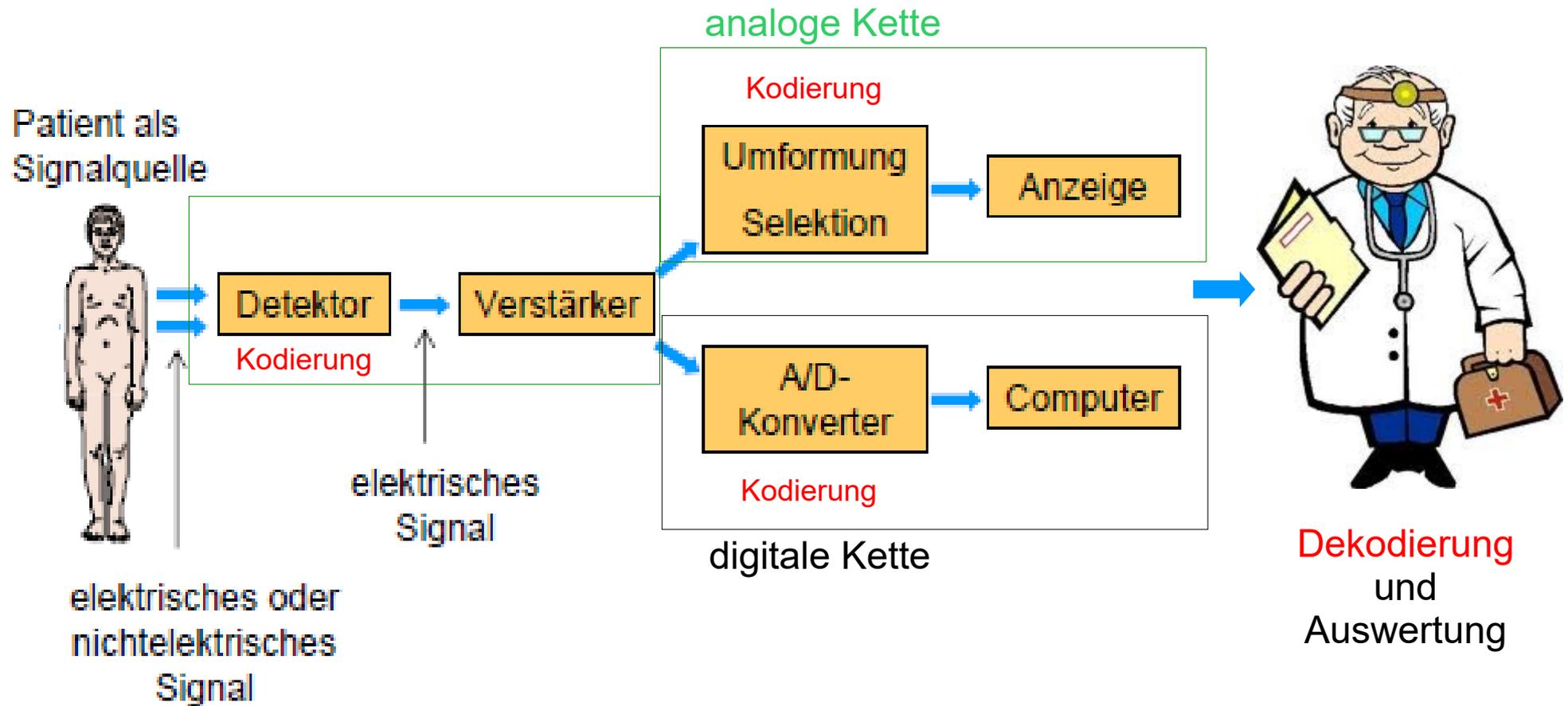


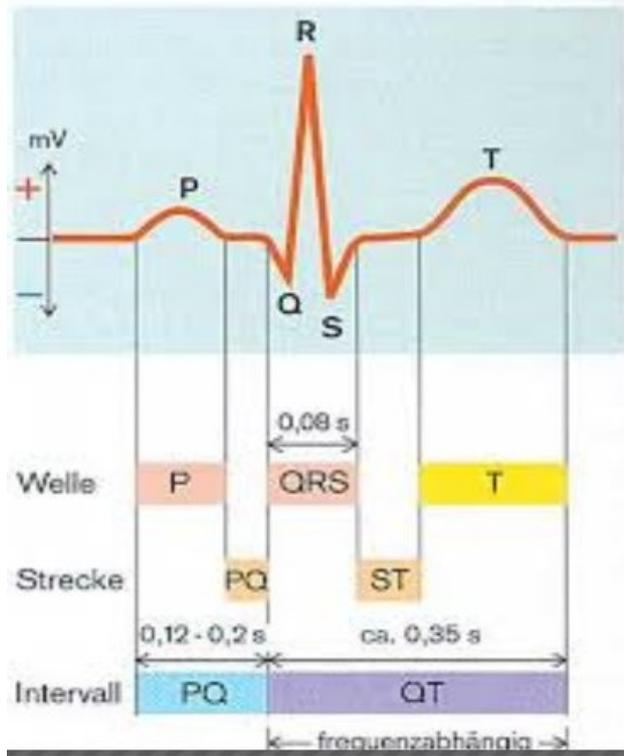
Signalverarbeitung in der Medizin

G.Schay

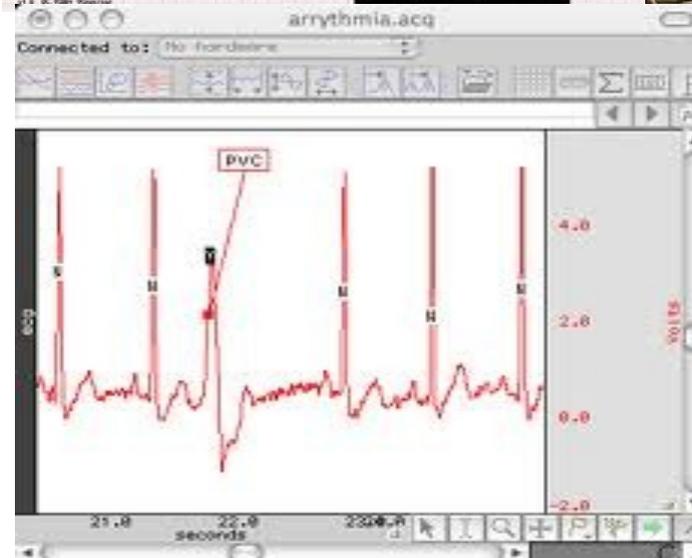
Medizinische Signalkette



Signale in der Medizin: Beispiel 1



Information: Herztätigkeit



Signal: Spannung
 Original: Keine,
 Kodierung: aber Filterung ist nötig

50 Hz Unterdrückung

Signale in der Medizin: Beispiel 2

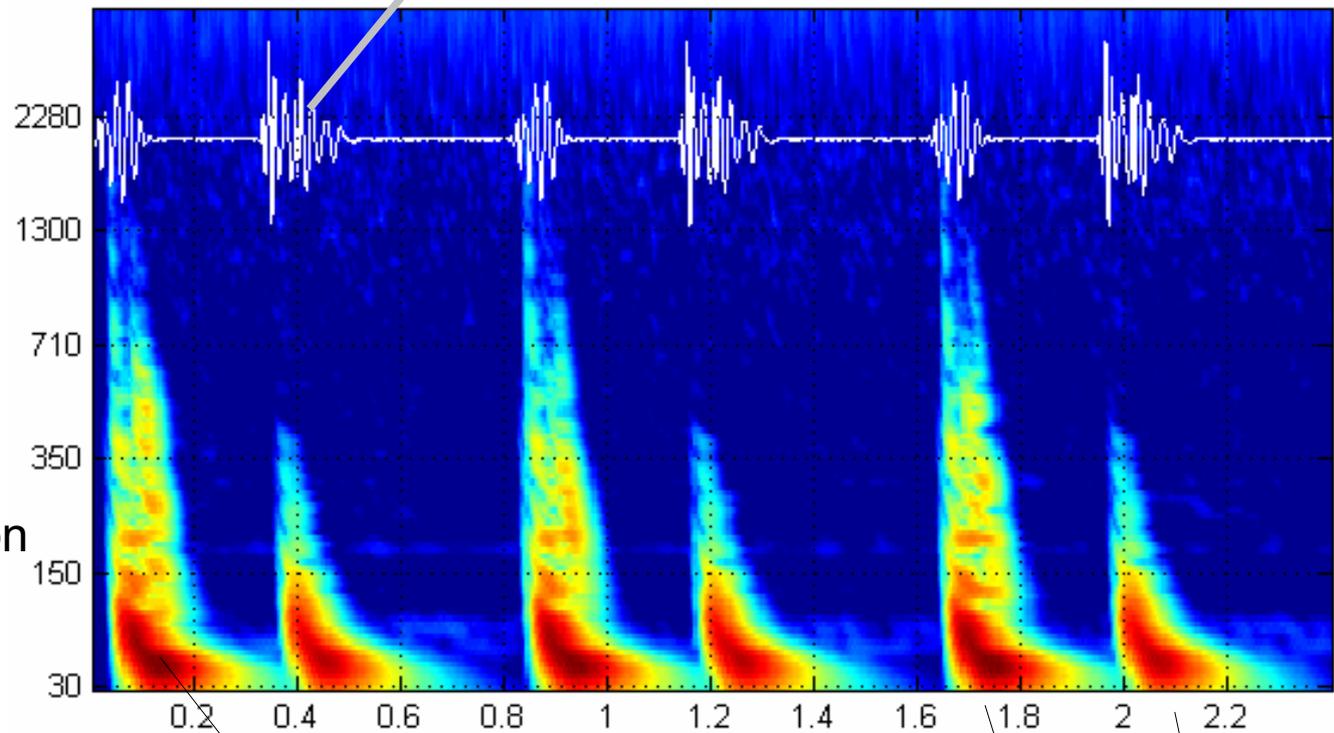
Schallintensität

Herztöne

Signal:
Original: Schallwellen

Kodierung: Mikrofon

Kodierung: Fourier-Transformation



Frequenzkomponente
(siehe Fourier später)

Systole Diastole

Information: Herzzyklus, mögliche anatomische und Strömungsprobleme

Signale in der Medizin: Beispiel 3

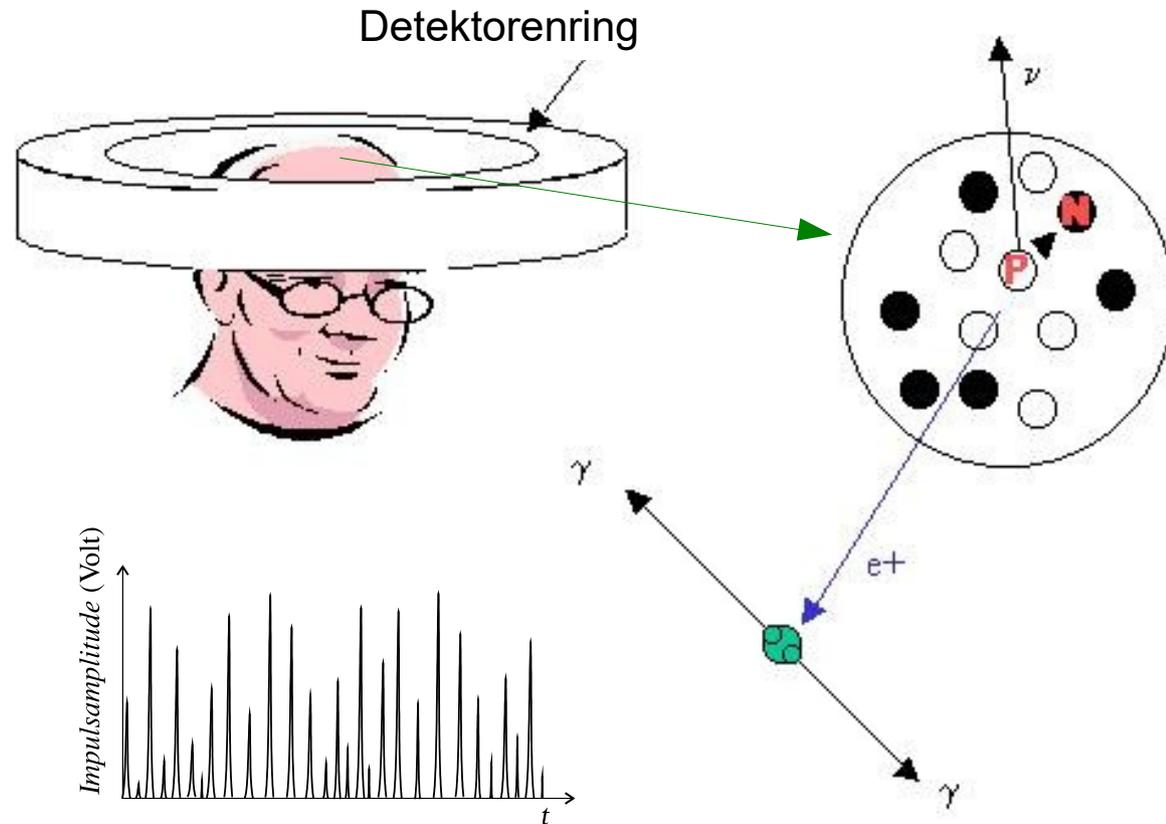
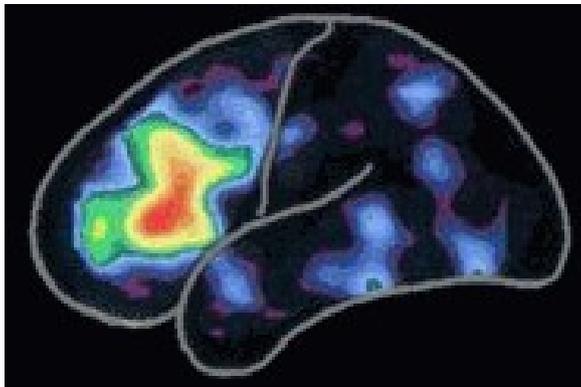
PET: PositronEmissionsTomografie

