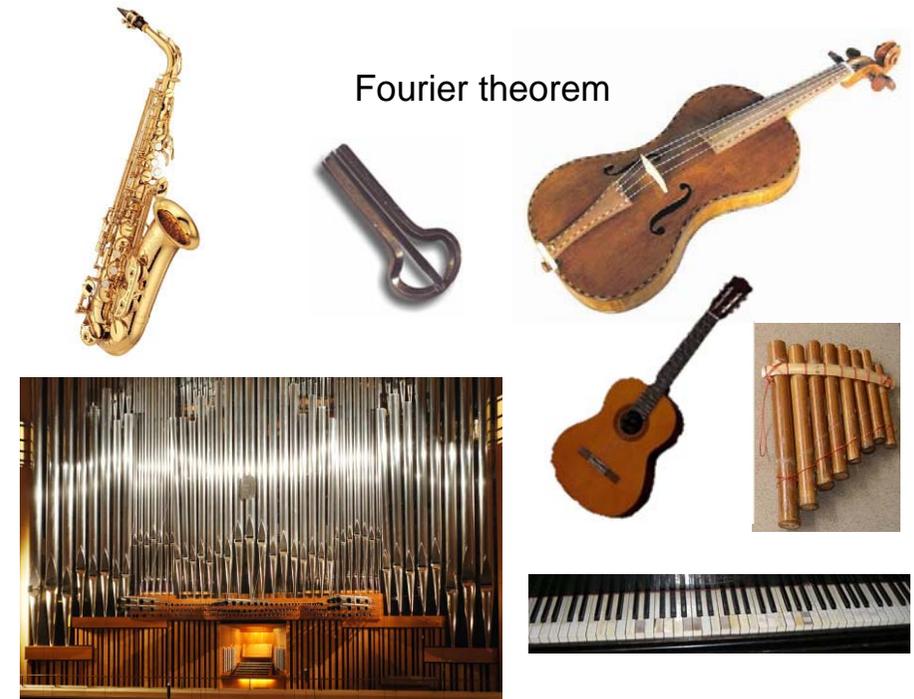
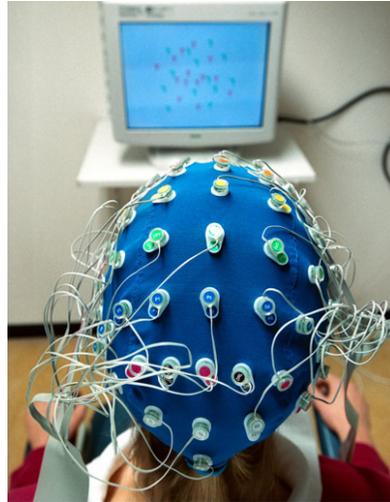


# Signalverarbeitung

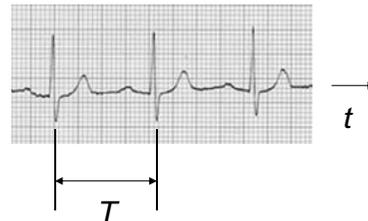
1. Fourier Theorem
2. Signalverarbeitungskette



Fourier theorem

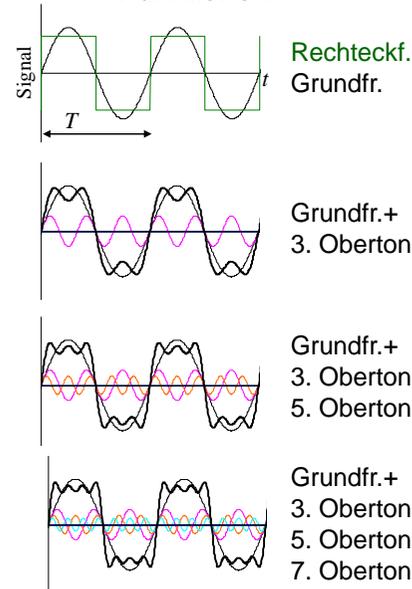
**Fourier-Theorem für periodische Funktionen (Signale):**  
 Jede periodische Funktion kann durch eine Summe von Sinus- (harmonischen) Funktionen (Grundfrequenz + Obertöne) hergestellt werden.

periodische Funktion: es gibt eine Periode(zeit),  $T$

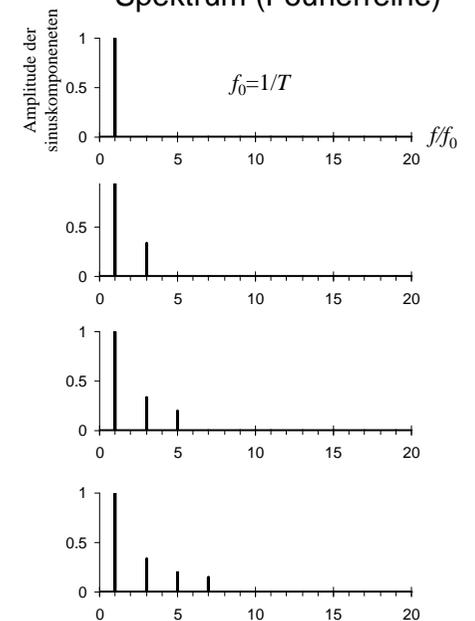


$1/T=f_0$ ,  $f_0$  ist die Frequenz des Signals  
 $f_0$  ist die Frequenz der ersten Sinusfunktion: **Grundfrequenz** (Grundschiwingung)  
 $2f, 3f, 4f, \dots$  : **Obertöne** (Oberschiwingungen)  
 (Linienspektrum)

