerepben

elektromos jelek

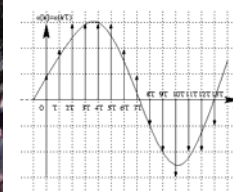
a nem elektromos jeleket
átalakítjuk elektromos jellé

az **elektromos** jelek előnyei:
átalakítás, erősítés,
jeltovábbítás egyszerű

digitális jelek

az analóg jeleket
digitalizáljuk

a **digitális** jelek előnyei:
a tárolás egyszerű, a zaj
tervezhető és szerepe
csökkenthető



4

menyiség és egység, ami a jelek nagyságának összehasonlítására szolgál:

jelszint vagy Bel-szám (v. Decibel-szám): n (A. Bell után)

n egysége: Bel (B) vagy decibel (dB)

$$n = \lg \frac{P_2}{P_1} \text{ B} = \lg \frac{J_2}{J_1} \text{ B} = \lg \frac{E_2}{E_1} \text{ B}$$

a teljesítmények (intenzitások, energiák) hányadosának tízes alapú logaritmus

5

v.ö. **radián** (ívmérték)

$$\Theta = \frac{\text{ív hossz}}{\text{sugár}}$$

$$[\Theta] = \frac{\text{m}}{\text{m}} = \text{rad} = 1$$



v.ö. **pH** (power of Hydrogen)

$$\text{pH} = -\lg \frac{[\text{H}^+]}{1\text{M}}$$

$$\text{zB.: } [\text{H}^+] = 10^{-7} \text{ M}$$

$$\Rightarrow \text{pH} = -\lg 10^{-7} = -1 \cdot (-7) = 7$$

a bel szám helyett a **decibel-szám** használatos

$$n = 10 \cdot \lg \frac{P_2}{P_1} \text{ dB}$$

$$(10\text{d} = 1)$$

6

a **jellemző** mennyiség: **teljesítmény** (v. intenzitás/energia),
technikai mennyiség: (elektromos) **feszültség**

összefüggés a teljesítmény és a feszültség között:

$$P = U \cdot I = \frac{U^2}{R} \quad (\text{Ohm: } U = R \cdot I)$$

jelszint a feszültségekkel:

$$n = 10 \cdot \lg \frac{P_2}{P_1} \text{ dB} = 10 \cdot \lg \frac{\frac{U_2^2}{R_2}}{\frac{U_1^2}{R_1}} \text{ dB} = 10 \cdot \lg \frac{U_2^2}{U_1^2} \text{ dB} = 20 \cdot \lg \frac{U_2}{U_1} \text{ dB}$$

7

$$\frac{P_2}{P_1} = 2 \Leftrightarrow 10 \lg 2 \text{ dB} =$$

$$= 10 \cdot 0,3 \text{ dB} = 3 \text{ dB}$$

$$\frac{P_2}{P_1} = \frac{1}{2} \Leftrightarrow -3 \text{ dB}$$

v.ö. felezési idő/rétegv.

$$\frac{P_2}{P_1} = 10 \Leftrightarrow 10 \cdot \lg 10 \text{ dB} =$$

$$= 10 \cdot 1 \text{ dB} = 10 \text{ dB}$$

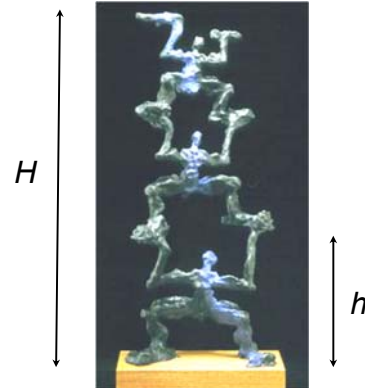
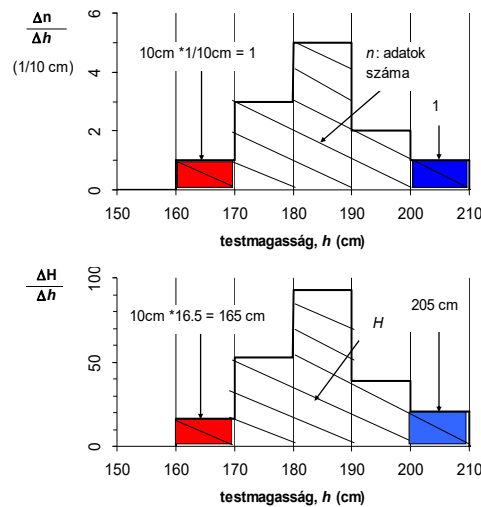
$$\frac{P_2}{P_1} = 100 \Leftrightarrow 10 \lg 100 \text{ dB} =$$

$$= 10 \cdot 2 \text{ dB} = 20 \text{ dB}$$

U_2/U_1	P_2/P_1	dB
1,414	2	3
2	4	6
	8	9
3,16	10	10
	20	13
10	100	20
	$1000=10^3$	30
$100=10^2$	$10000=10^4$	40
$1000=10^3$	10^6	60