Signal:

Original: γ -Photonen

Kodierung: elektrische Impulse

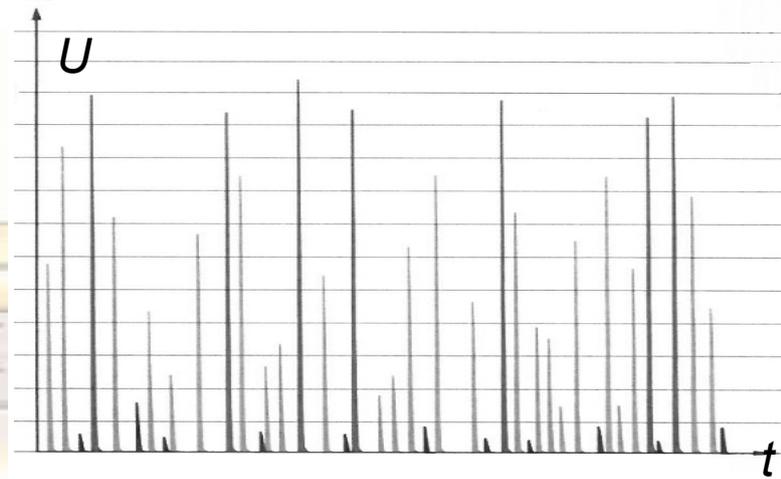
Kodierung: Bildrekonstruktion



Information: zeitliche und räumliche Verteilung der Moleküle

Signale in der Medizin: Beispiel 4

SPECT-CT:
Einzelphotonenemissions-
spektrometrie
Komputertomografie

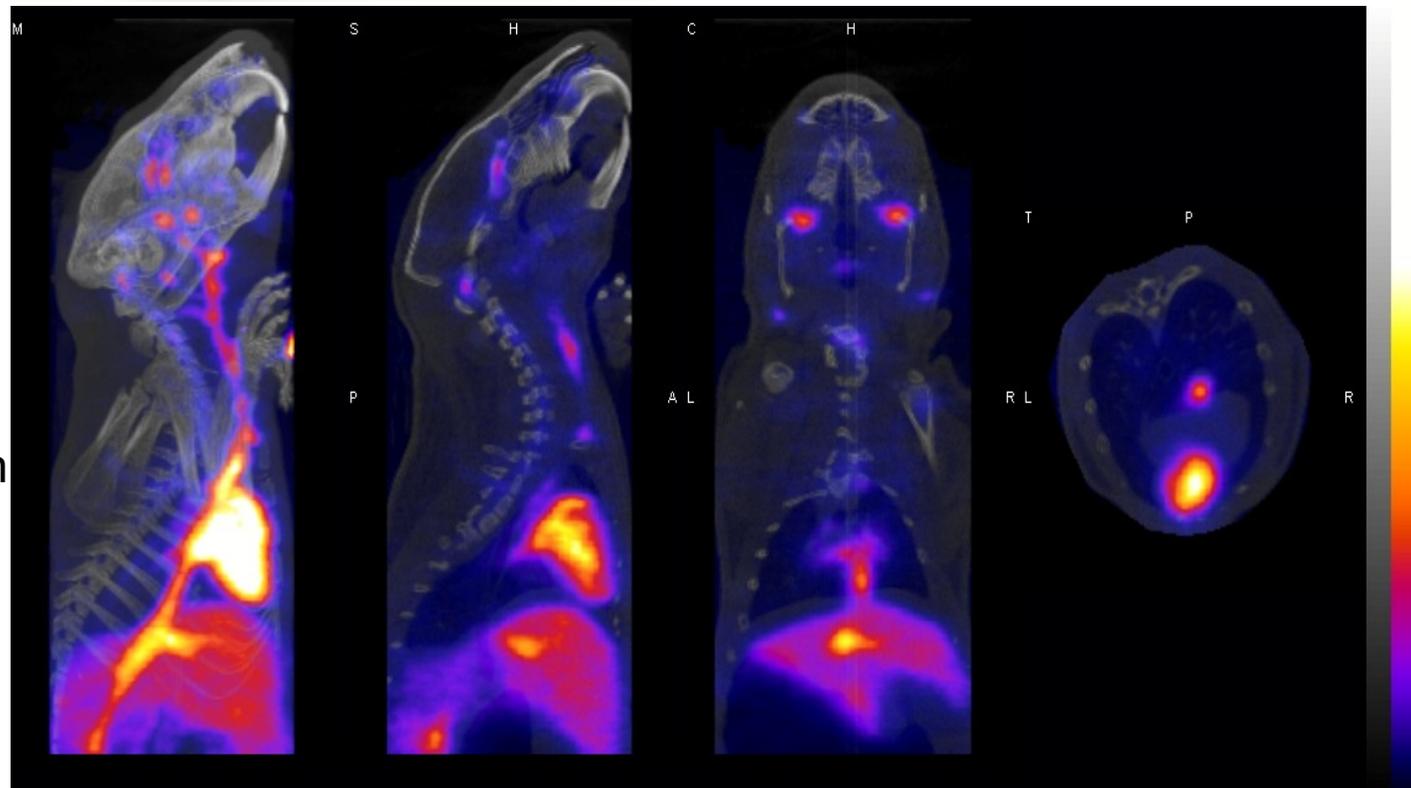


Signal:
Original: γ -Photonen
Rtg.-Photonen

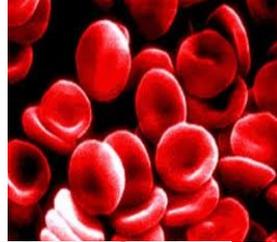
Kodierung: elektrische
Impulse

Kodierung: Bildrekonstruktion

Information:
Anatomie (Rtg)
Funktion (Isotopdiagnostik)



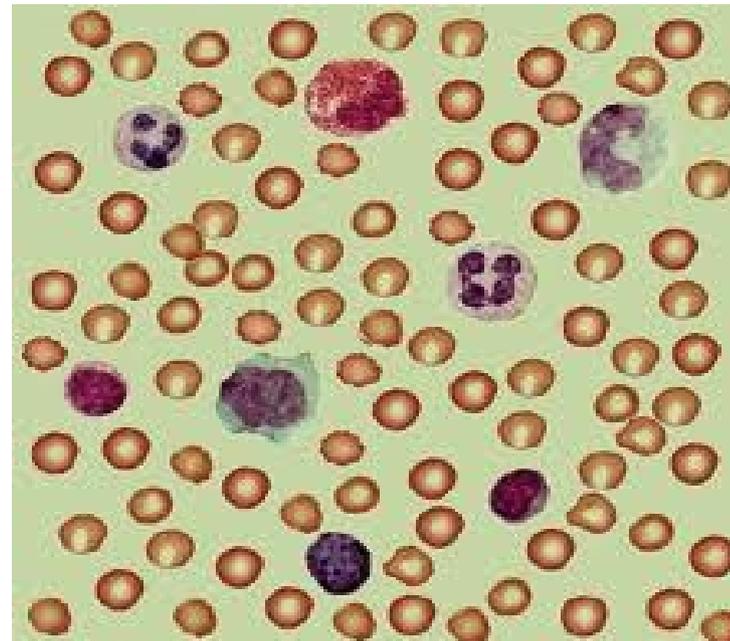
Signale in der Medizin: Beispiel 5



Coulter-Zähler

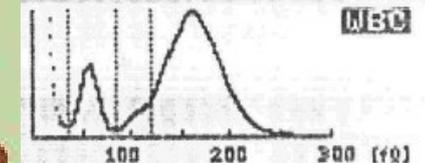
Signal:
Original: Zellenvolumen

Kodierung: elektrische Impulse
Kodierung: Histogramm

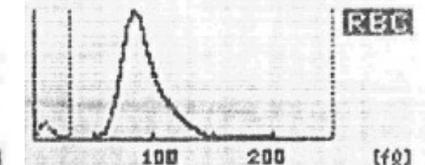
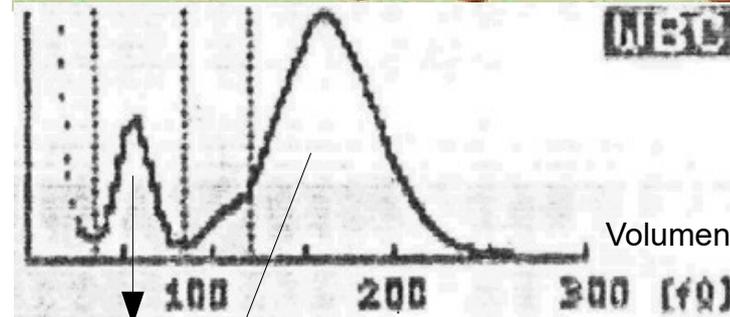


No. 3524
DATE: 93/ 3/30 09:22
MODE: WHOLE BLOOD

WBC	7.5x10 ³ /μl
RBC	3.64x10 ⁶ /μl
HGB	11.8 g/dl
HCT	33.1 %
MCV	90.9 fl
MCH	32.4 pg
MCHC	35.6 g/dl
PLT	158x10 ³ /μl

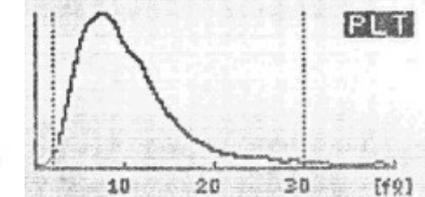


LYMPH%	16.2 %
MXD %	6.7 %
NEUT%	77.1 %
LYMPH#	1.2x10 ³ /μl
MXD #	0.5x10 ³ /μl
NEUT#	5.8x10 ³ /μl



RDW-SD	38.1 fl
--------	---------

LYMPH%	16.2 %
MXD %	6.7 %
NEUT%	77.1 %
LYMPH#	1.2x10 ³ /μl
MXD #	0.5x10 ³ /μl
NEUT#	5.8x10 ³ /μl



PDW	14.0 fl
MPV	10.5 fl
P-LCR	31.1 %

Information: Blut-Zusammensetzung

Klassifizierung der Signale

- nichtelektrisches S.
- statisches S.
- (quasi)periodisches S.
- stochastisches S.
- kontinuierliches S.
- analoges S.
- elektrisches S.
- zeitabhängiges S.
- nichtperiodisches S.
- deterministisches S.
- impulsförmiges S.
- digitales S.