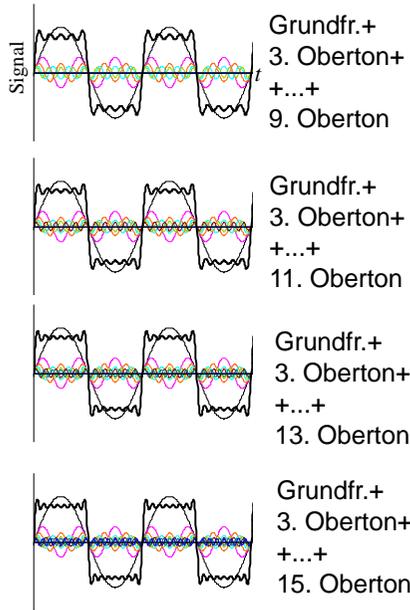
Funktionen



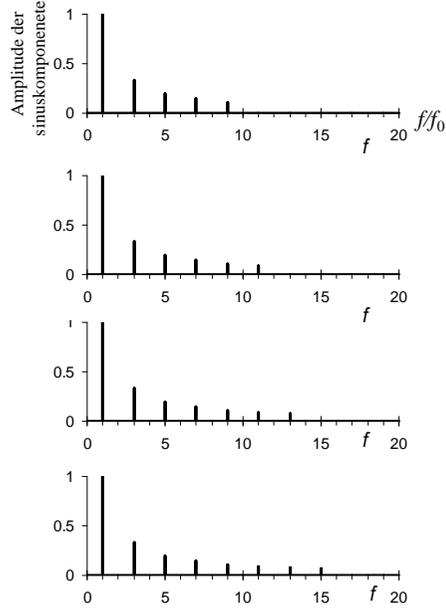
Spektrum (Fourierreihe)



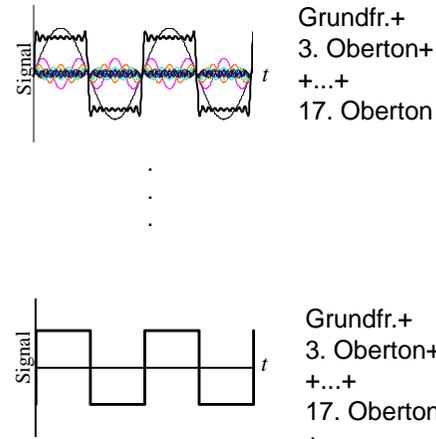
### Funktionen



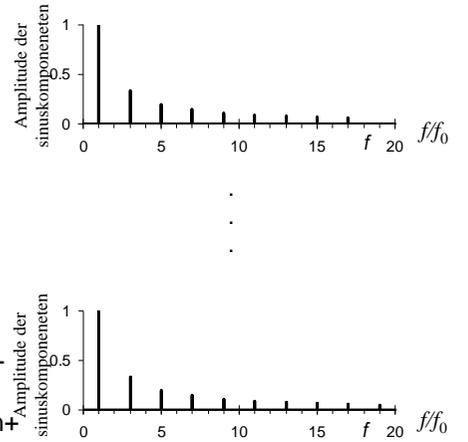
### Spektrum (Fourierreihe)



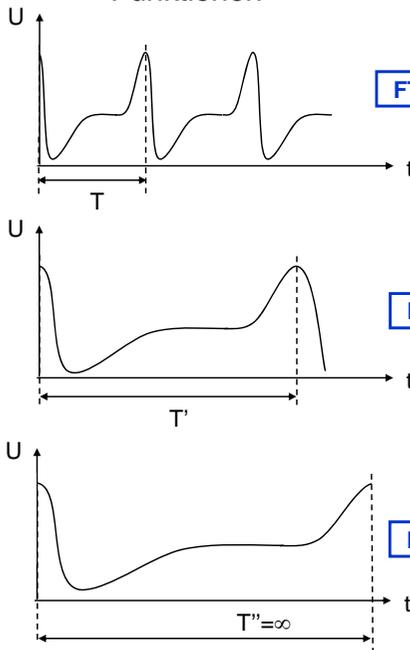
### Funktionen



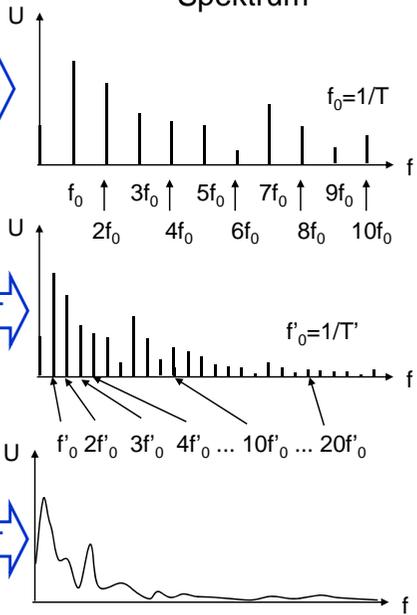
### Spektrum (Fourierreihe)



