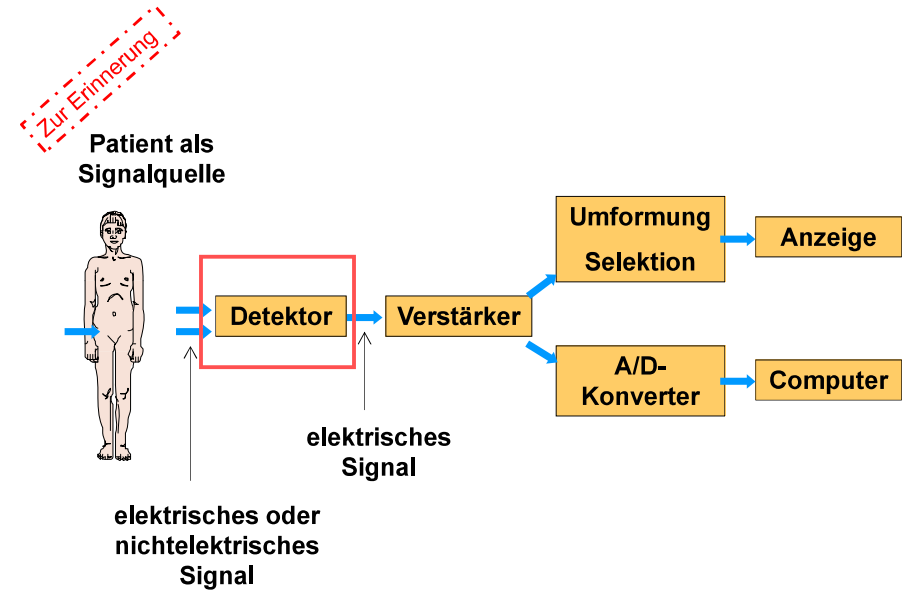
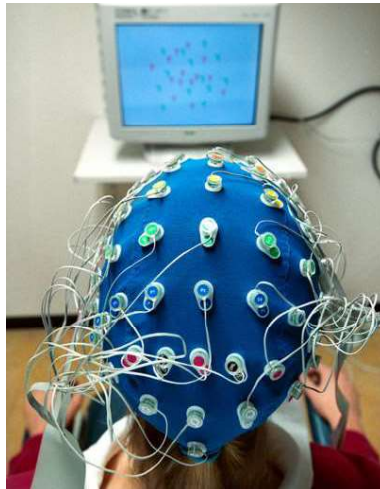


Signalverarbeitung II.

Signalverarbeitungskette



2

Rauschen

Rauschen: die gemessenen (als Signalinformationen dienenden) physikalischen Parameter, die nicht von den zu untersuchenden Erscheinungen stammen, also keine Nutzinformationen übermitteln.

Signal-Rausch-Verhältnis (S/R):

$$S/R = \frac{\text{mittlere Nutzsignalleistung}}{\text{mittlere Rauschleistung}} \quad \text{oder} \quad \frac{\text{Signalimpulszahl}}{\text{Rauschimpulszahl}}$$

- ist ein Maß für die Qualität eines aus einer Quelle stammenden Nutzsignals, das von einem Rauschsignal überlagert ist
- bezeichnet oft als **SNR** oder **S/N** vom Englischen signal-to-noise ratio

Beispiel für verschiedene S/R-Werte:

Signal/Rausch = 1

dbiueridduedeanuskicnedjnuidcdhotqviearla
sntrwgomrdtulaigcohaaffümrdcaasuwoadsc
dbirecmceqnjsucqhdeonaaautsfichjnuednm
napcmhfe knj

Signal/Rausch = 5

dbiueideensinednichtviterantwortlicohaffürd
caswadsiemcenscqhenauihnenmachen

Signal/Rausch = 11

diecidetensindnichtfmerantwortlichfürdasw
asdiemenschenausihnenmaochenm

diecidetensindnichtfmerantwortlichfürdasw
asdiemenschenausihnenmaochenm

(Werner Heisenberg)

3

6

Aoccdrnig to a rscheearch at Cmabrigde Uinervtisy, it deosn't mtttaer in waht oredr the ltteers in a wrod are, the olny iprmoetnt tihng is taht the frist and lsat ltteer be at the rghit pdae. The rset can be a toatl mses and you can sitll raed it wouthit porbelm. Tihs is bcuseae the huamn mnid deos not raed ervey lteter by istlef, but the wrod as a wlohe.