Signaltype

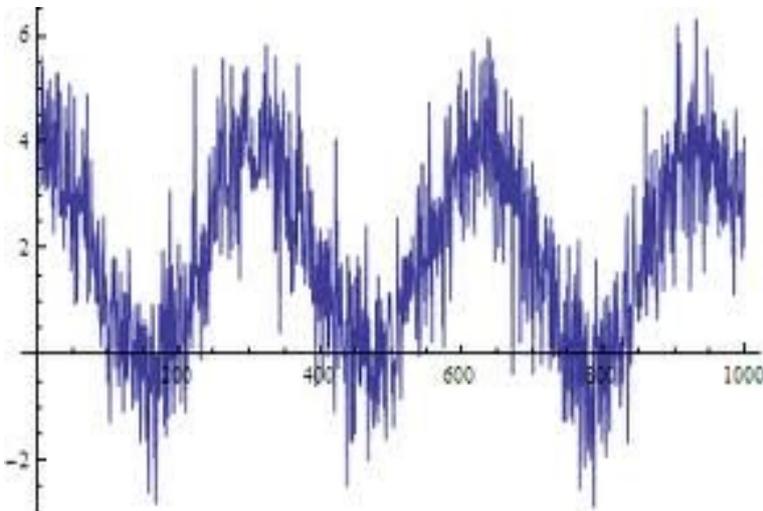
elektrisch

nichtelektrisch

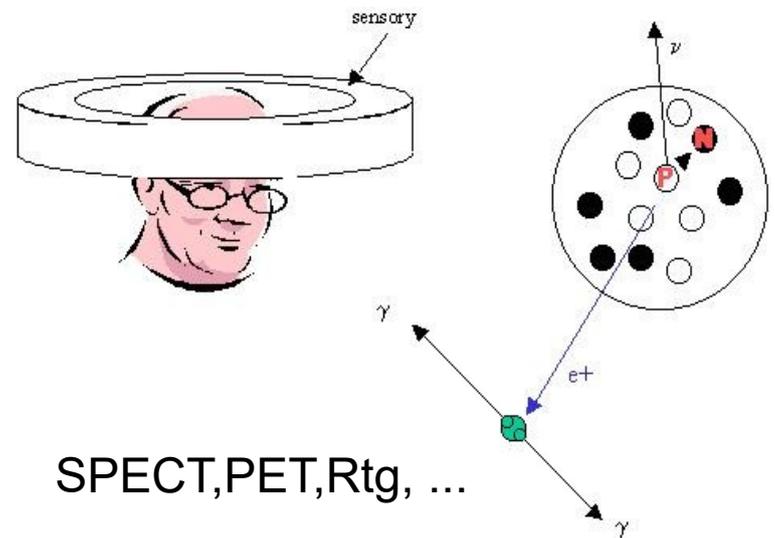
EKG



Schall



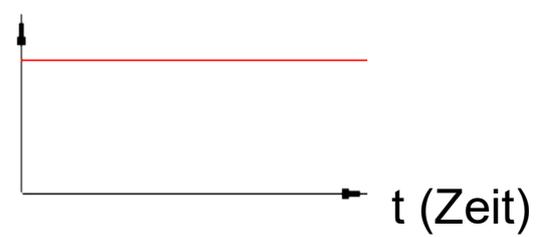
Wechselstrom



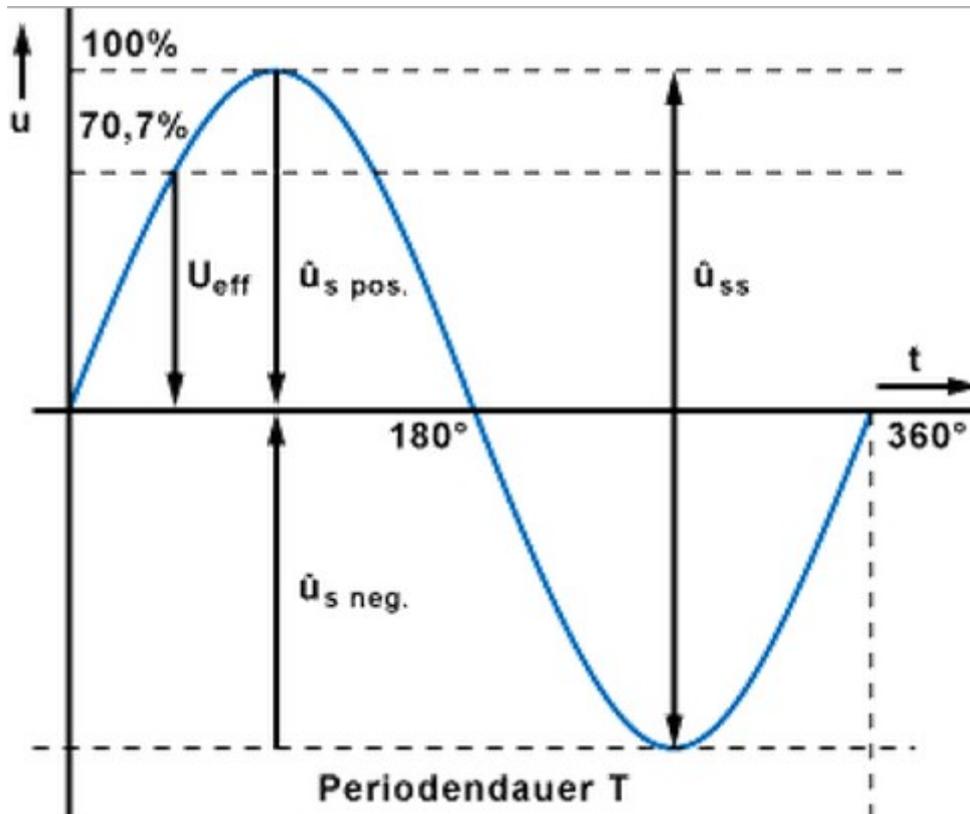
SPECT, PET, Rtg, ...

konstant

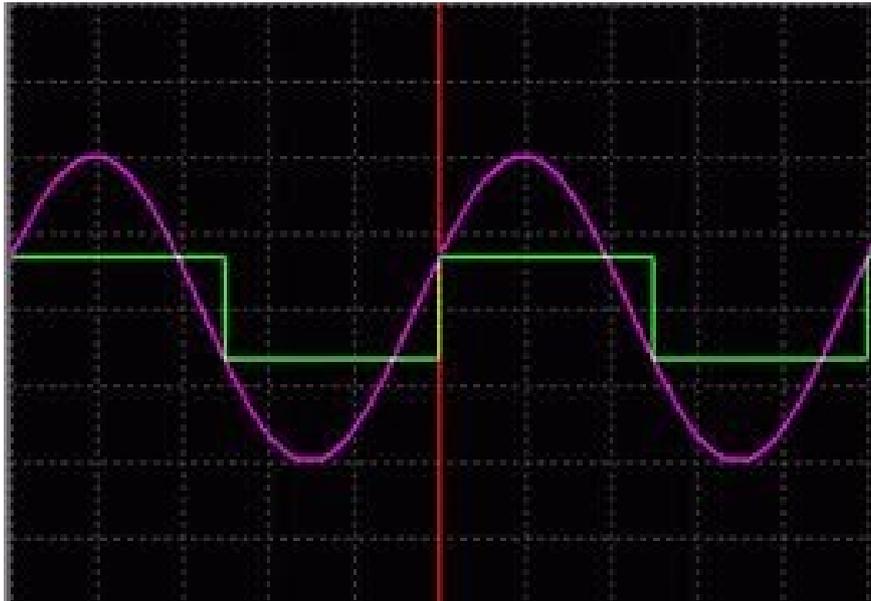
Y
(Kenngröße)



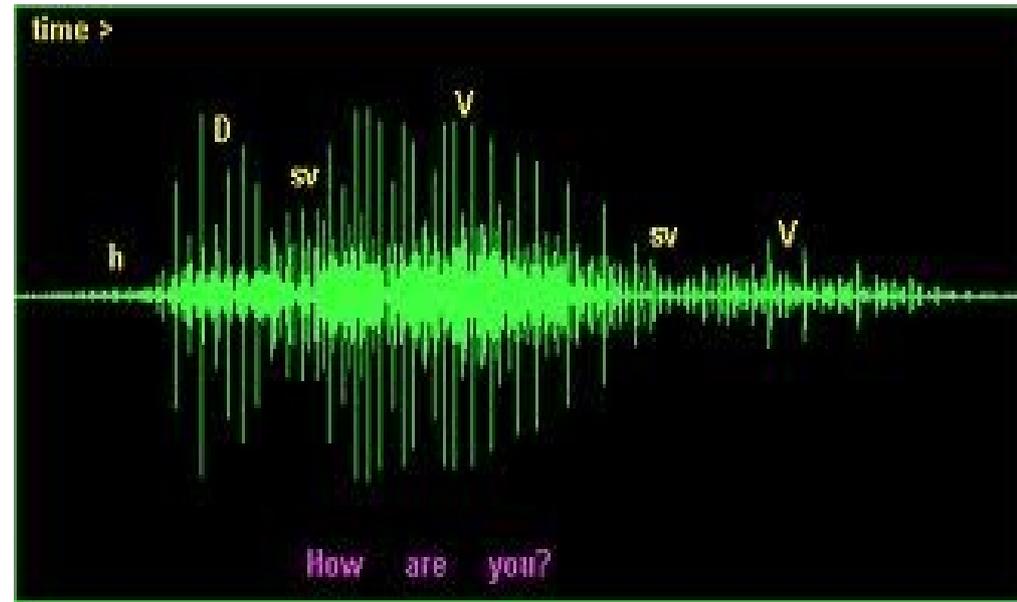
zeitabhängig (z.B. sinus-Signal)



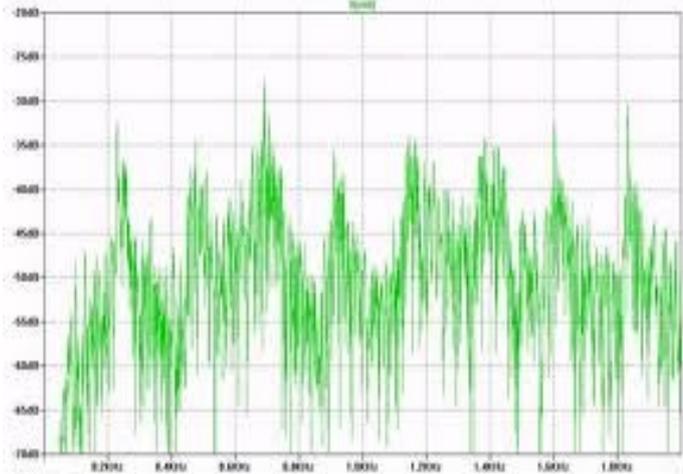
periodisch



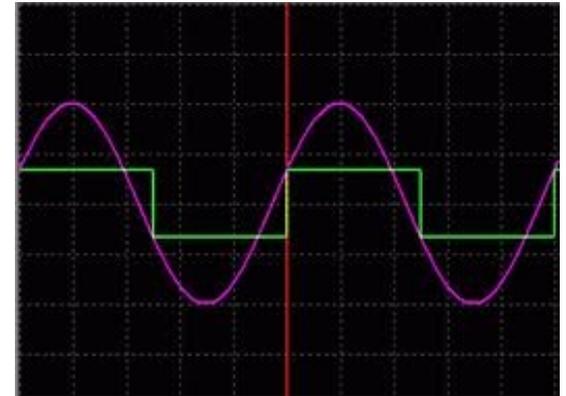
nichtperiodisch



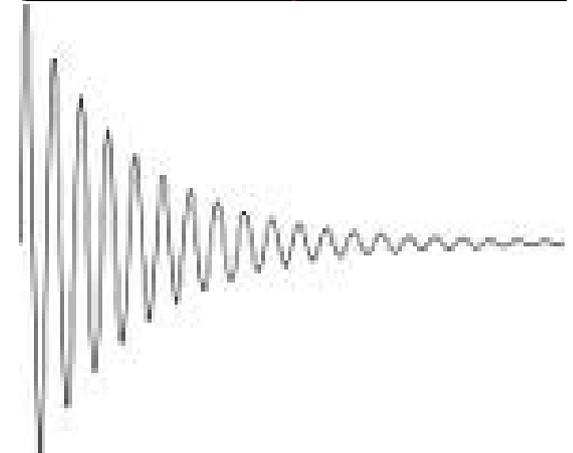
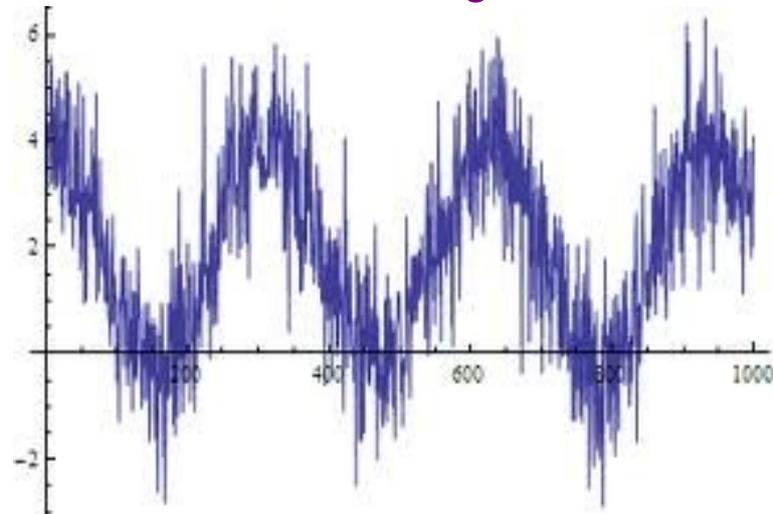
stochastisch