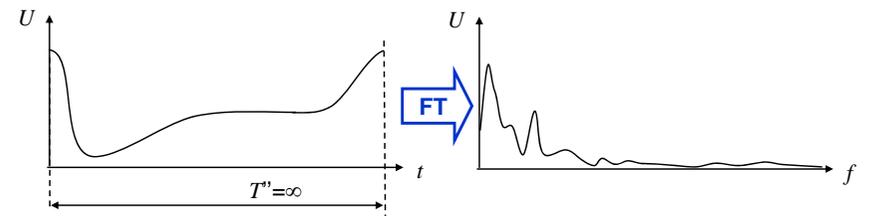
### Funktionen

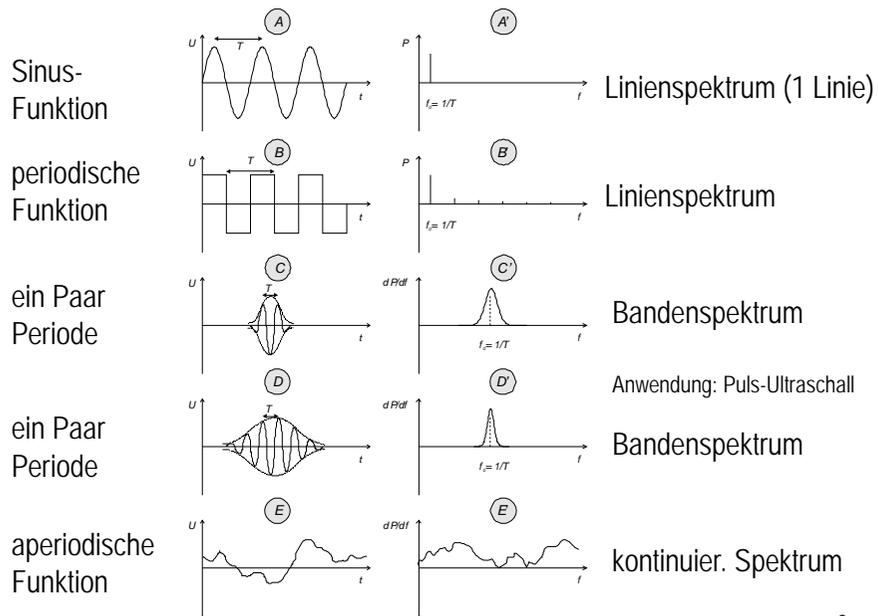


### Spektrum

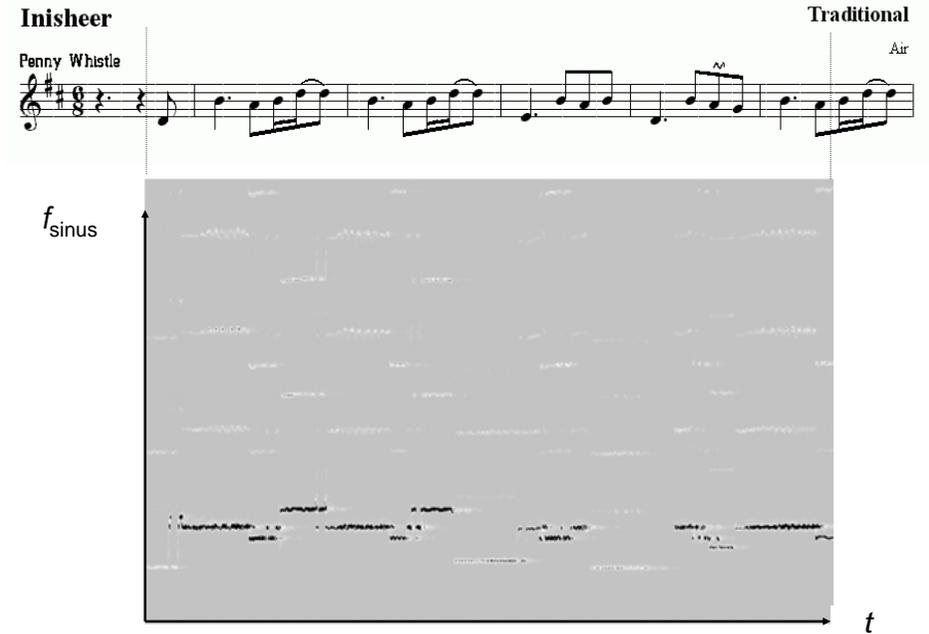


**Fourier-Theorem für aperiodische Funktionen (Signale):**  
 Jede Funktion kann durch eine Summe von Sinus-  
 (harmonischen) Funktionen hergestellt werden.  
 Das Spektrum: kontinuierliches Spektrum.





9

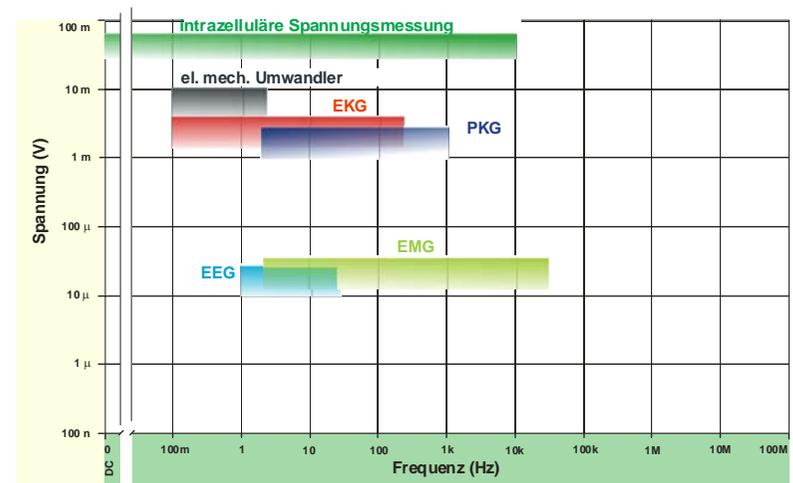


### Einige charakteristischen Daten bioelektrischer Potentiale

Aktionspotential	Frequenzbereich (Hz)	Spannung (mV)	Bemerkungen
Einzelzelle	0-10000	50-130	monophasisches Aktionspotential
Elektrokardiographie	0,1-200	0,1-3	
Elektroenzephalographie	1-70	0,001-0,1	
Elektrokortikographie	10-100	0,01-0,1	
Elektromyographie	10-1000	0,1-5	Oberflächen-elektrode
Elektromyographie	10-10000	0,05-5	Nadelelektrode
Elektroretinographie	0,1-100	0,02-0,3	