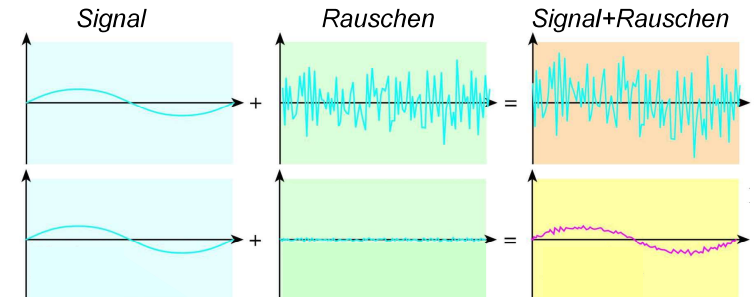
"Luat enier sidtue an eienr elgnhcsien uvrsnäiet, ist es eagl in wcheler rhnfgeloie die bstuchbaen in eniem wrot snid. das eniizg whictgie ist, dsas der etrse und der lztete bstuchbae am rtigeichn paltz snid. der rset knan tatol deiuranchnedr sien und man knan es ienmomch onhe porbelm lseen. das legit daarn, dsas wir nhcit jeedn bstuchbaen aeilln lseen, srednon das wrot als gzanes."

Rauschenfilter:

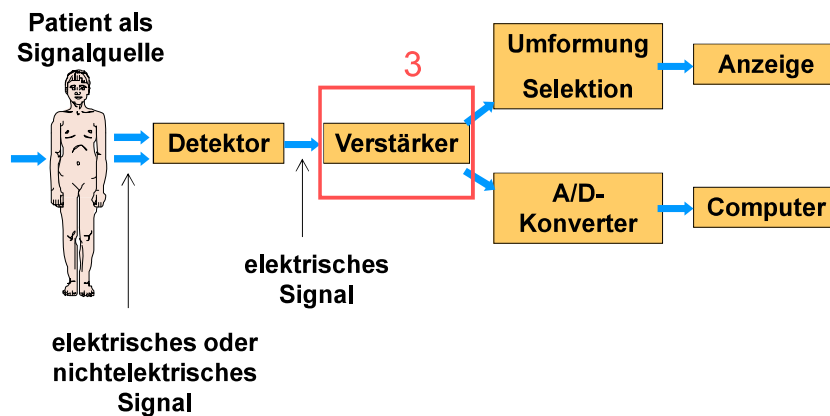


Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses

- Anheben der Signalstärke
- Verminderung des Rauschens
 - Abschirmung
 - Filterung
 - Mittelung



8



9

(elektrischer) Verstärker



- Anforderungen:
- (1) $P_{\text{ein}} < P_{\text{aus}}$
 - (2) zeitlicher Ablauf von Ausgangssignal und Eingangssignal (möglichst) gleich

Charakteristische Parameter:

Leistungsverstärkungsfaktor $V_P = \frac{P_{\text{aus}}}{P_{\text{ein}}}$

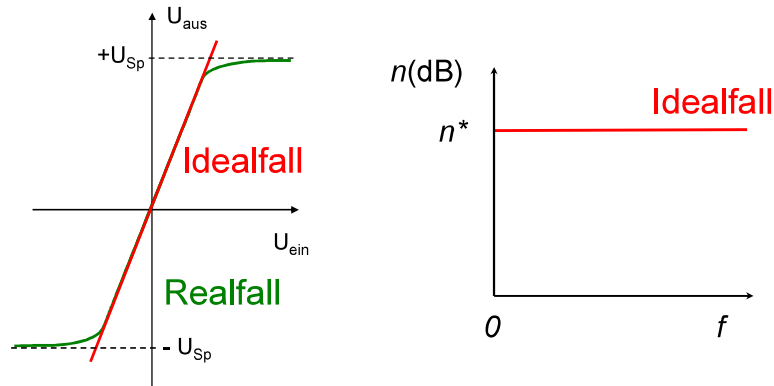
Spannungsverstärkungsfaktor $V_U = \frac{U_{\text{aus}}}{U_{\text{ein}}}$

Verstärkung mit Dezibel-Zahl:

$$n = 10 \cdot \lg \frac{P_{\text{aus}}}{P_{\text{ein}}} \text{ (dB)} = 10 \cdot \lg V_P \text{ (dB)}$$