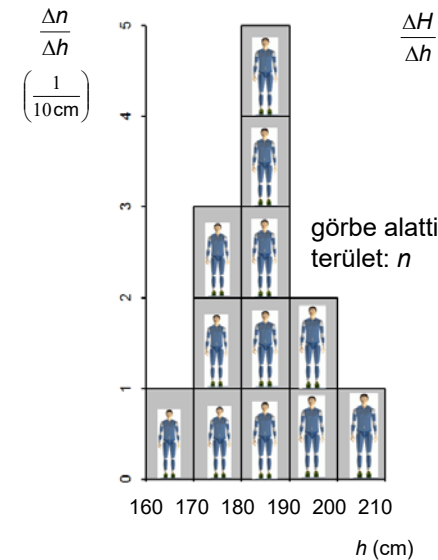
8

Gyakorisági eloszlás sűrűségfüggvény

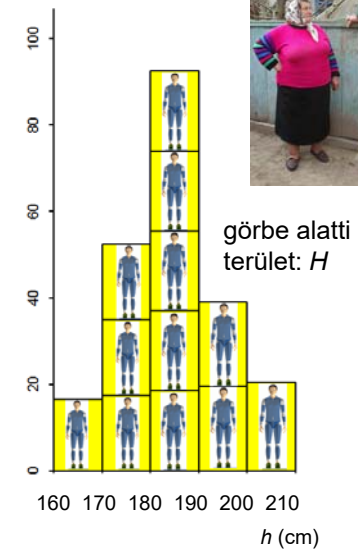


Spektrum, mint speciális gyakorisági eloszlás

Sűrűségfüggvény



Spektrum



Fourier-tétel periodikus függvényekre (jelekre)

minden (jól viselkedő) periodikus függvény előállítható
szinusz (és koszinusz) függvények összegeként az alap-
és felharmonikusokból

periodikus függvény:
van periódusa, T


$$\frac{1}{T} = f, \text{ ahol } f \text{ a frekvencia}$$

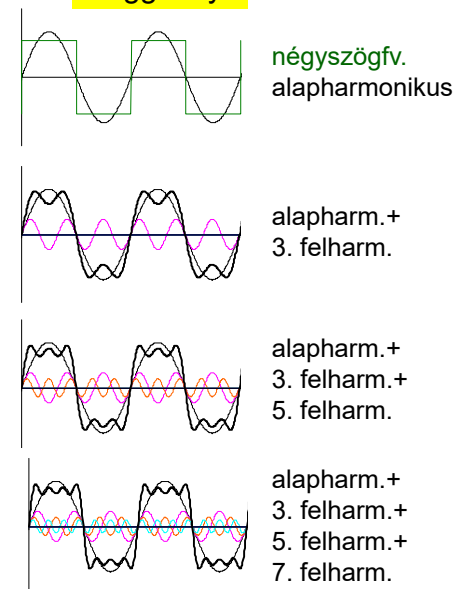
az olyan szinuszfüggvény, amelynek frekvenciája megegyezik a jel frekvenciájával:

alapharmonikus (alapfrekvencia, alaprezgés)

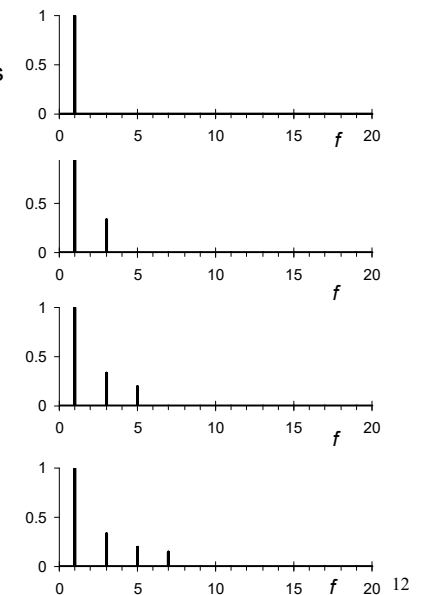
$2f, 3f, 4f, \dots$: **felharmonikusok** (felhangok)

(vonalas spektrum)

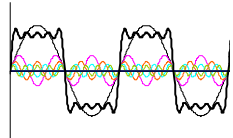
függvény



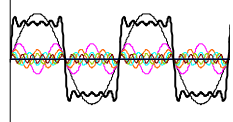
spektrum



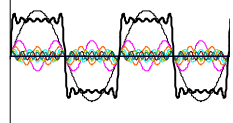
függvény



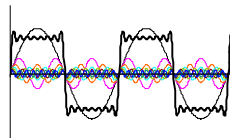
alapharm.+
3. felharm.+
+...+
9. felharm.



alapharm.+
3. felharm.+
+...+
11. felharm.