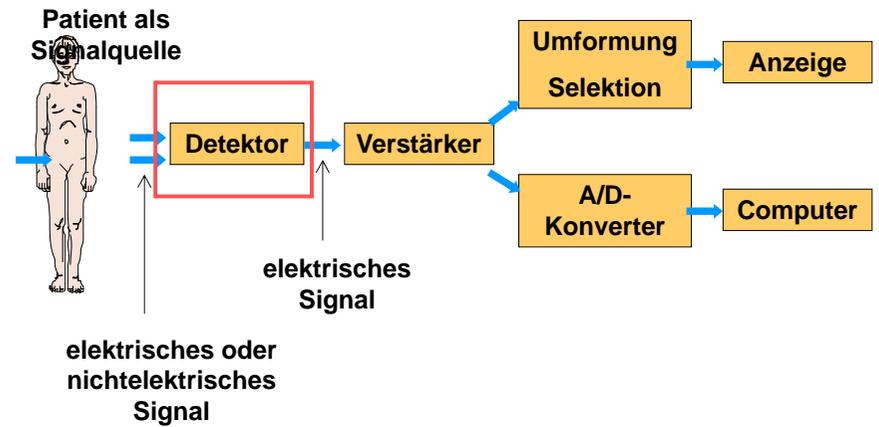
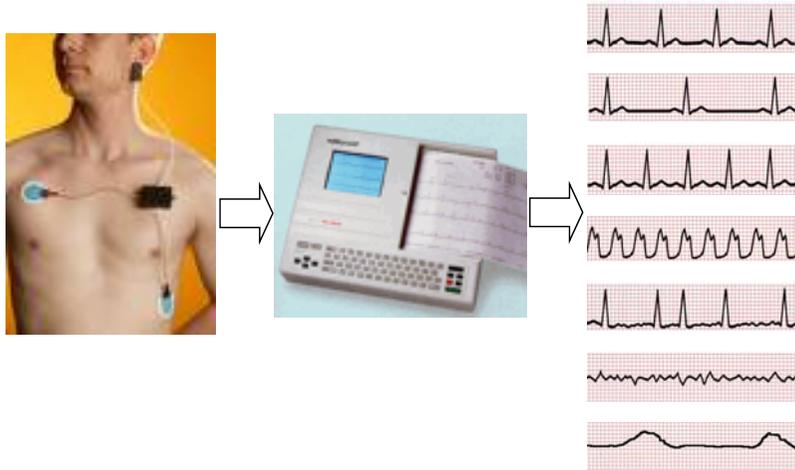
11

### Einige charakteristischen Daten bioelektrischer Potentiale



12

# Signalverarbeitungskette



# Detektor

(Sensor, Umformer, Wandler, Transducer, ...)



Umwandlung der nichtelektrischen in elektrischen Signale.



Bei elektrischen Signalen: Detektor → Elektroden



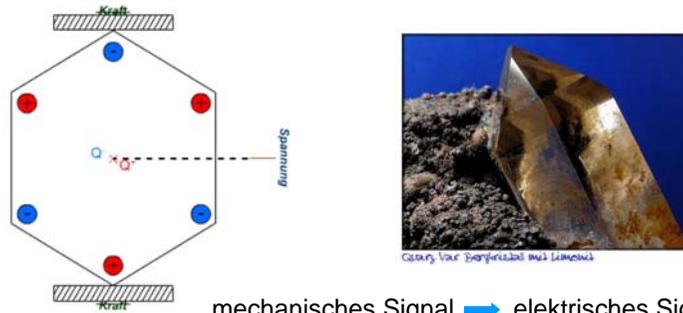
# Einige Detektor-Effekte

- Lichtelektrischer Effekt (Photoeffekt)**
  - äußerer**: A diagram showing light from a bulb hitting an 'Alkalimetalloberfläche' (alkali metal surface) in a vacuum. Electrons are shown being ejected. Example: 'z. B. Photomultiplier'.
  - innerer**: A diagram showing energy levels 'Leitungsband' (conduction band) and 'Valenzband' (valence band). An electron transitions from the valence band to the conduction band, releasing energy  $W_{\text{Leit}}$ . Example: 'z. B. Photodiode'.

optisches Signal → elektrisches Signal
- Radio-, Röntgenlumineszenz**
  - Example: 'z. B. NaI(Tl)'. A photograph of a NaI(Tl) scintillation crystal is shown.
  - A photograph of a scintillation detector showing blue light emission.

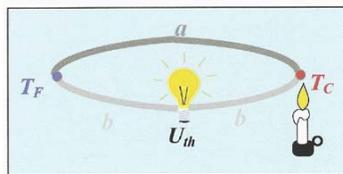
Strahlungssignal → optisches Signal

- Piezoelektrischer Effekt (griech. *piézein* - pressen, drücken)



mechanisches Signal → elektrisches Signal

- Seebeck-Effekt



thermisches Signal → elektrisches Signal

## 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):**

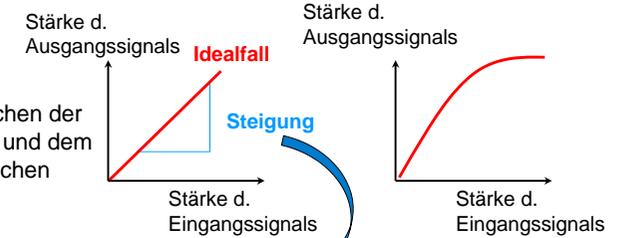
$$S/R = \frac{\text{mittlere Nutzsignalleistung}}{\text{mittlere Rauschleistung}} \quad \text{oder} \quad \frac{\text{Signalimpulszahl}}{\text{Rauschimpulszahl}}$$

- 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

## Kenngrößen des Detektors

- Kennlinie

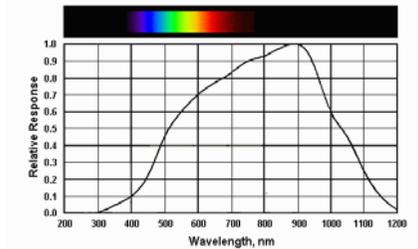
... beschreibt den Zusammenhang zwischen der zu messenden Größe und dem resultierenden elektrischen Ausgangssignal.



- Empfindlichkeit (Sensitivität)

... ist die Steigung der Kennlinie.

- Empfindlichkeitskurve



Typical Silicon Photodiode Spectral Response

- Auflösung

zeitliche, räumliche, ...