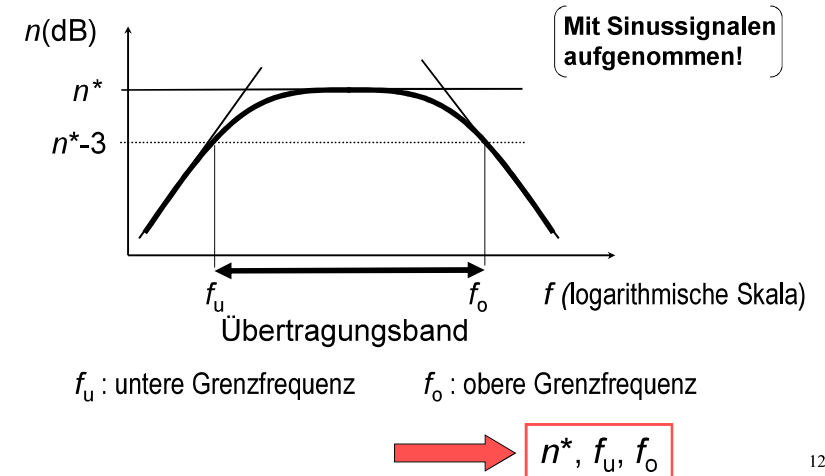
10

Frequenzübertragungsfunktion (Frequenzgang, Frequenz-Antwort-Funktion, Übertragungskennlinie)

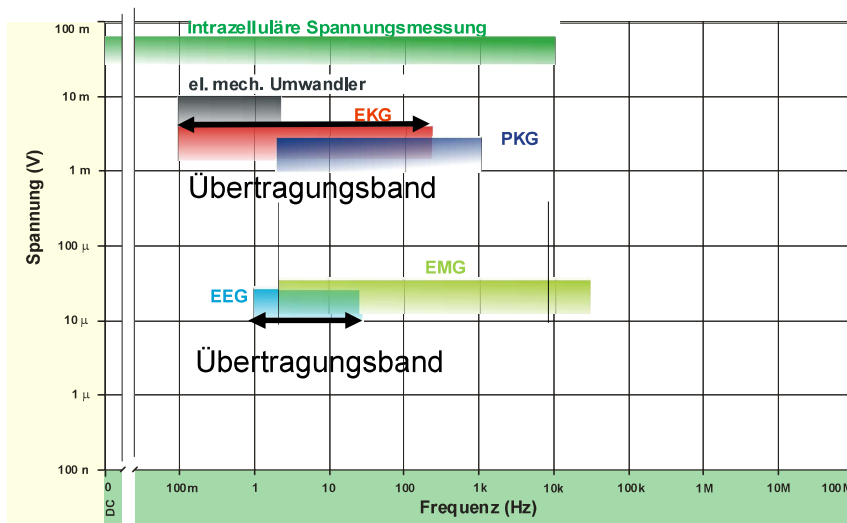


11

Frequenzübertragungsfunktion (Frequenzgang, Frequenz-Antwort-Funktion, Übertragungskennlinie)

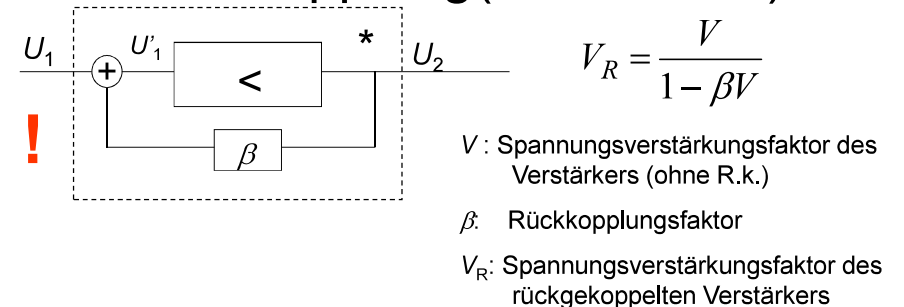


12



13

Rückkopplung(sverstärker)



Mitkopplung (positive R.k. – gleiche Phase):

$$\beta > 0, V_R > V$$

Gegenkopplung (negative R.k. – entgegengesetzte Phase):