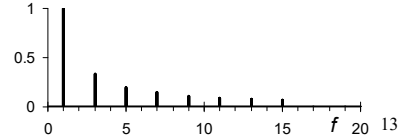
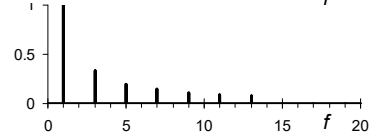
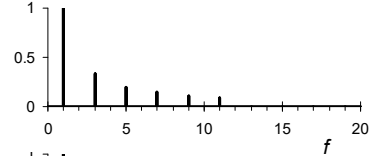
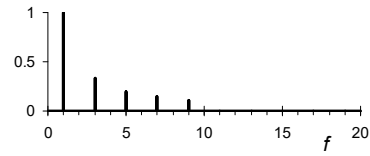


alapharm.+
3. felharm.+
+...+
13. felharm.

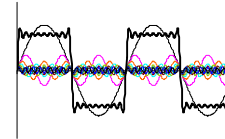


alapharm.+
3. felharm.+
+...+
15. felharm.

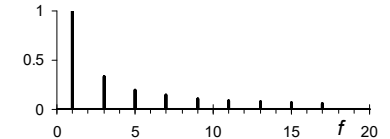
spektrum



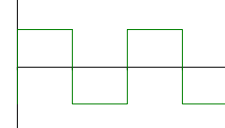
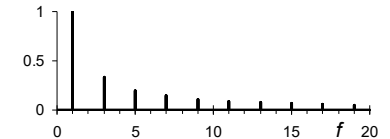
függvény



alapharm.+
3. felhang+
+...+
17. felhang



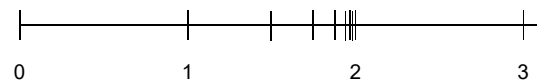
alapharm.+
3. felhang+
+...+
17. felhang+
+...



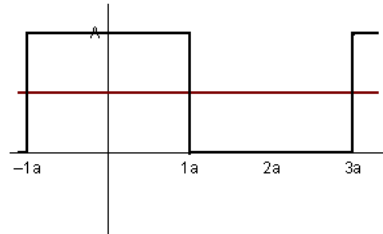
14

v.ö. függvényysor

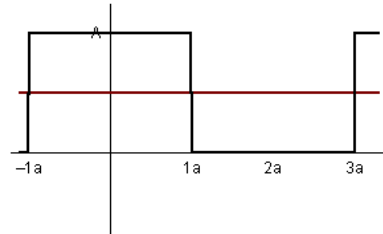
$$\sum_{k=0}^{\infty} \frac{1}{2^k} = \frac{1}{2^0} + \frac{1}{2^1} + \frac{1}{2^2} + \frac{1}{2^3} + \dots = 1 + \frac{1}{2} + \frac{1}{4} + \frac{1}{8} + \dots = 2$$



Einzelne Summanden bis zur Ordnung 0

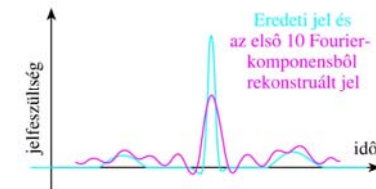
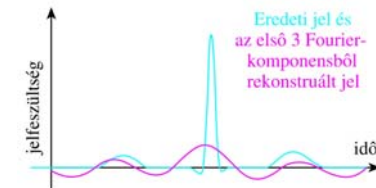


Überlagerung



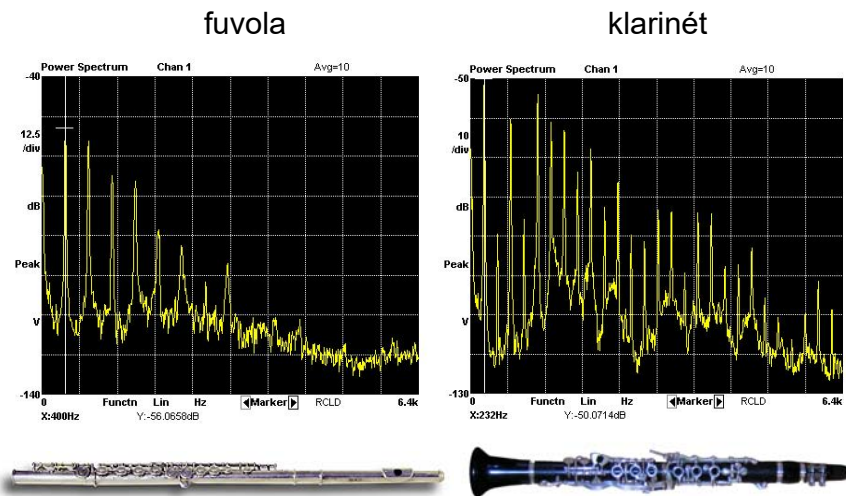
15

EKG jel előállítása szinuszoszokból



16

Az alap- és felharmonikusokat miért hívják alap- és felhangoknak?