Beispiel für verschiedene S/R-Werte:

Signal/Rausch = 1

dbiueridduedeanuskicnedjnuidcdhotqviearla  
sntrwgomrdtulaigcohaffümhrhdcaasuwoadsc  
dbirecmceqnjsucqhdeonaaautsfichjnuednmm  
napcmhfeknj

Signal/Rausch = 5

dbiueideensinednichtviterantwortlicohaffürd  
caswadsiemcenscqhenausiennenmachen

Signal/Rausch = 11

diecidetensindnichtfvmerantwortlichfürdasw  
asdiemenschenausiennenmaochenm

Signal/Rausch = 5

dbiueideensinednichtviterantwortlicohaffür  
dcaswadsdiemcenscqhenausihnenmachen

dbiueideensinednichtviterantwortlicohaffür  
dcaswadsdiemcenscqhenausihnenmachen

Filtern

dbiueideensinednichtviterantwortlicohaffür  
dcaswadsdiemcenscqhenausihnenmachen

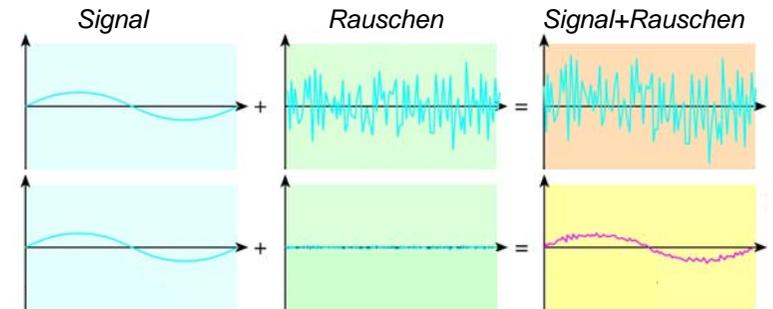
d i eideensin dnichtv erantwortlic h f ür  
d a s w a s d i e m e n s c h e n a u s i h n e n m a c h e n

(Werner Heisenberg)

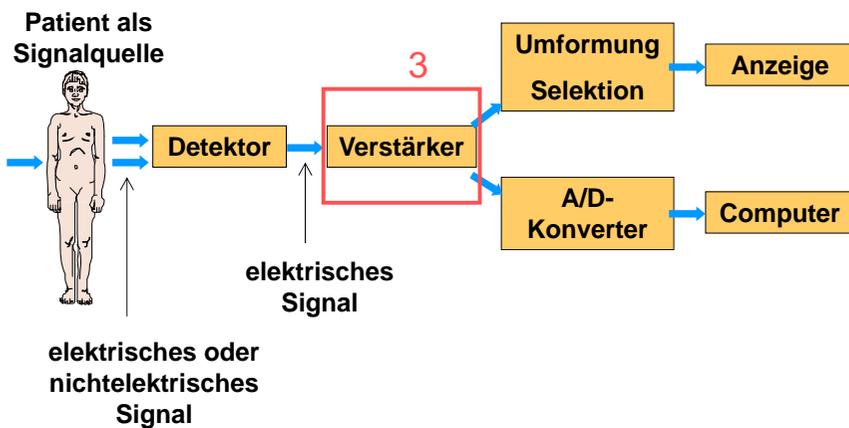
21

## Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses

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



22



23

## (elektrischer) Verstärker



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

Charakteristische Parameter:

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

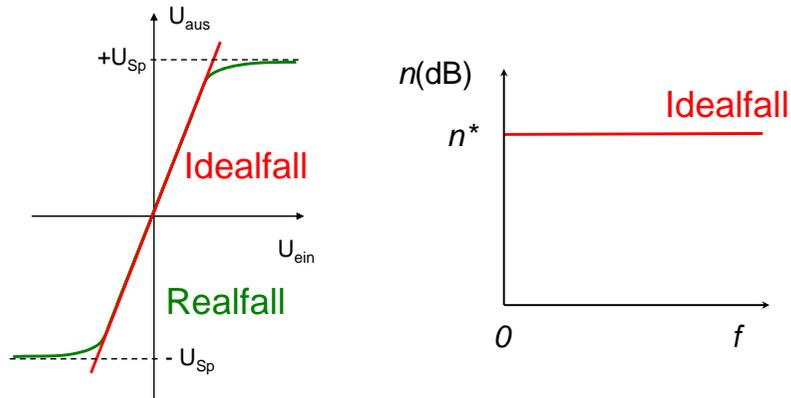
Spannungsverstärkungsfaktor  $V_U = \frac{U_{\text{aus}}}{U_{\text{ein}}}$

Verstärkung mit Dezibel-Zahl:

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

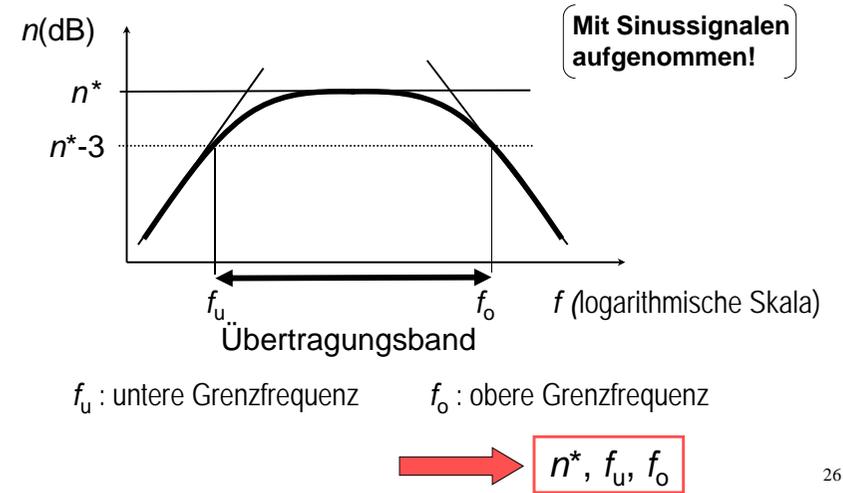
24

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

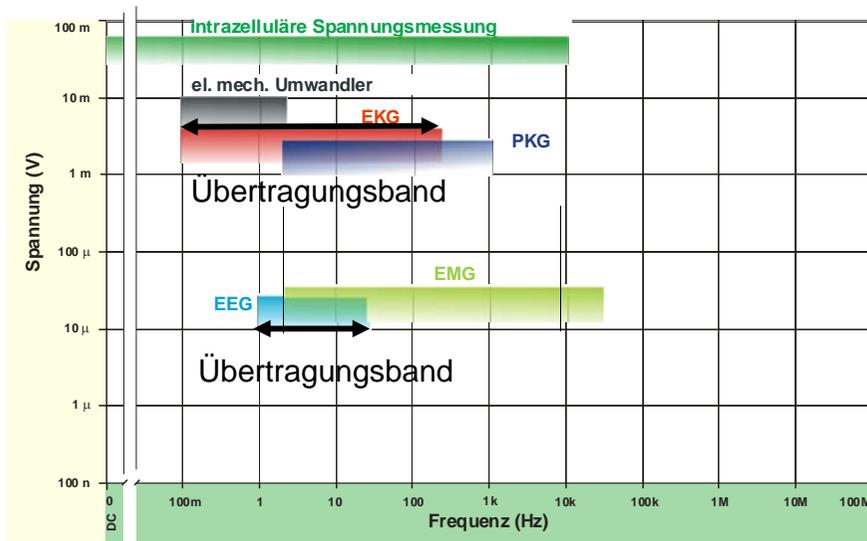


25

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

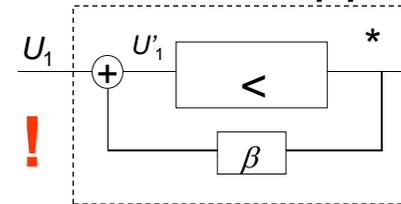


26



27

# Rückkopplung(sverstärker)



$$V_R = \frac{V}{1 - \beta V}$$

$V$ : Spannungsverstärkungsfaktor des Verstärkers (ohne R.k.)

$\beta$ : Rückkopplungsfaktor

$V_R$ : Spannungsverstärkungsfaktor des rückgekoppelten Verstärkers

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

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

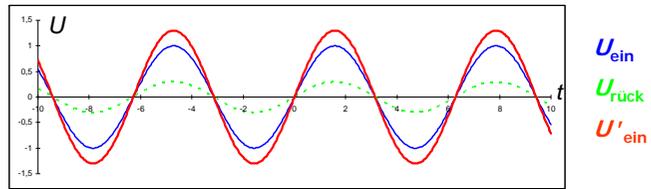
**Gegenkopplung** (negative R.k. – entgegengesetzte Phase):

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

28

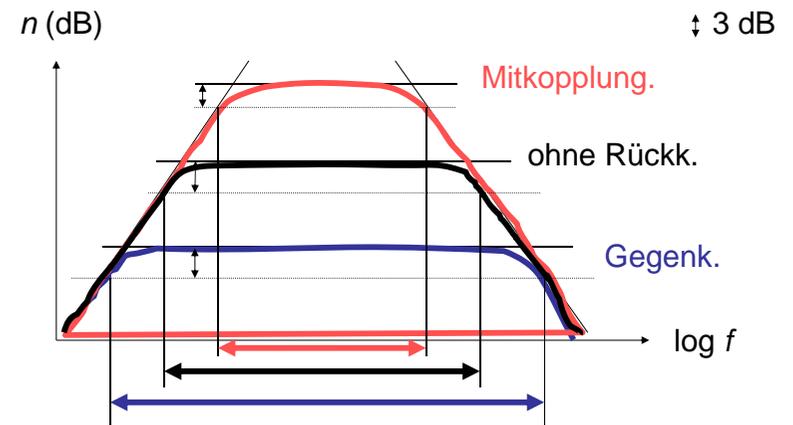
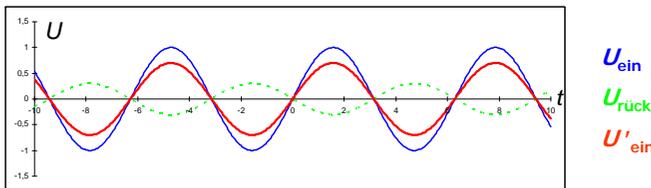
**Mitkopplung** (positive R.k. – gleiche Phase):

$\beta > 0, V_R > V$  → Sinusoszillator ( $\beta V = 1$ , Verstärkung: „unendlich“)  
 → Ultraschall(generator), Wärmetherapie(gen.)



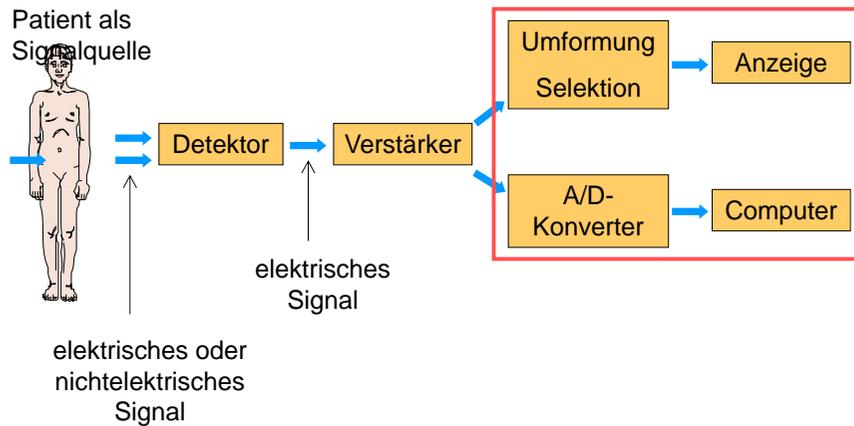
**Gegenkopplung** (negative R.k. – entgegengesetzte Phase):