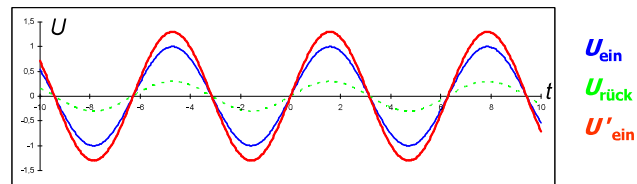
$$\beta < 0, V_R < V$$

14

Mitkopplung (positive R.k. – gleiche Phase):

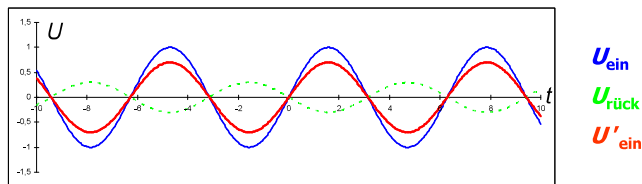
$\beta > 0$, $V_R > V$ → Sinusoszillator ($\beta V = 1$, Verstärkung: „unendlich“)

→ Ultraschall(generator), Wärmetherapie(gen.)

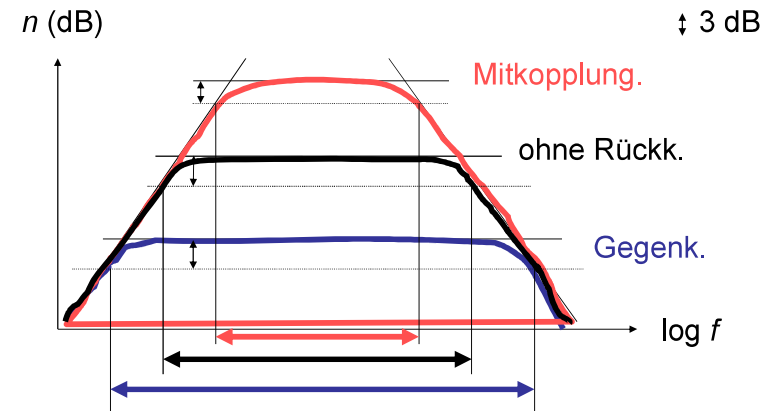


Gegenkopplung (negative R.k. – entgegengesetzte Phase):

$\beta < 0$, $V_R < V$ → alle Verstärker von hoher Qualität



15

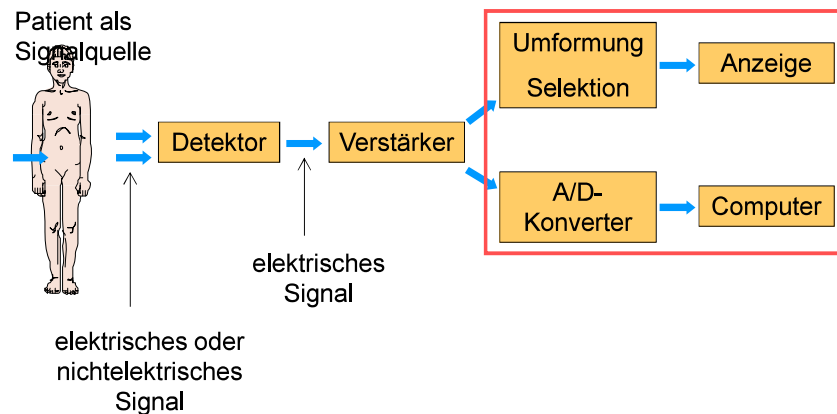


Mitkopplung: Übertragungsband – schmäler (Nachteil)

Gegenkopplung: Übertragungsband – breiter (Vorteil)

16

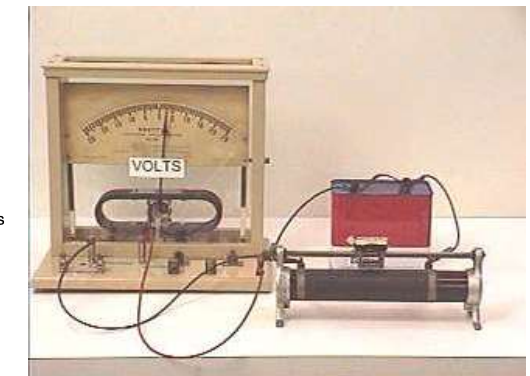
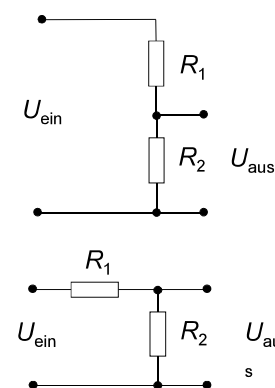
Medizinische Signalanalysekette 4