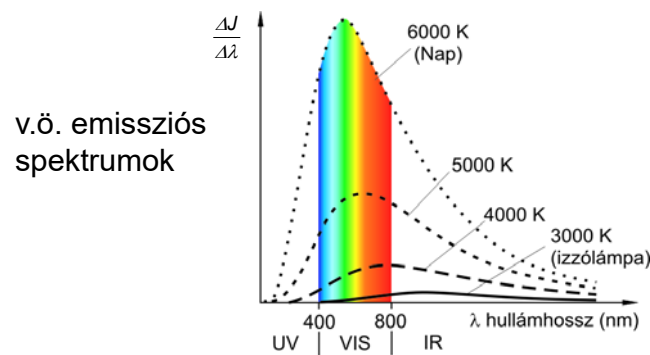


17

Fourier-tétel aperiodikus függvényekre (jelekre)

minden (jól viselkedő) függvény előállítható szinusz (és koszinusz) függvények összegeként.

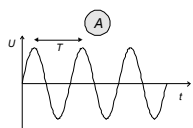
A spektruma: folytonos.



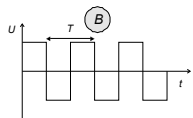
18

függvény

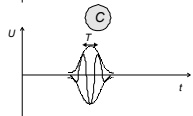
szinusz függvény



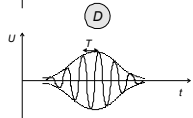
periodikus függvény



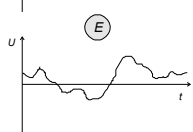
egy pár periódus



kicsit több periódus

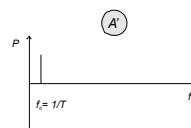


aperiodikus függvény

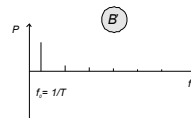


spektrum

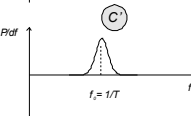
vonalas sp. (1 vonal)