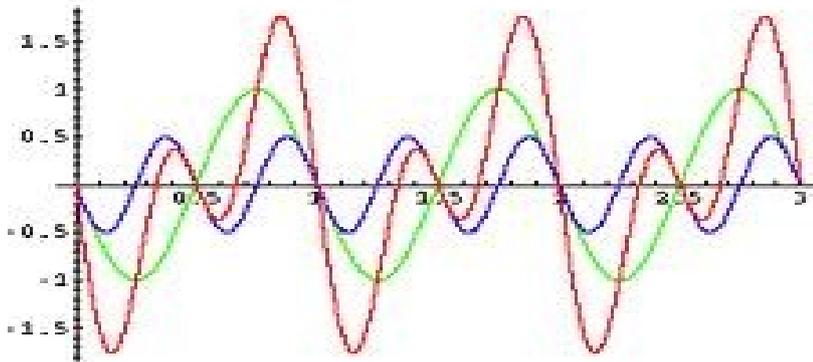
deterministisch



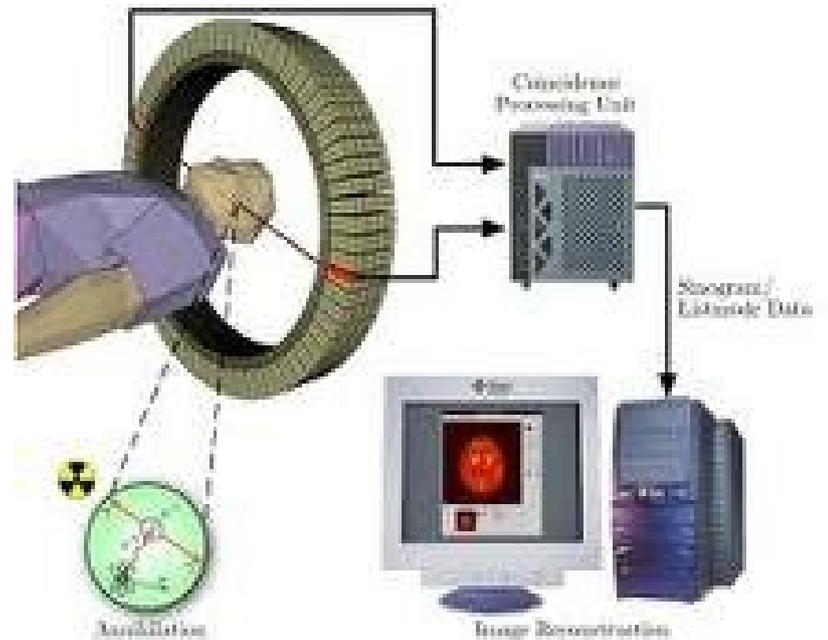
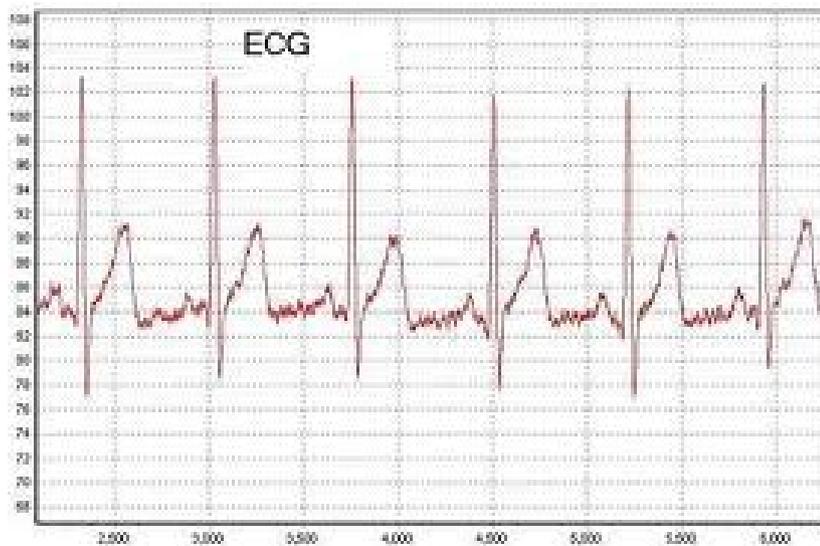
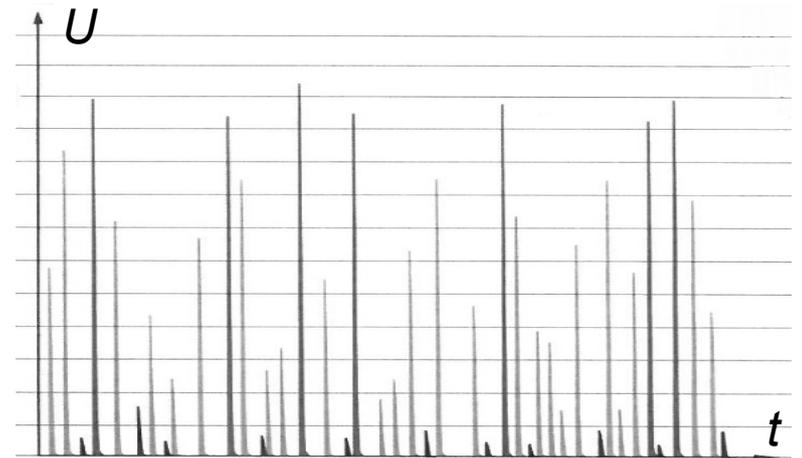
Fast immer gemischt!



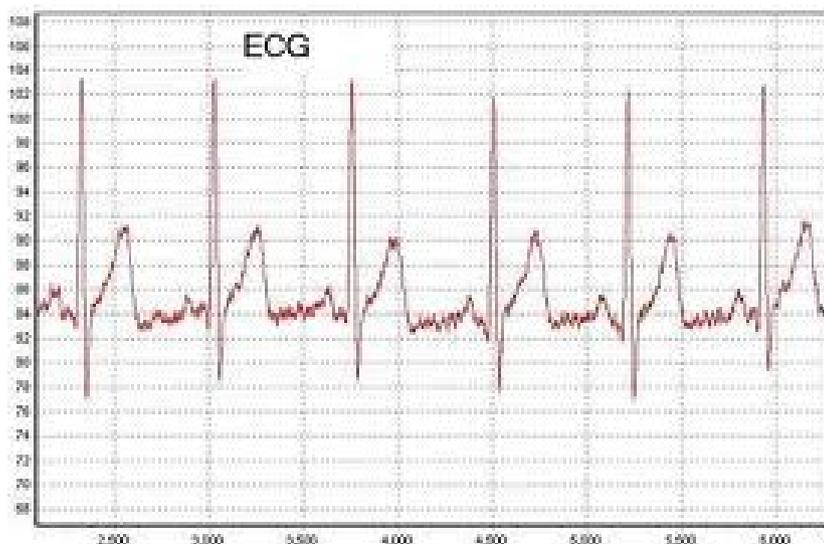
kontinuierlich



impulsförmig



Analog

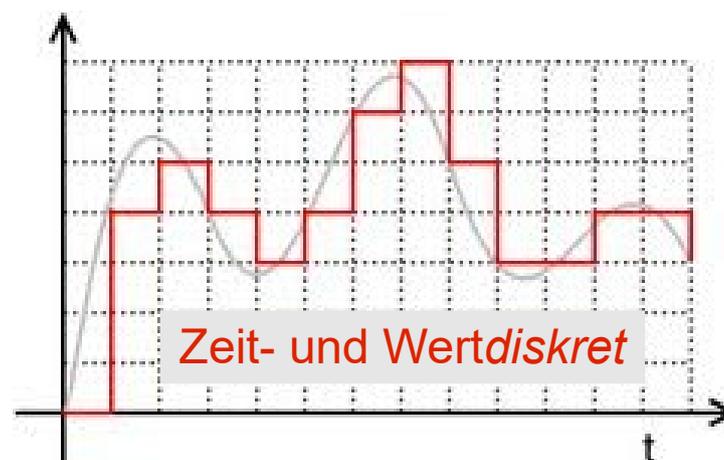


unbeschränkte Auflösung
(nur theoretisch)

Digital

1 0 0 1 0 1 1 1 0 0 1 0 0 0 1 0 1

Unipolar Coding ("1" = +V , "0" = 0V)

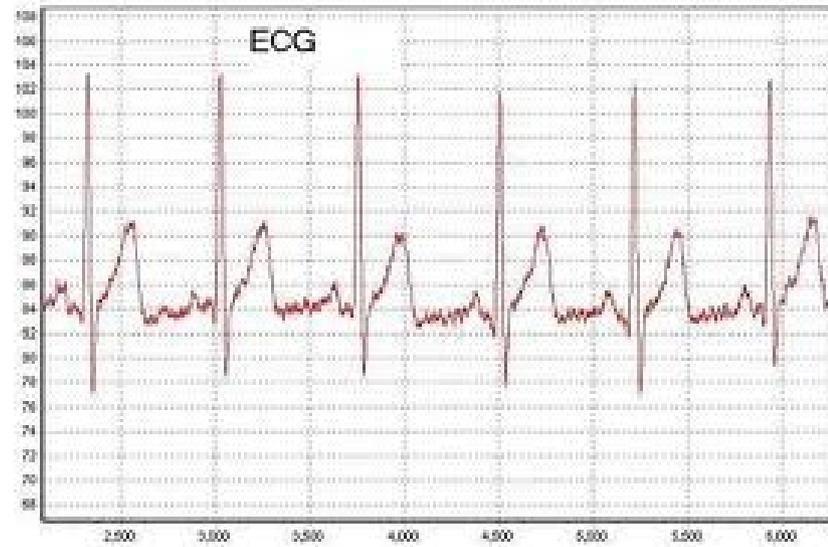


Digital: representiert mit Zahlen
beschränkte Auflösung

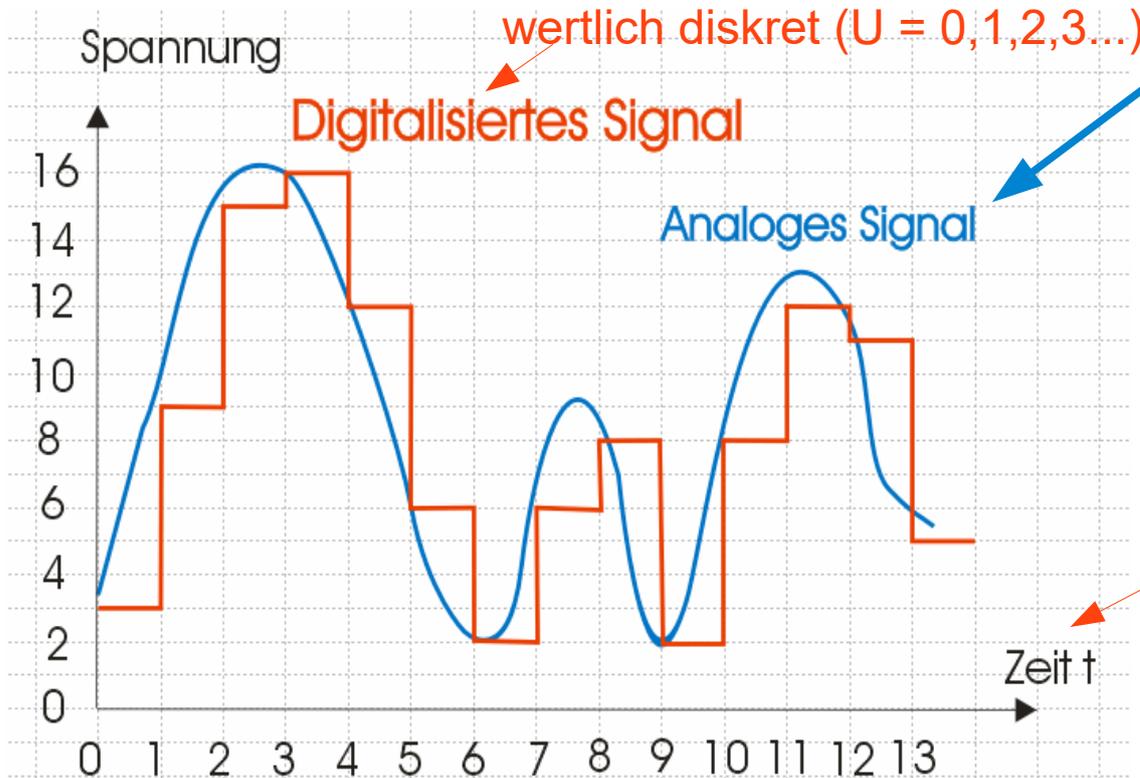
digitale Signale sind ein Form der **Kodierung**
Kodierung : digital zu elektrisch (DAC)
elektrisch zu digital (ADC)

Vergleichung des Informationsgehaltes

analoge Signale – unendlicher Informationsgehalt?



unbeschränkte Auflösung
in der Zeit und Größe
(theoretisch)



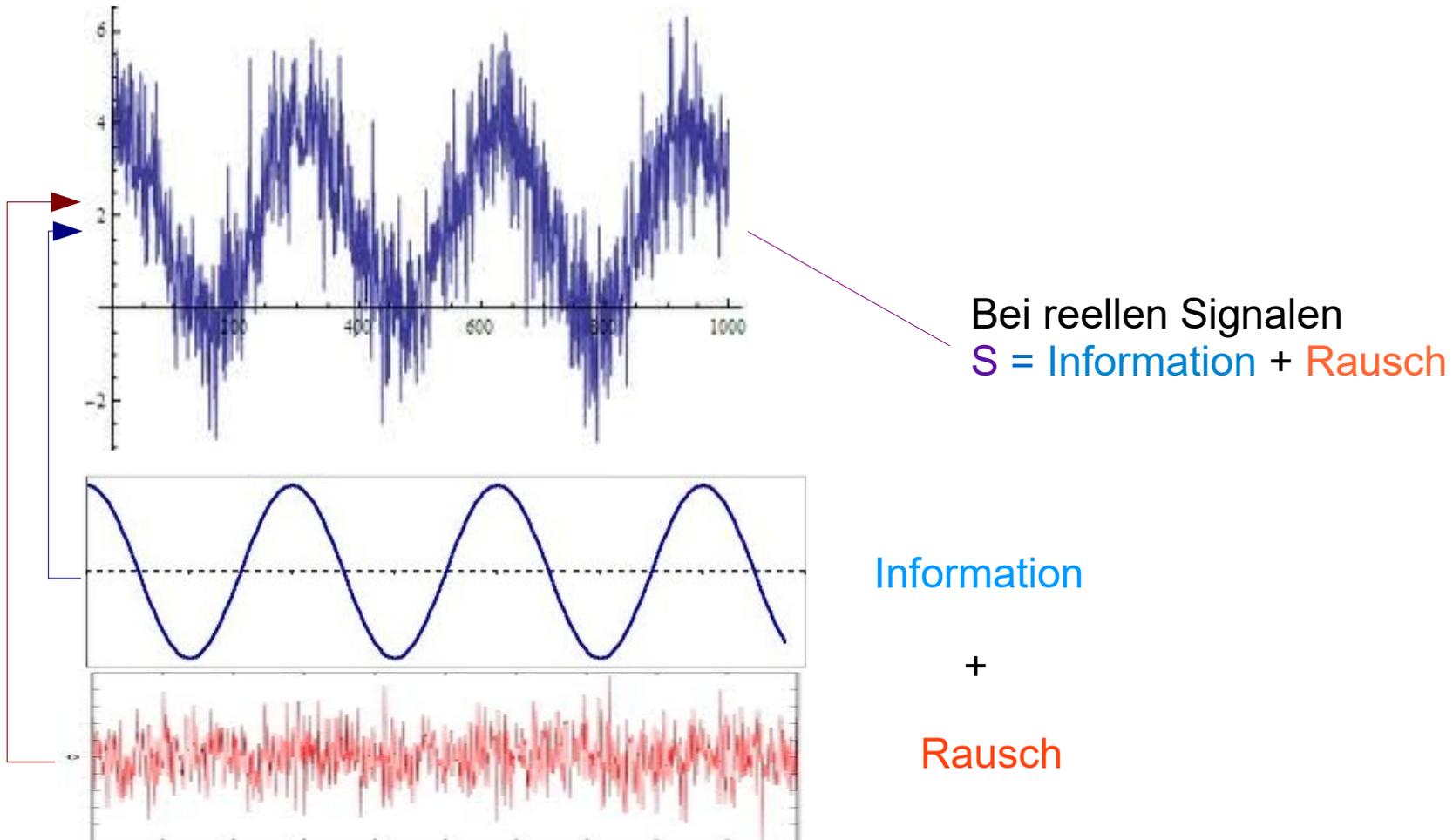
digitales Signal:
beschränkte Informationsgehalt
wegen zeitliche und wertliche
Diskretisierung

zeitlich diskret
($t = 0, 1, 2, 3, 4, \dots$)