17

Filterierung: Hochpass und Tiefpass Filtern

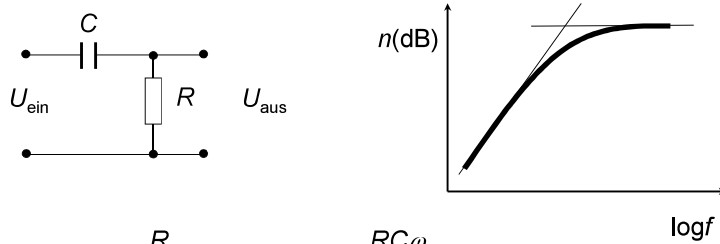
Einführung:
Spannungsteiler



$$U_{\text{aus}} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} U_{\text{ein}}$$

18

Hochpass Filter (high-pass filter)



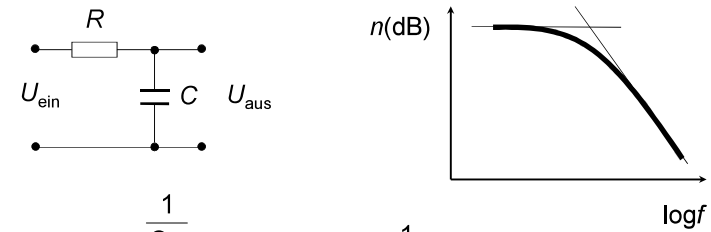
$$U_{\text{aus}} = \frac{R}{\sqrt{\frac{1}{C^2 \omega^2} + R^2}} U_{\text{ein}} = \frac{RC\omega}{\sqrt{1 + R^2 C^2 \omega^2}} U_{\text{ein}}$$

bei kleiner Frequenzen: wenn $\omega \ll \omega_0$ ($\omega \approx 0$), $U_{\text{aus}} = 0$

bei grosser Frequenzen: wenn $\omega \gg \omega_0$ ($\omega \approx \infty$), $U_{\text{aus}} = U_{\text{ein}}$

19

Tiefpass Filter (low-pass filter)



$$U_{\text{aus}} = \frac{\frac{1}{C\omega}}{\sqrt{R^2 + \frac{1}{C^2 \omega^2}}} U_{\text{ein}} = \frac{1}{\sqrt{R^2 C^2 \omega^2 + 1}} U_{\text{ein}}$$

bei kleiner Frequenzen: ha $\omega \ll \omega_0$ ($\omega \approx 0$), $U_{\text{aus}} = U_{\text{ein}}$

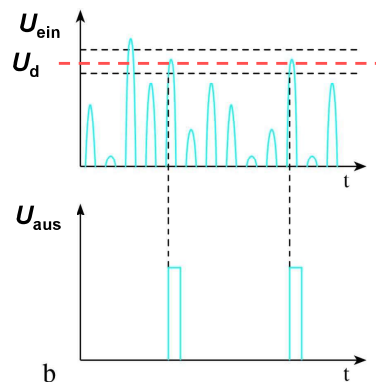
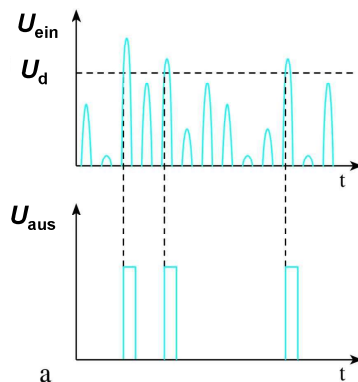
bei grosser Frequenzen: ha $\omega \gg \omega_0$ ($\omega \approx \infty$), $U_{\text{aus}} = 0$