vonalas spektrum

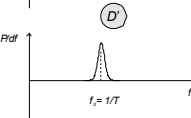


sávós spektrum

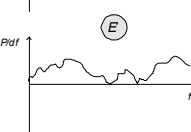


alkalm.: pulzus ultrahang

sávós spektrum



folytonos spektrum



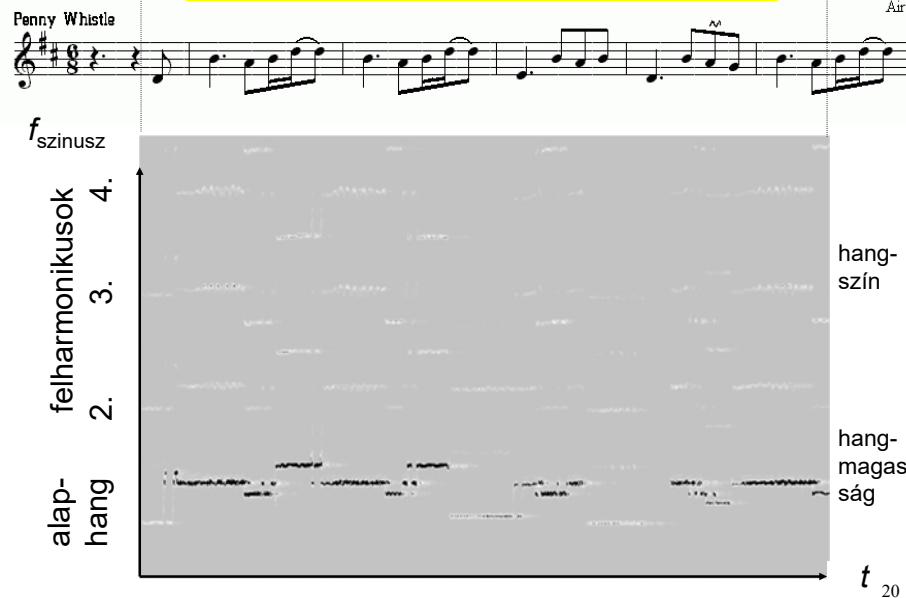
19

Inisheer

Penny Whistle

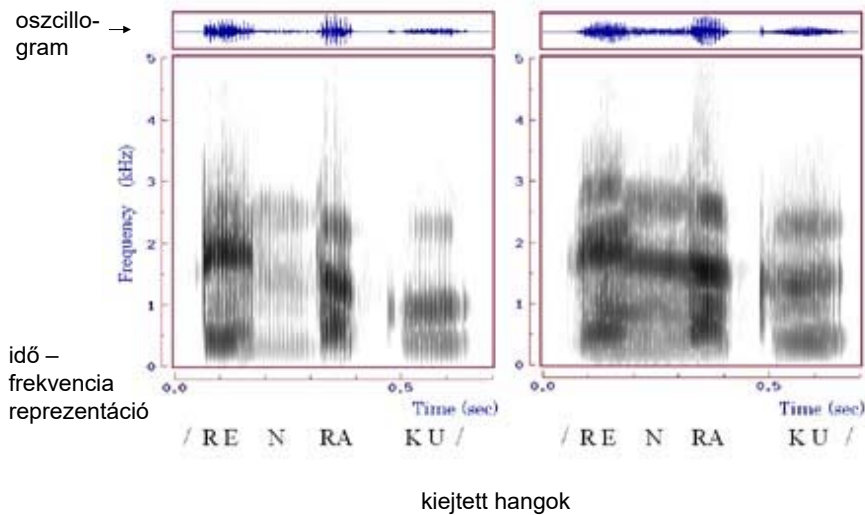
Zene idő-frekvencia reprezentációban

Traditional



20

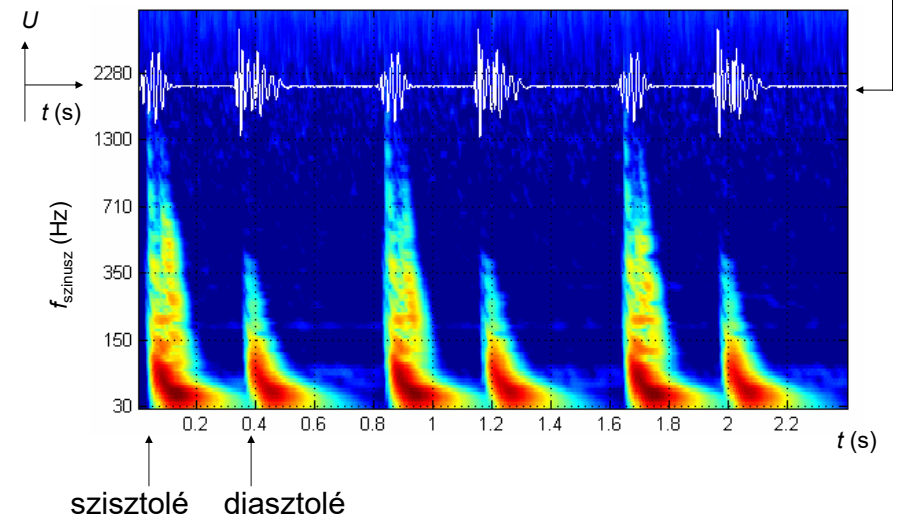
„Hanglenyomat” (voiceprint)



<http://www.nrips.go.jp/org/fourth/info3/index-e.html>

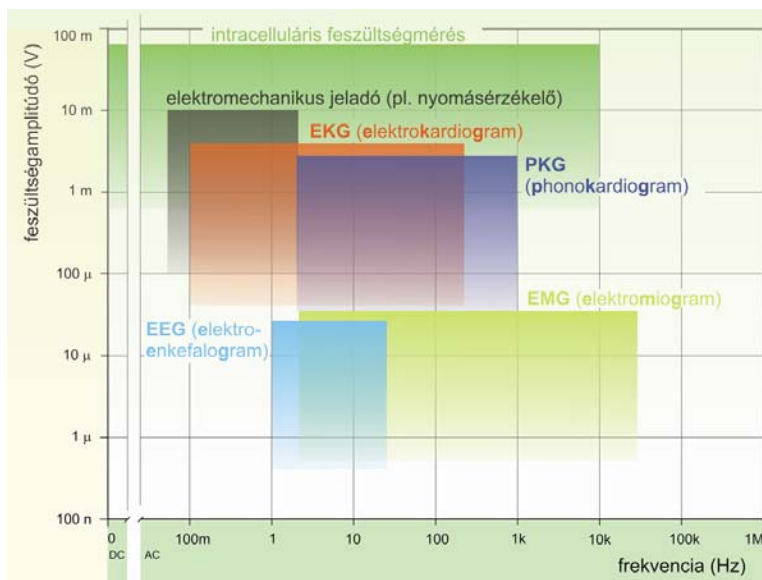
21

Szívhangok idő-frekvencia reprezentációban (+ oszcillogram)