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



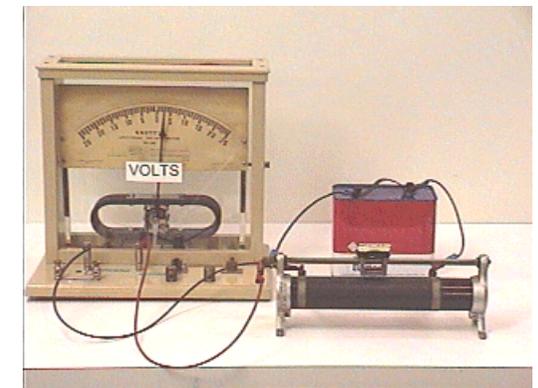
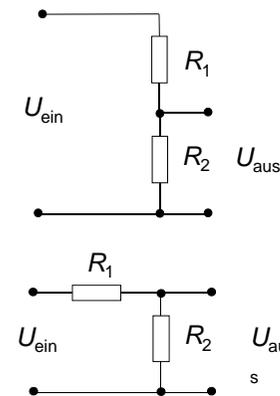
**Mitkopplung:** Übertragungsband – schmaler (Nachteil)  
**Gegenkopplung:** Übertragungsband – breiter (Vorteil)

# Medizinische Signalanalysekette 4



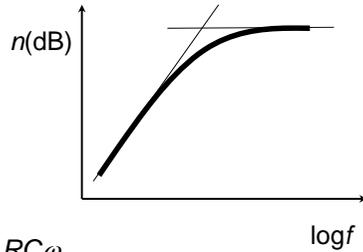
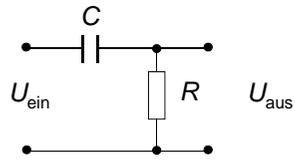
## Filterierung: Hochpass und Tiefpass Filtern

Einführung:  
Spannungsteiler



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

### Hochpass Filter (high-pass filter)

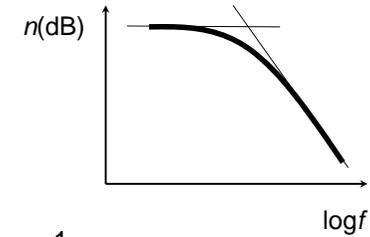
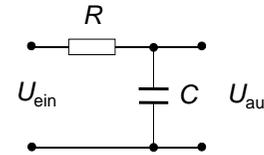


$$U_{\text{aus}} = \frac{R}{\sqrt{\frac{1}{C^2\omega^2} + R^2}} U_{\text{ein}} = \frac{RC\omega}{\sqrt{1 + R^2C^2\omega^2}} U_{\text{ein}}$$

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

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

### Tiefpass Filter (low-pass filter)



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

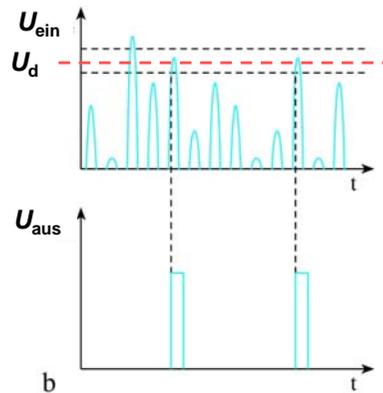
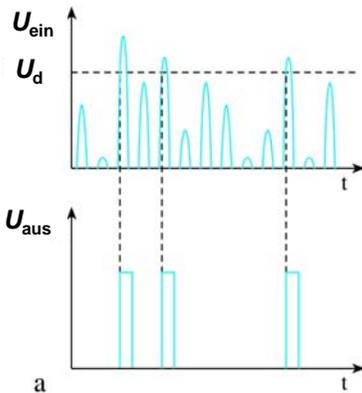
bei kleiner Frequenzen: ha  $\omega \ll \omega_0$  ( $\omega \approx 0$ ),  $U_{\text{aus}} = U_{\text{ein}}$

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

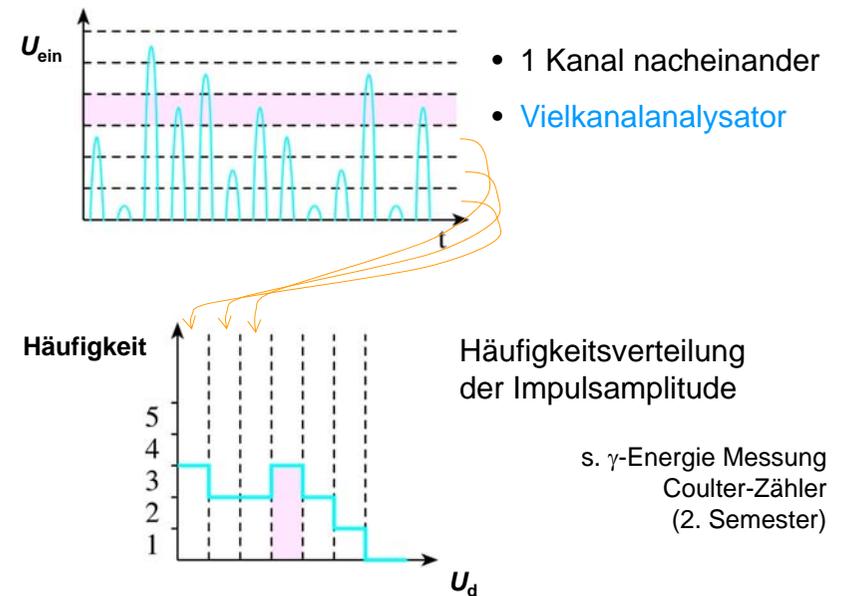
## Selektierung von Impulssignalen

Integraldiskriminator (ID)

Differenzialdiskriminator (DD)

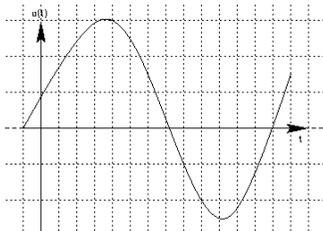


s. monostabiler Multivibrator (2. Semester)

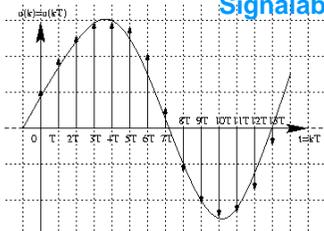


# A/D-Konversion

## Signalabtastung

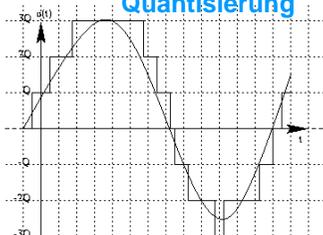


analoges Signal: zeit- und wertkontinuierliches S.