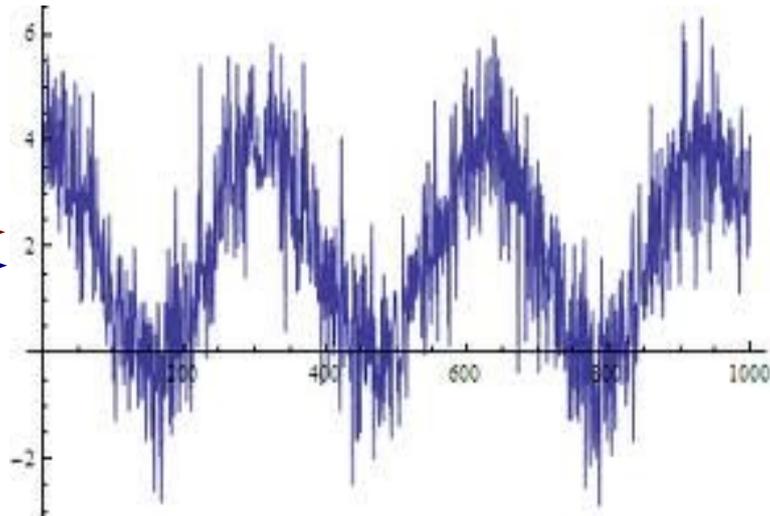
analoge Signale – unendlicher Informationsgehalt wegen unbeschränkte Auflösung?

Brauchen wir es?

Haben wir es überhaupt? —————> **Nein!**



analoge Signale – unendlicher Informationsgehalt wegen unbeschränkte Auflösung?



Wir haben **Information** + **Rausch**

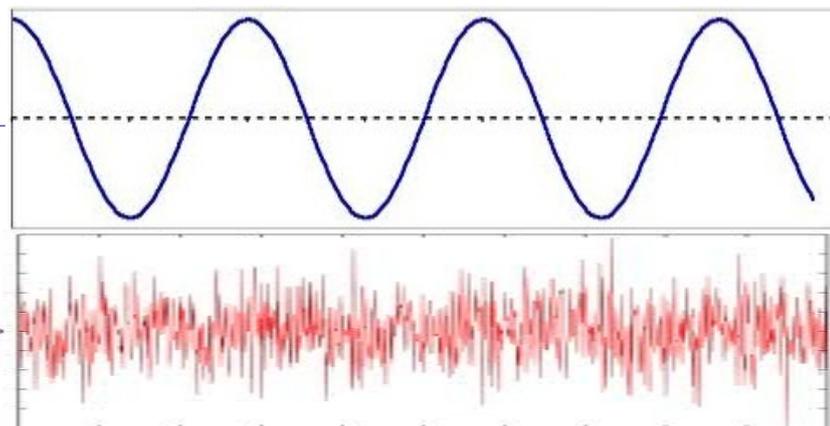
Ziel: den **Informationsgehalt erhalten und weitergeben**
ohne den **Rausch** dabei zu vergrößern

z.B.:

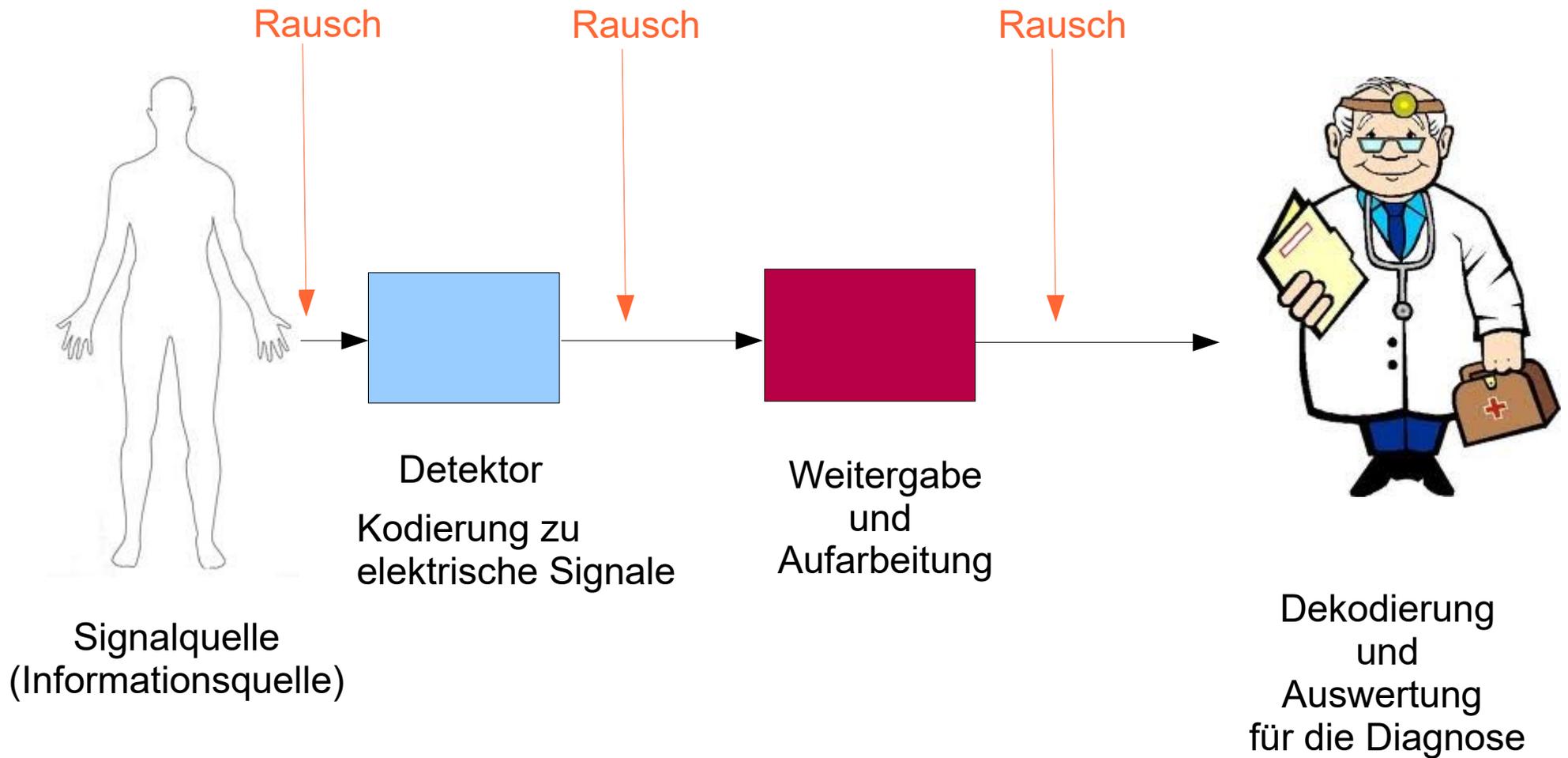
Information $U(t) = A_{\text{inf}} \cdot \cos(\omega t + \phi)$

+

Rausch $\text{Rausch}(t) = A_{\text{Rausch}} \cdot \text{Zufallssignal}(t)$



Digitalisierung ist dann korrekt, wenn Information dabei nicht verloren geht.
(genauere Definition siehe später)



**Wir müssen Information
(„nutz“-Signal) von
Rausch (Störsignal) trennen!
Verstärker sind wichtig!**

Signal zu Rausch Verhältnis: SRV (SNR)

Signal to Noise Ratio

$$SRV = \frac{\text{mittlere Nutzsignalleistung}}{\text{mittlere Rauschleistung}} \quad \text{oder} \quad \frac{\text{Signalimpulszahl}}{\text{Rauschimpulszahl}}$$

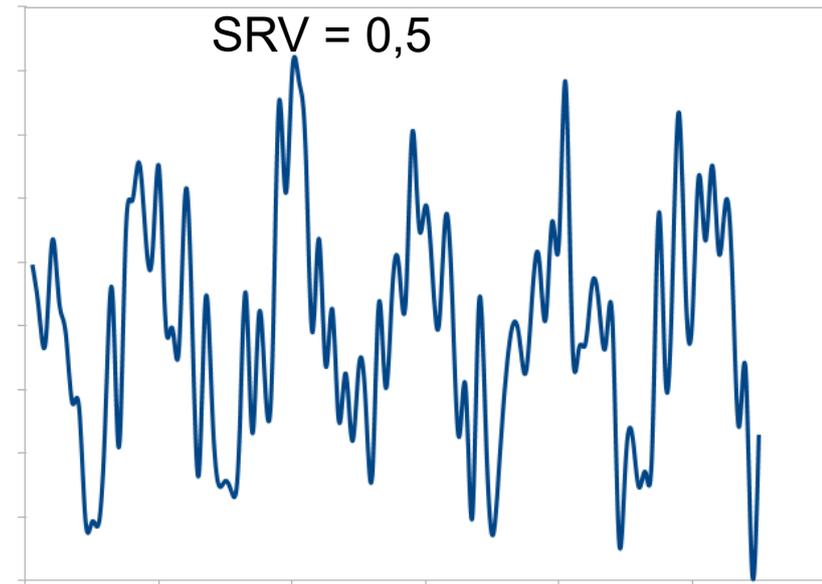
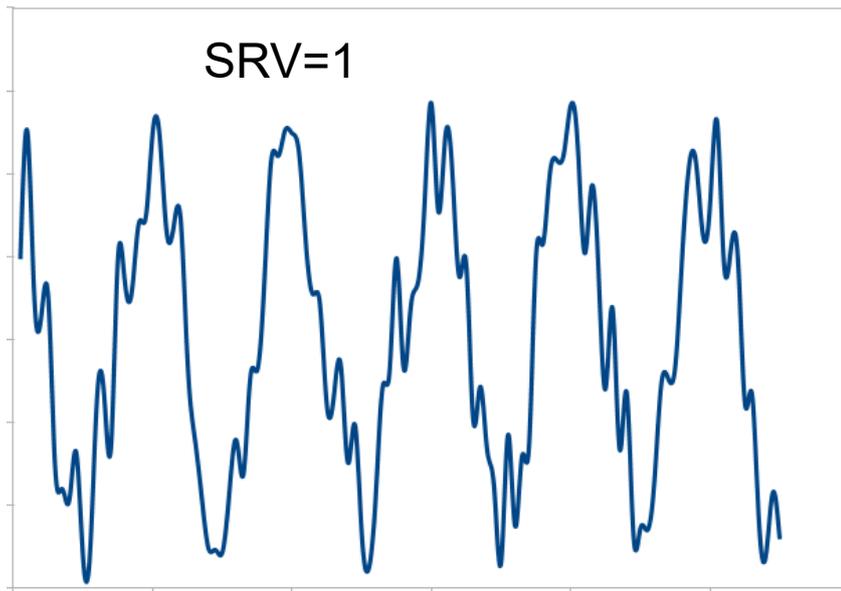
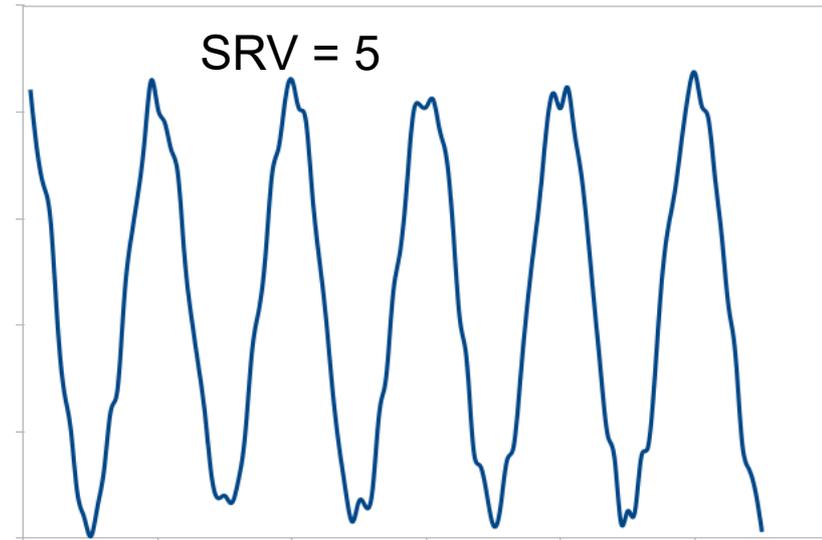
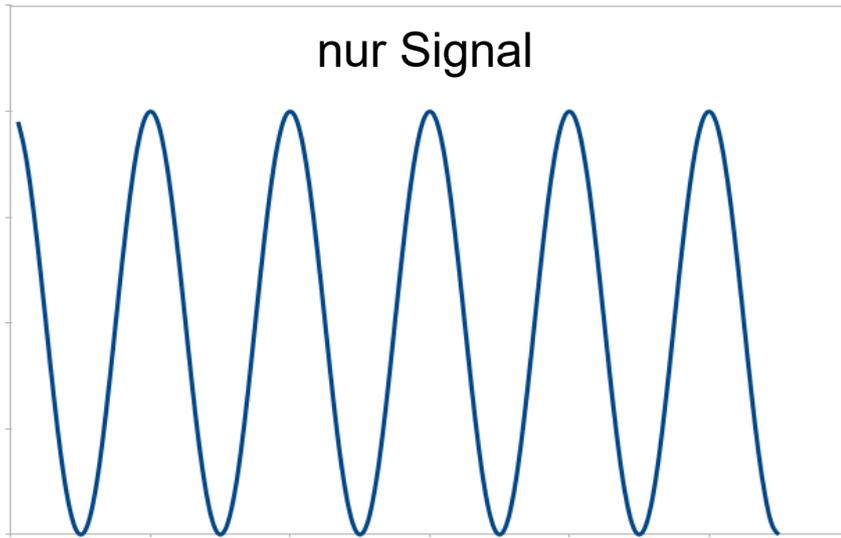
SRV=1 dbiueriddue deanus kicnedjnuidcdhotqviearlasnttrwgomrdtulaigcoha ffü
mrhdcaasuwoadscdbirecmceqnjsucqhdeonaaautsfichjnuednmmnapcmhf
eknj