22

Biológiai jelek frekvencia és amplitúdó viszonyai



Jegyzet 17. fejezet, címlap, v.ö. Orvosi biofizika tkv. VII.4.ábra

23

Pl. egy frekvenciafüggő egységre: Elektromos erősítő

$$(1) P_{be} < P_{ki}$$

$$(2) P_{be} \text{ és } P_{ki} : \text{azonos alakú függvények}$$

azonos: „fundamentalista” követelmény
hasonló: realista igény

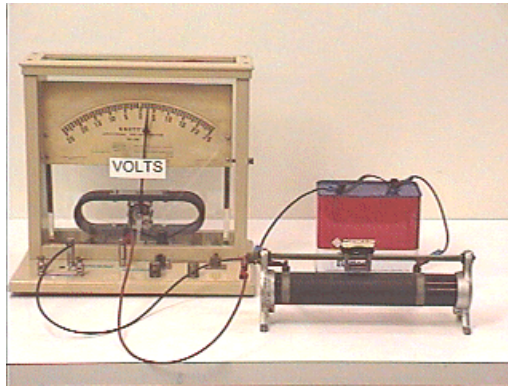
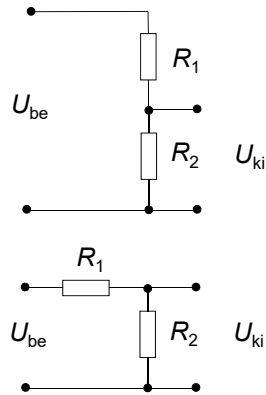
$$(1) + (2) \quad A_P \cdot P_{be}(t) \equiv P_{ki}(t), \text{ ahol } A_P > 1$$

$$A_P = \frac{P_{ki}}{P_{be}}, \quad \text{teljesítményerősítés(i tényező)}$$

$$A_U = \frac{U_{ki}}{U_{be}}, \quad \text{feszültségerősítés(i tényező)}$$

24

(frekvencia független) feszültség-osztó



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

frekvenciafüggő feszültség-osztás: kondenzátorral

25

kiegészítő
anyag

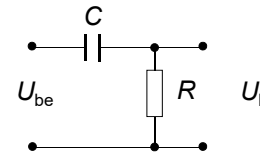
felüláteresztő/alulvágó szűrő (high-pass filter)

szórt
kapacitás

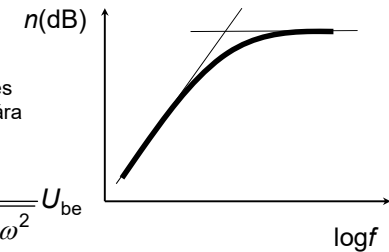


$$R_c = \frac{1}{C\omega}$$

a kapacitás nagy-
frekvencián rövidzár



fáziskülönbség
miatt összegzés
vektorok módjára



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

nagyon kis frekvencián: ha $\omega \ll \omega_0$ ($\omega \approx 0$), $U_{ki} = 0$

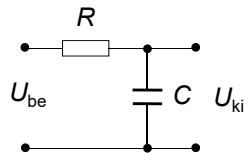
kis frekvencián: ha $\omega \ll \omega_0$, $U_{ki} = RC\omega U_{be}$ \leftrightarrow 6 dB/oktáv

nagy frekvencián: ha $\omega \approx \infty$, $U_{ki} = U_{be}$

26

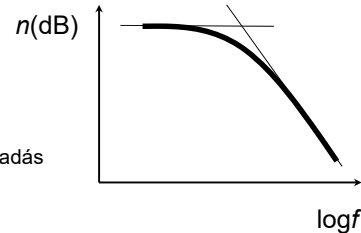
kiegészítő
anyag

aluláteresztő/felülvágó szűrő (low-pass filter)



$$R_c = \frac{1}{C\omega}$$

a kapacitás kis-
frekvencián szakadás



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

kis frekvencián: ha $\omega \ll \omega_0$ ($\omega \approx 0$), $U_{ki} = U_{be}$

nagy frekvencián: ha $\omega \gg \omega_0$, $U_{ki} = \frac{1}{RC\omega} U_{be}$ \leftrightarrow -6 dB/oktáv

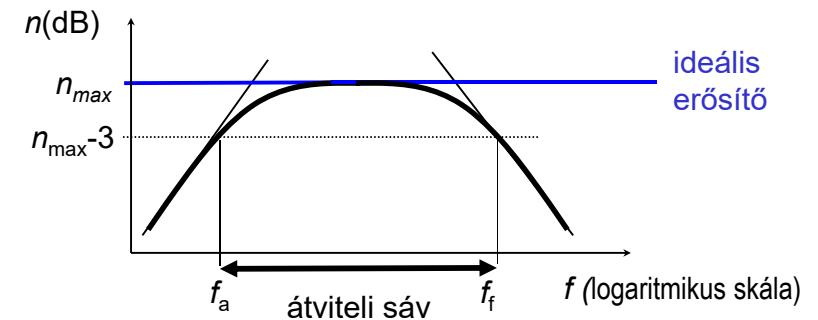
nagyon nagy frekvencián: ha $\omega \gg \omega_0$ ($\omega \approx \infty$), $U_{ki} = 0$