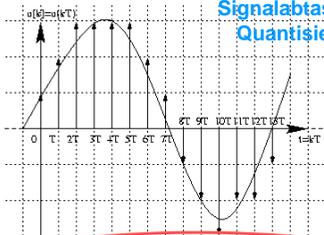
zeitdiskretes, wertkontinuierliches S.

## Quantisierung



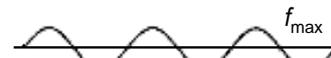
wertdiskretes, zeitkontinuierliches S.

## Signalabtastung + Quantisierung



digitales Signal: zeit- und wertdiskretes S.

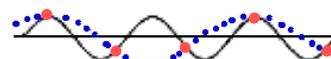
zeitdiskretes Signal: man kennt den Signalwert nicht in allen Zeitpunkten



Sinusfunktion höchster Frequenz die zur  
Fourierschen Herstellung nötig ist



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



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

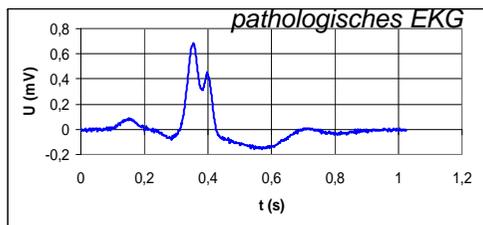


$f_{\text{abstast}} = 2 f_{\text{max}}$ , die Frequenz des  
rekonstruierten Signals ist korrekt

## Nyquist-Shannon Abtasttheorem:

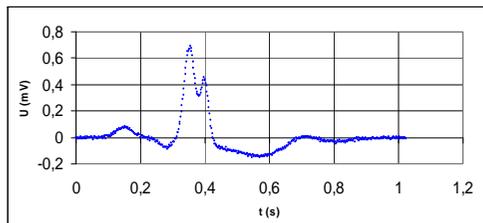
Ein Signal einer Maximalfrequenz  $f_{\text{max}}$  muss mit einer Frequenz größer als  $2f_{\text{max}}$  abgetastet werden, damit man aus dem so erhaltenen zeitdiskreten Signal das Ursprungssignal ohne Informationsverlust rekonstruieren kann.

$$\left. \begin{aligned} \text{z.B.: hifi, } f_{\text{max}} &= 20 \text{ kHz} \\ f_{\text{abstast}} &= 44,1 \text{ kHz} > 2 \cdot 20 \text{ kHz} \end{aligned} \right\}$$

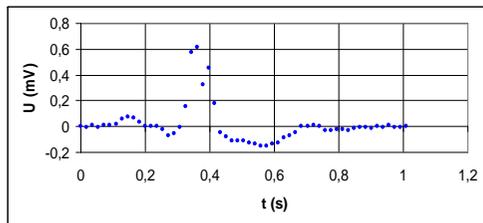


pathologisches EKG

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

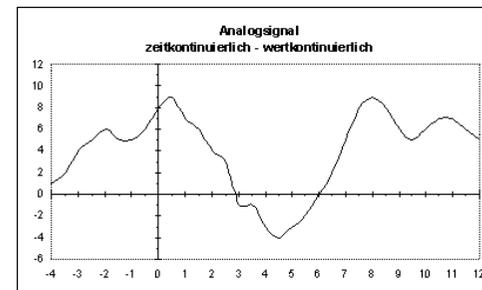


zeitdiskretes Signal  
 $f_{\text{abstast}} = 500 \text{ Hz} > 2 f_{\text{max}}$



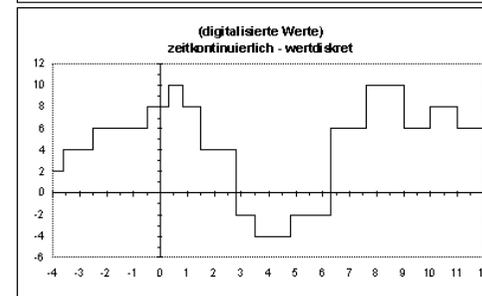
zeitdiskretes Signal  
 $f_{\text{abstast}} = 50 \text{ Hz} < 2 f_{\text{max}}$

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



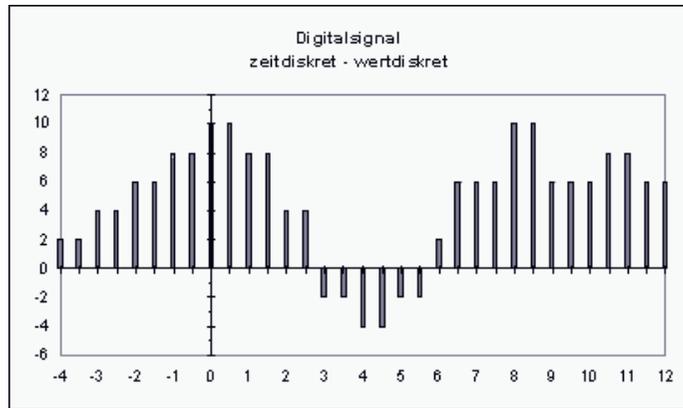
binäres Signal =  
zwei Werte (Zustände)

- 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)

## Digitalsignal: zeit- und wertdiskretes Signal



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

41

## Anzeigergeräte