SRV=5 dbiueideensinednichtviterantwortlicohaffürdcaswadsdiemcenscqhena
usihnenmachen

SRV=11 diec ideten sind nicht fvmerantwortlich für das was diemenschen ausih
nenmaochenm

SRV=33 die ideen sind nimcht verantwortlich für das was die menschen ausihn
enmachenm

(Werner Heisenberg)



Wenn Signalform sich sehr von Rauschform unterscheidet, dann ist Signal auch bei niedrigem SRV detektierbar.
(wir wissen wonach wir im Rausch suchen)

Signalweitergabe und Aufarbeitung

Aufarbeitung von Signalen:

Fourier-Theorie

Verstärker

Elektrizitätslehre (siehe Skript!)

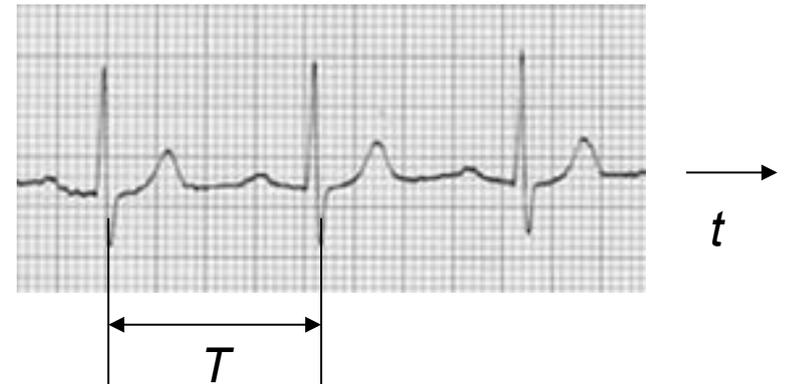
elektronische Schaltungen



Fourier

Fourier-Theorie: Alle (periodische am einfachsten) Signale können auf eine Summe von sinus- und cosinus-Signale mit unterschiedlichen Frequenzen aufgebrochen werden, ODER können von solchen Signalen wiederhergestellt werden.

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

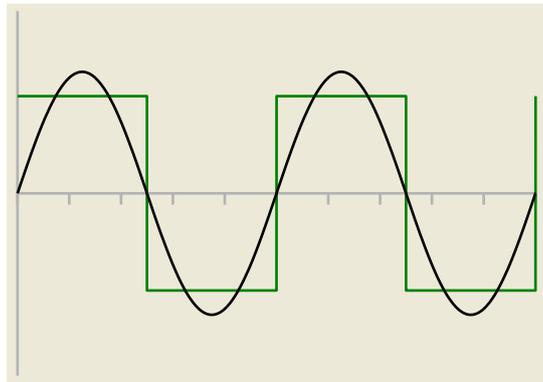
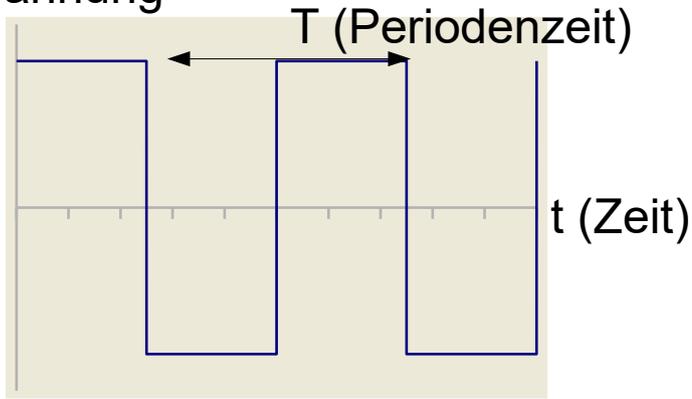


Wenn das Signal periodisch ist, dann $\omega_i = i \cdot 2\pi \cdot f$, $f = 1/T$ und $i = 1, 2, 3, 4, 5, \dots$

Grundfrequenz

Obertöne

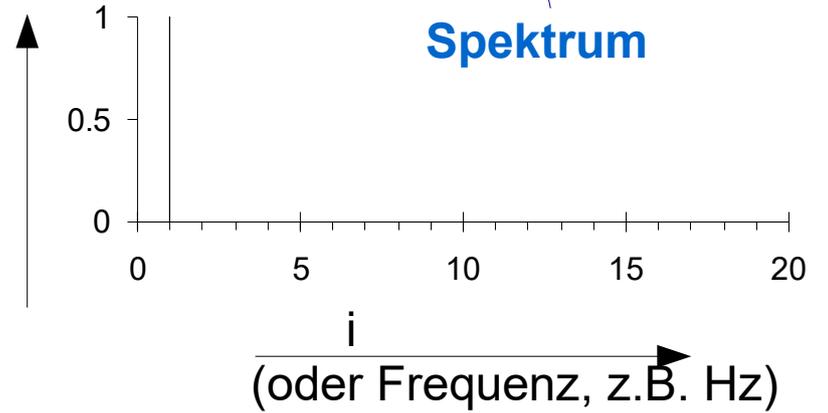
Spannung



Originalsignal

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

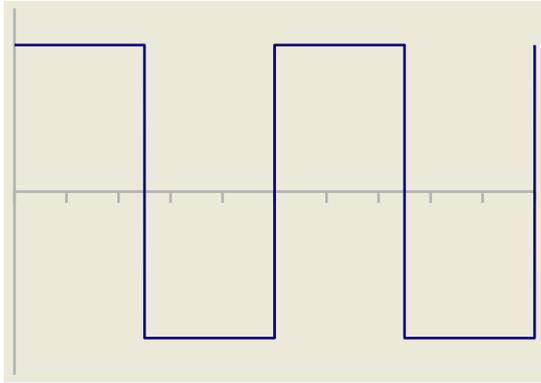
Amplitude (z.B. in V)



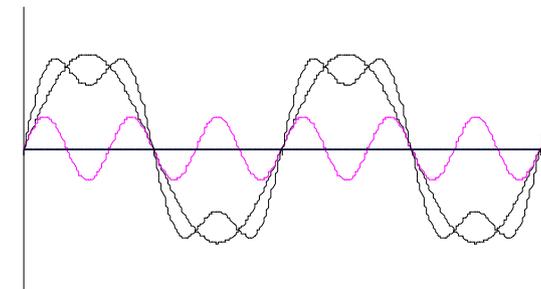
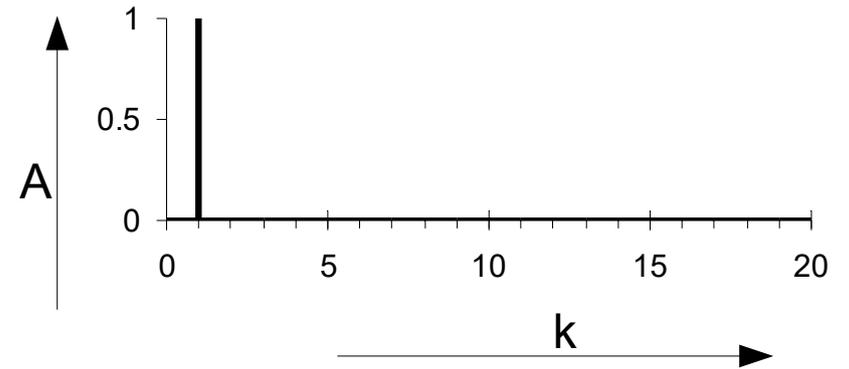
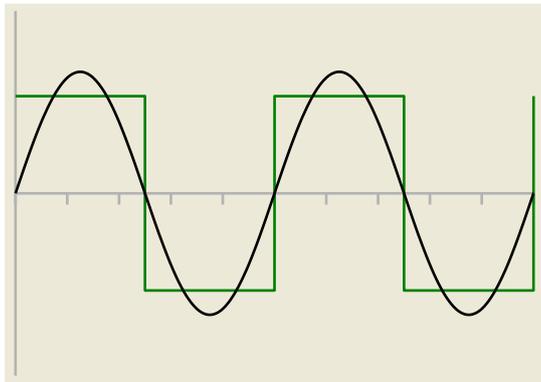
$i=1$

Grundfrequenz:
 $i=1, f_1 = 1/T$

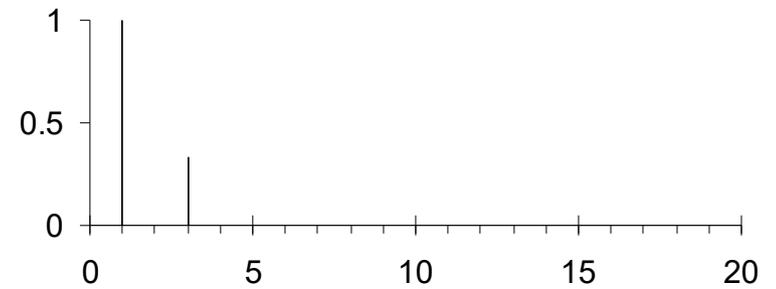
$$\text{Signal}(t) \leftrightarrow \sum_i A_i \cdot \sin(\omega_i t) + B_i \cos(\omega_i t)$$



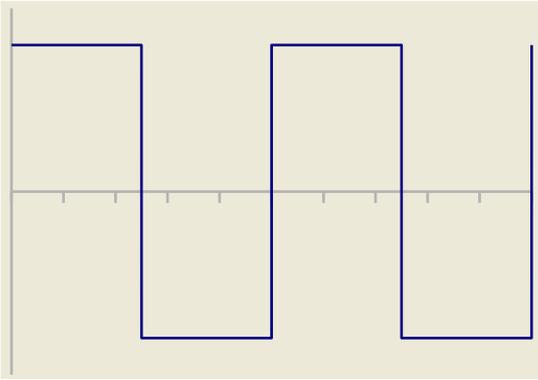
Originalsignal



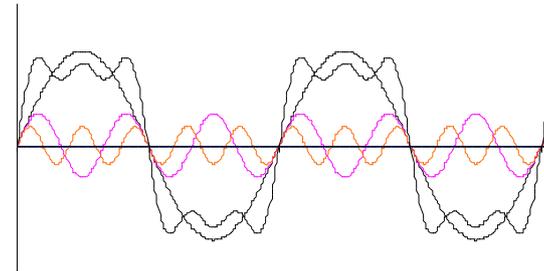
$i=1,2,3$



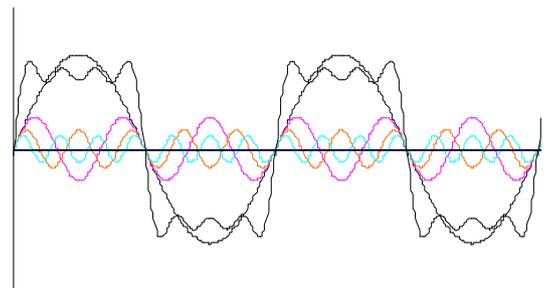
$$Signal(t) \leftrightarrow \sum_i A_i \cdot \sin(\omega_i t) + B_i \cos(\omega_i t)$$