20

Selektierung von Impulssignalen

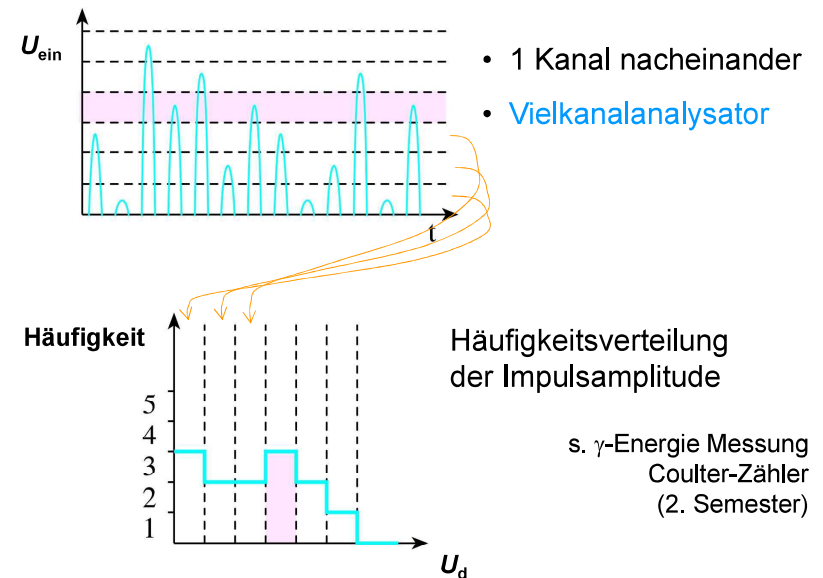
Integraldiskriminator (ID)

Differenzialdiskriminator (DD)



s. monostabiler Multivibrator (2. Semester)

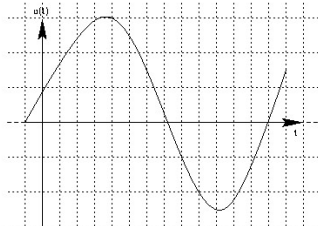
21



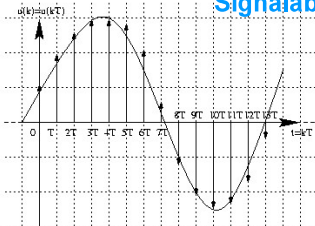
22

A/D-Konversion

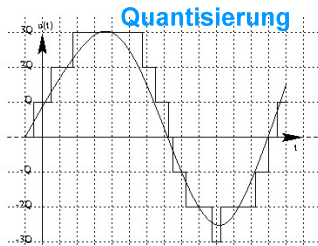
Signalabtastung



analoges Signal: zeit- und wertkontinuierliches S.

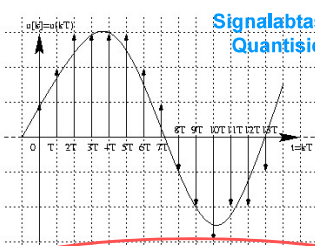


zeitdiskretes, wertkontinuierliches S.



Quantisierung

wertdiskretes, zeitkontinuierliches S.



Signalabtastung + Quantisierung

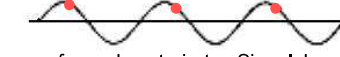
digitales Signal: zeit- und wertdiskretes S.

23

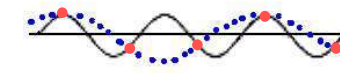
zeitdiskretes Signal: man kennt den Signalwert nicht in allen Zeitpunkten



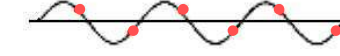
Sinusfunktion höchster Frequenz die zur Fourierschen Herstellung nötig ist



$f_{\text{abtast}} = f_{\text{max}}$, rekonstruiertes Signal: konstant



$f_{\text{abtast}} = 1,5 f_{\text{max}}$, die Frequenz des rekonstruierten Signals ist falsch



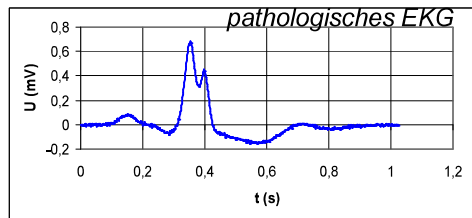
$f_{\text{abtast}} = 2 f_{\text{max}}$, die Frequenz des rekonstruierten Signals ist korrekt

Nyquist-Shannon Abtasttheorem:

Ein Signal einer Maximalfrequenz f_{max} muss mit einer Frequenz größer als $2f_{\text{max}}$ abgetastet werden, damit man aus dem so erhaltenen zeitdiskreten Signal das Ursprungssignal ohne Informationsverlust rekonstruieren kann.