27

(1)-re: $A_p > 1$,

$$n = 10 \lg A_p = 20 \lg A_U > 0 \text{ dB}$$

(2)-re: **frekvencia karakterisztika**



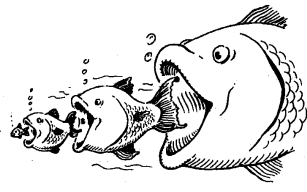
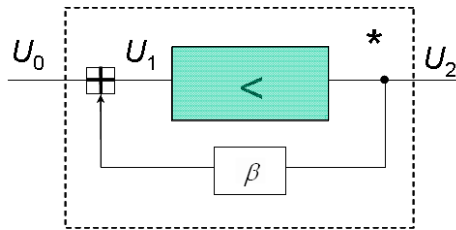
ideális
erősítő

f_a : alsó határfrekvencia

f_f : alsó határfrekvencia

28

Visszacsatolt erősítő



Megfelelő rálátás nélkül
esetleg nem ismerjük fel
valódi helyzetünket.

$$(a) U_1 = U_0 + \beta U_2 \quad (b) A_U = \frac{U_2}{U_1}$$

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

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

29

$$A_U^* = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}, \quad A_U^* : \text{a v.cs. erősítő fesz.erősítési tényezője}$$

$$A_U : \text{az erősítő fesz. erősítési tényezője (v.cs. nélkül)}$$

$\beta > 0$, pozitív v.cs. (azonos fázisban), $A_U^* > A_U$ (előny)

$\beta < 0$, negatív v.cs. (ellentett fázisban), $A_U^* < A_U$ (hátrány)

pozitív v.cs.:

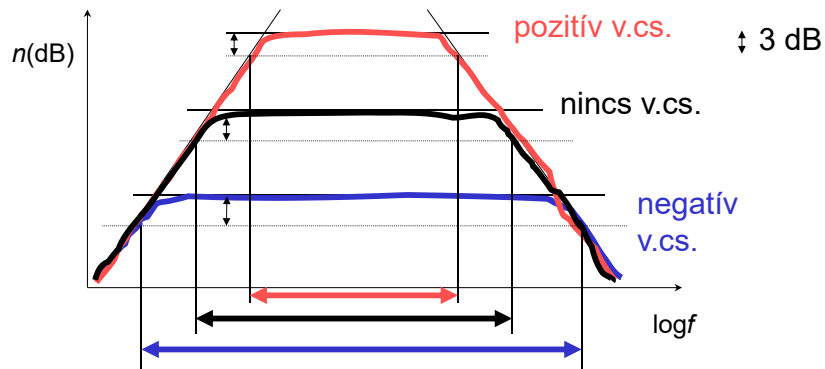
(a) $\beta A_U = 1$, erősítés: „végtelen”
– szinuszoszcillátor
pl: ultrahang(generátor),
hőterápia

(b) $\beta A_U \leq 1$, erősítés: nagy
– regeneratív erősítő
pl: (hallás) külső szörsejtek

negatív v.cs.: „minden” erősítő



30

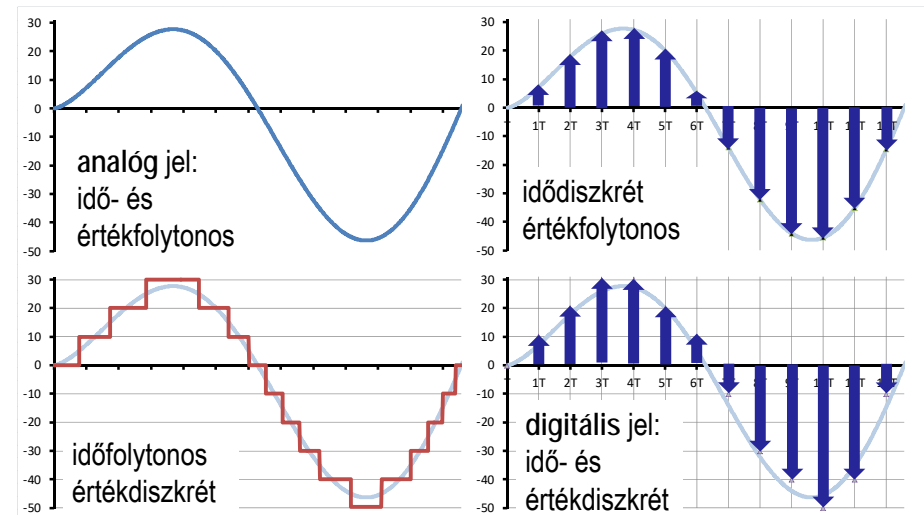


pozitív v.cs.: átviteli sáv – keskenyebb (nagy hátrány)
erősítés nagyobb (előny)

negatív v.cs.: átviteli sáv – szélesebb (előny)
erősítés kisebb (kis hátrány)