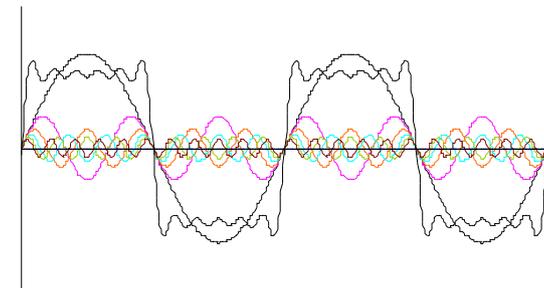
Originalsignal



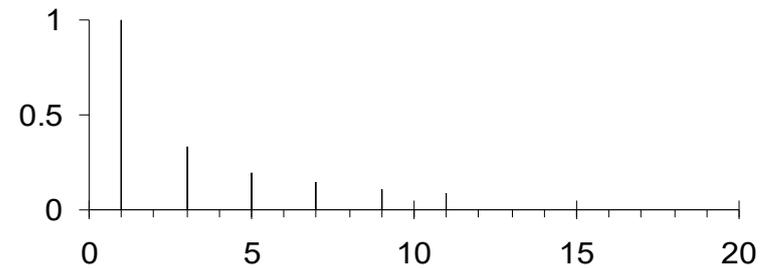
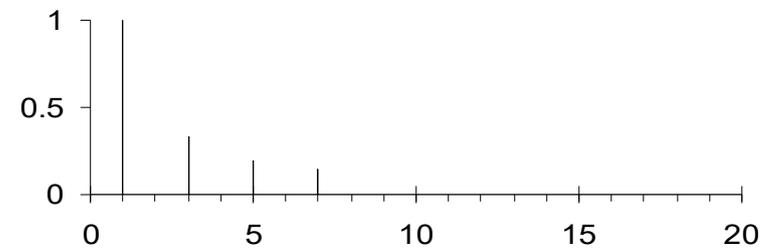
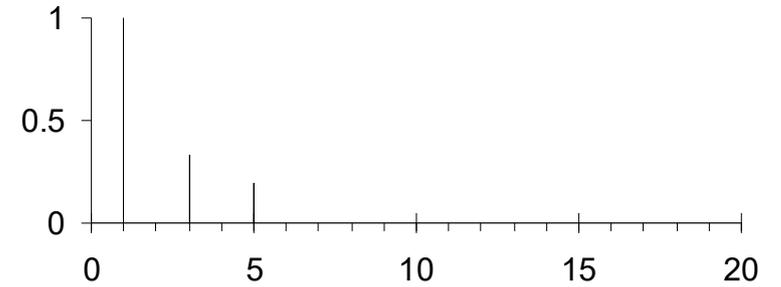
$i = 1 \dots 5$



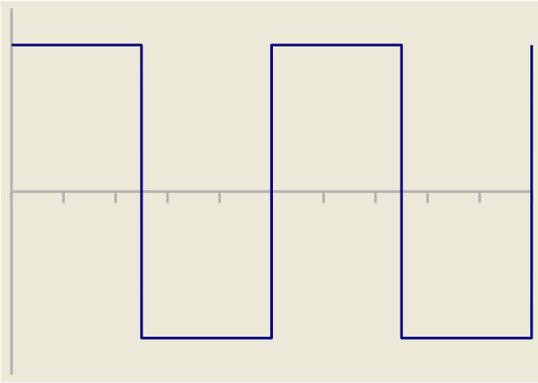
$i = 1 \dots 7$



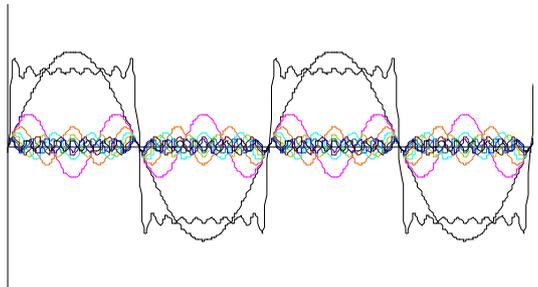
$i = 1 \dots 11$



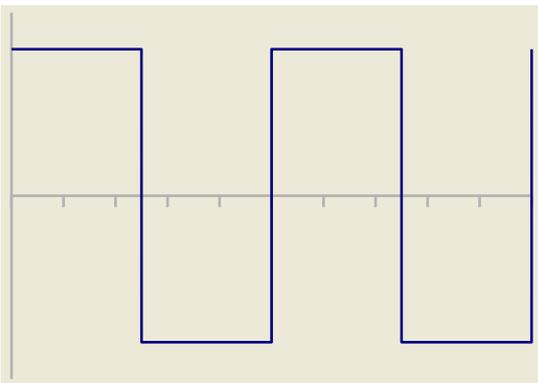
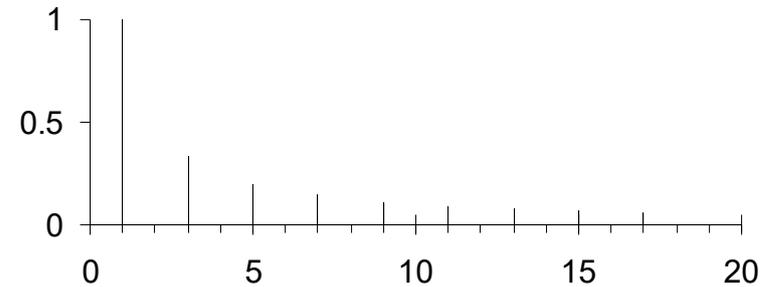
$$\text{Signal}(t) \leftrightarrow \sum_i A_i \cdot \sin(\omega_i t) + B_i \cos(\omega_i t)$$



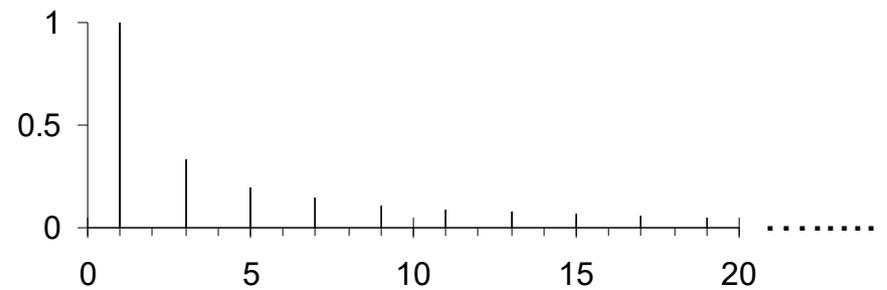
Originalsignal



$i = 1 \dots 17$



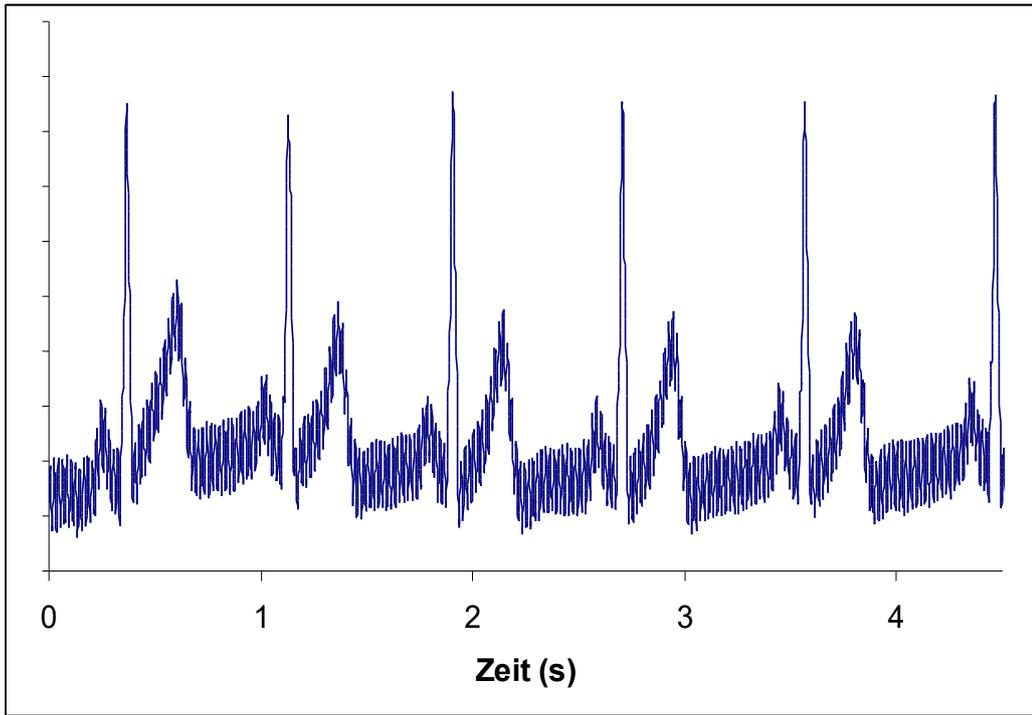
unendlich viele
Komponente
($i = 1 \dots \infty$)



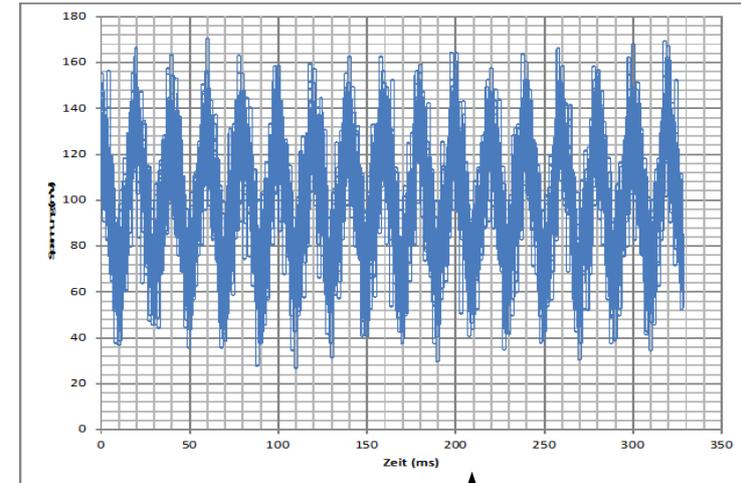
Die Komponente sind aber nicht unabhängig! Deshalb Informationsgehalt ist das selbe im Spektrum, wie in der U(t) Kurve