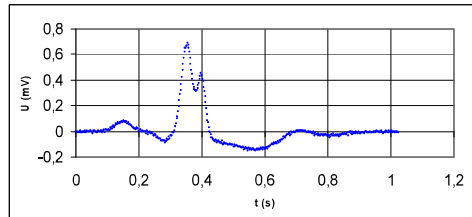
(z.B.: hifi, $f_{\text{max}} = 20 \text{ kHz}$
 $f_{\text{abtast}} = 44,1 \text{ kHz} > 2 \cdot 20 \text{ kHz}$)

24

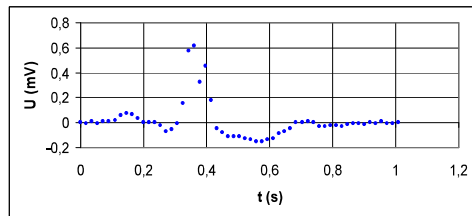


pathologisches EKG

analoges Signal $f_{\text{max}} = 200 \text{ Hz}$



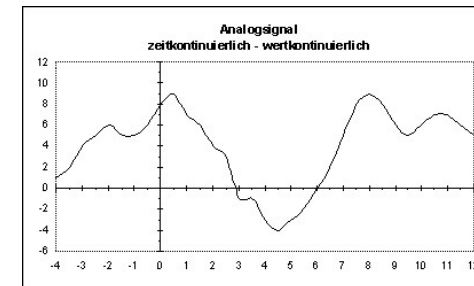
zeitdiskretes Signal
 $f_{\text{abtast}} = 500 \text{ Hz} > 2 f_{\text{max}}$



zeitdiskretes Signal
 $f_{\text{abtast}} = 50 \text{ Hz} < 2 f_{\text{max}}$

25

wertdiskretes Signal: der Wert des Signals kann nicht beliebig groß sein



binäres Signal =

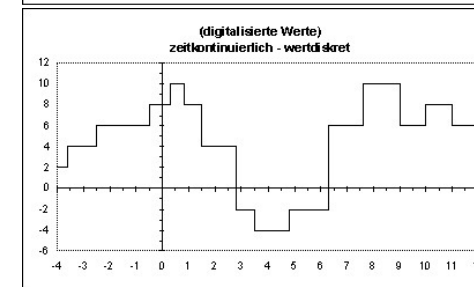
zwei Werte (Zustände)

1 bit \rightarrow 2 Werte 2^1

2 bit \rightarrow 4 Werte 2^2

3 bit \rightarrow 8 Werte 2^3

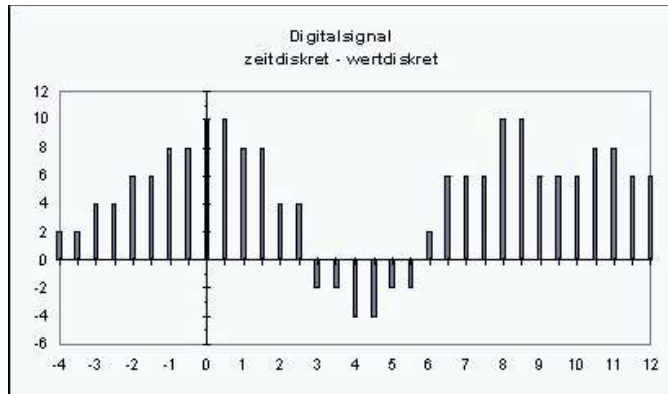
...



(z.B.: hifi, 16 bit = $2^{16} = 65\,536$ (CD Standard)
 24 bit = $2^{24} = 16\,777\,216$ ("beste" Tonkarte)

26

Digitalsignal: zeit- und wertdiskretes Signal



- wesentlich geringere Störanfälligkeit
- eine fast vollständige regenerierbarkeit entlang der Übertragungsstrecke

27

Kodierung in binärem Zahlensystem

$$10011101 = 157$$

$$\begin{aligned} 10011101 &= \\ &= 1 \cdot 2^7 + 0 \cdot 2^6 + 0 \cdot 2^5 + 1 \cdot 2^4 + 1 \cdot 2^3 + 1 \cdot 2^2 + 0 \cdot 2^1 + 1 \cdot 2^0 = \\ &= 128 + 0 + 0 + 16 + 8 + 4 + 0 + 1 = 157 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} (157 &= \\ &= 1 \cdot 10^2 + 5 \cdot 10^1 + 7 \cdot 10^0 = \\ &= 100 + 50 + 7 = 157) \end{aligned}$$

Anzeigergeräte



LCD (elektro-optisches Phänomen)