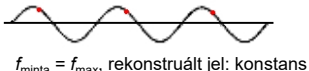
31

Analóg jel – digitális jel



32

idődiszkréttség: nem ismerjük a jel értékét minden időpillanatban



$f_{\text{minta}} = 1,5 f_{\text{max}}$, rekonstruált jel frekvenciája rossz



$f_{\text{minta}} = 2 f_{\text{max}}$, rekonstruált jel frekvenciája helyes

Shannon - Nyquist tétel:

a minimális mintavételezési frekvenciának legalább a jelben előforduló legmagasabb frekvenciakomponens kétszeresének kell lennie

pl: hifi, $f_{\text{max}} = 20 \text{ kHz}$

$f_{\text{minta}} = 44.1 \text{ kHz} > 2 \cdot 20 \text{ kHz}$

értékdiszkréttség: a jel értéke nem lehet akármekkora érték

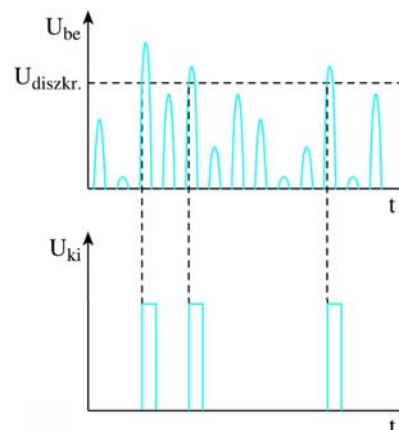
pl: hifi, 16 bit = $2^{16} = 65\,536$ (CD szabvány)

24 bit = $2^{24} = 16\,777\,216$ ("legjobb" hangkártya)

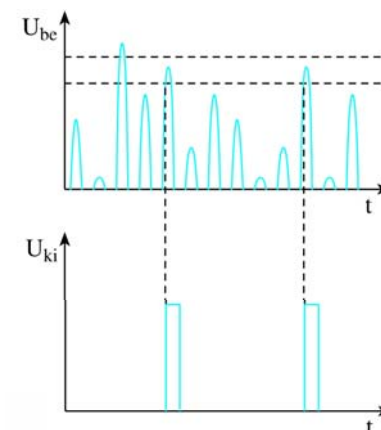
33

Impulzusjelek feldolgozása

integráldiszkrimináció

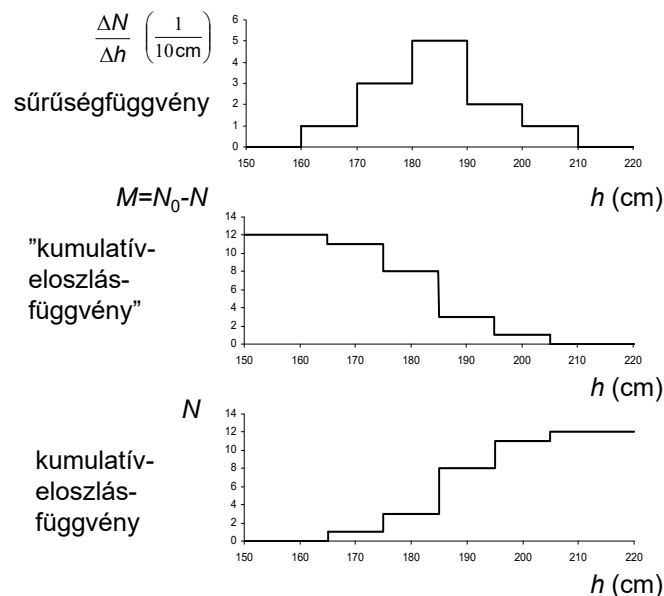


differenciáldiszkrimináció



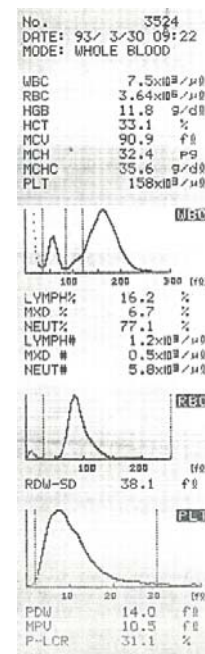
34

Eloszlásfüggvények és ID/DD "spektrumok"



35

Fehérvérsejt koncentrációk



Coulter számláló