EKG-Signal

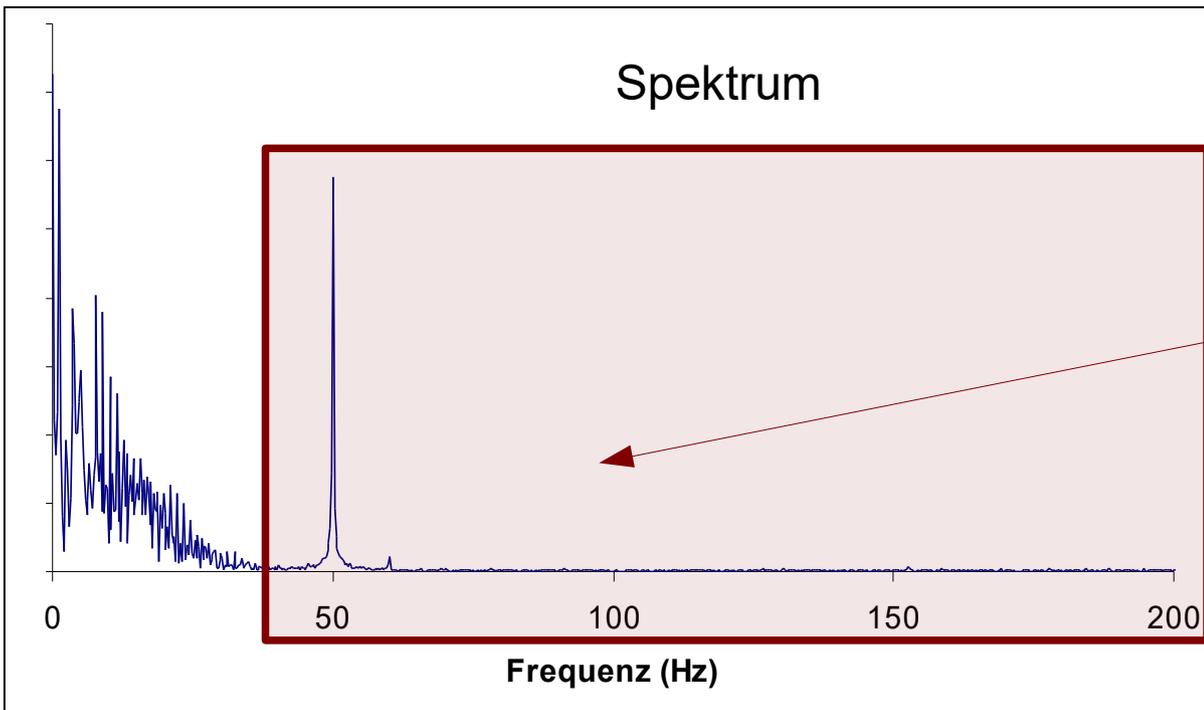
Signal + Rausch



Extremfall: $SRV < 1$



Spektrum



50Hz aus dem Netz

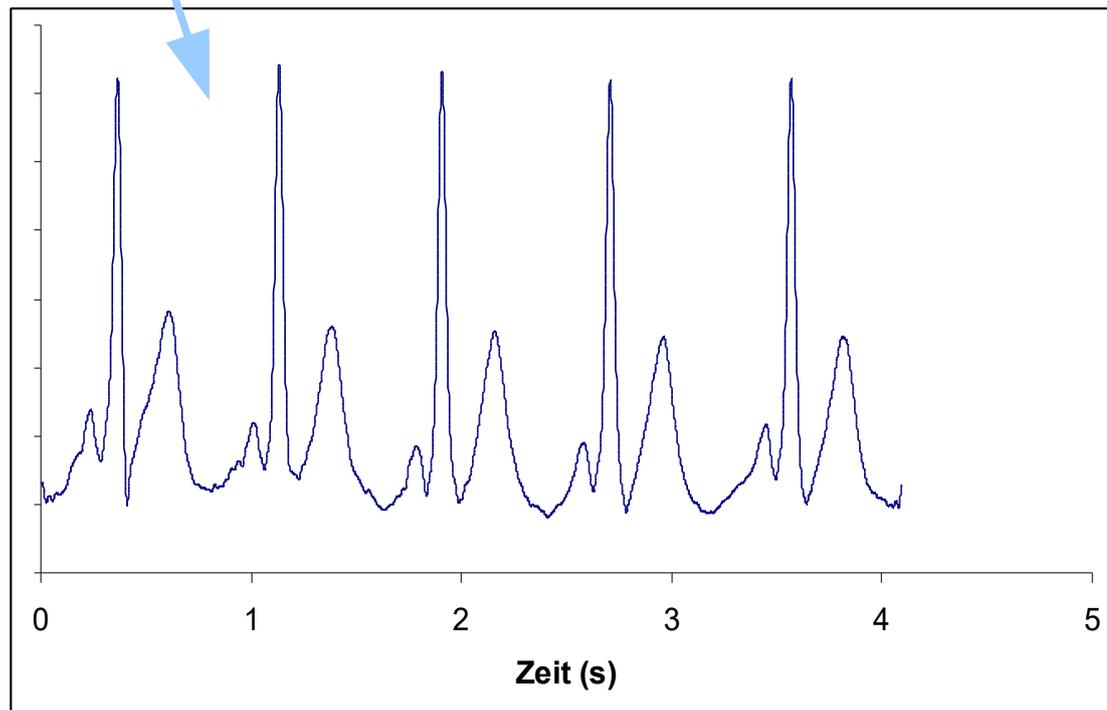
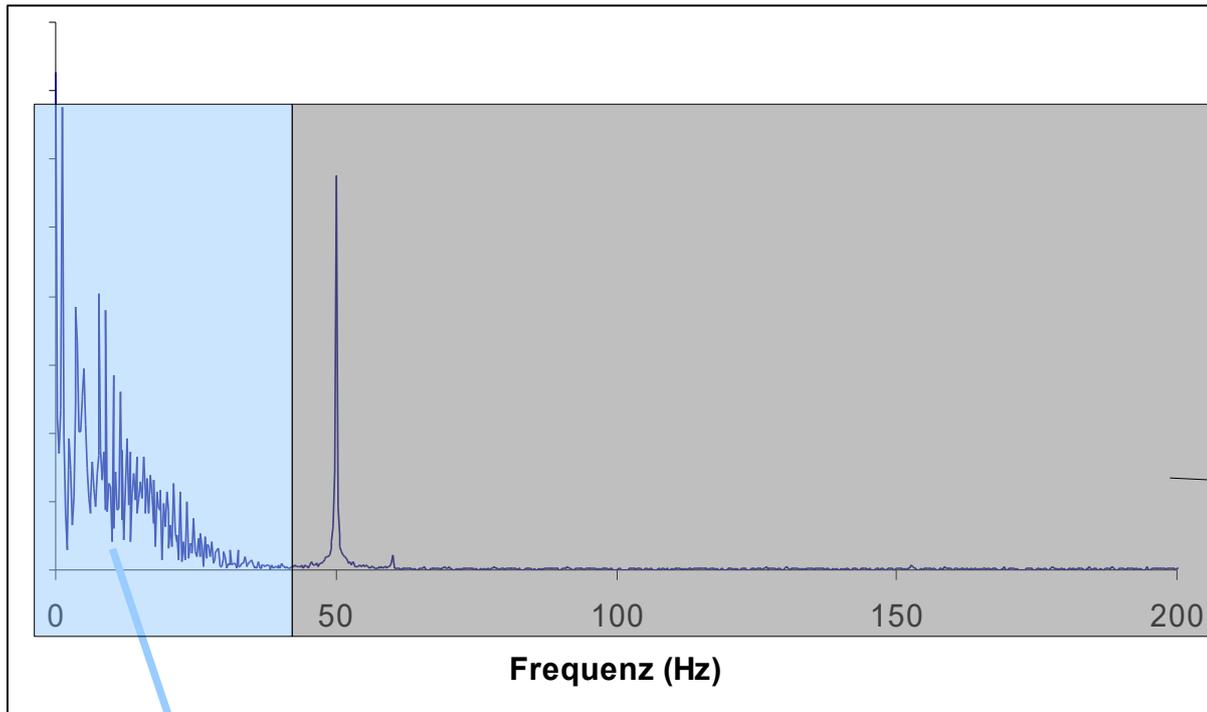
Rausch

Filterung

Rausch abschneiden

Rauschfrequenzen werden
nicht übertragen
(siehe Verstärker)

Im Spektrum: Wir „schneiden ab“
bestimmte Teile.



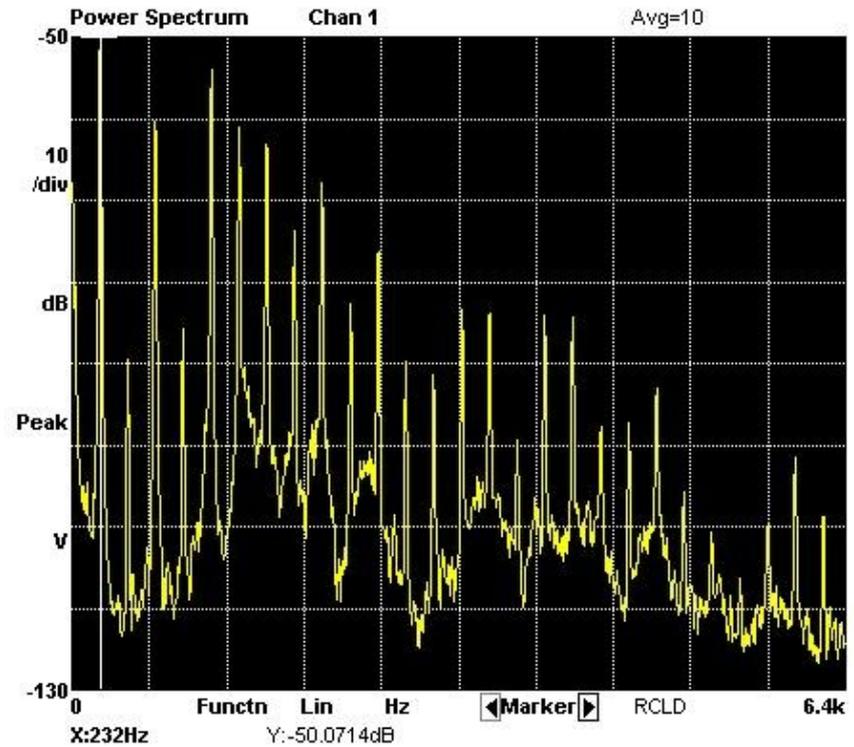
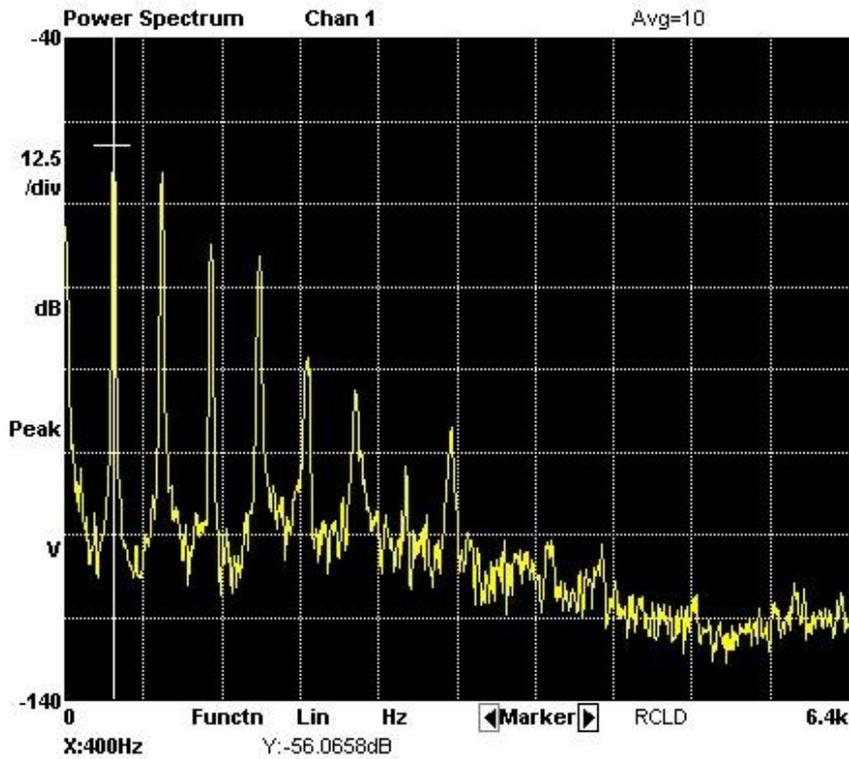
Besseres Signal!
(nach Inverse-Fourier)

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



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

nichtperiodische Signale: Fourier-Transformation

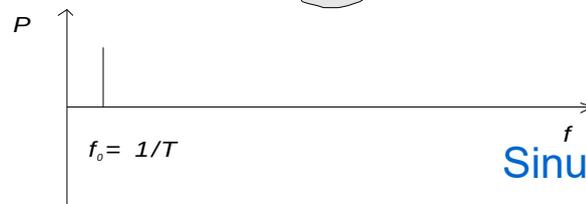
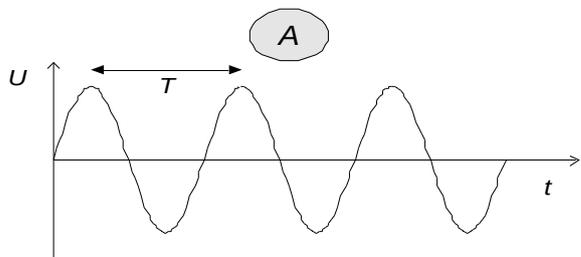


Signal-Spektrum Beispiele

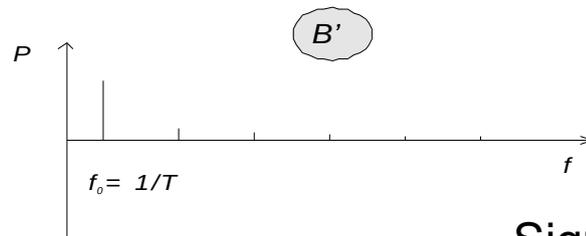
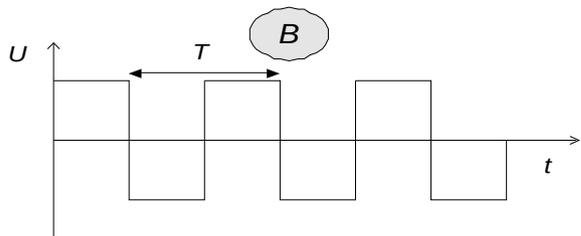
$$\text{Signal}(t) \leftrightarrow \sum_i A_i \cdot \sin(\omega_i t) + B_i \cos(\omega_i t)$$

nichtperiodische Signale: Fourier-Transformation

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

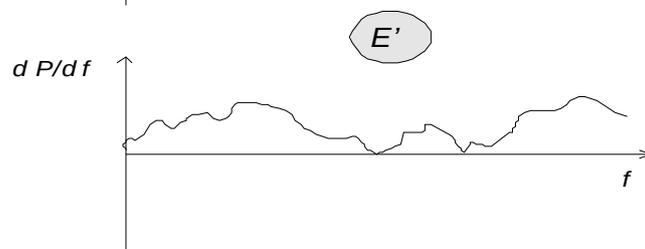
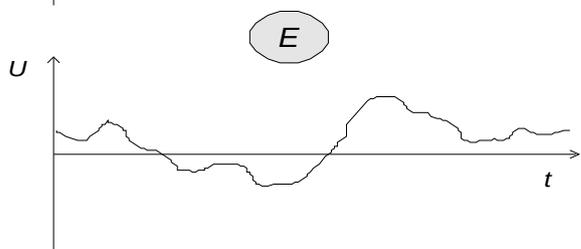
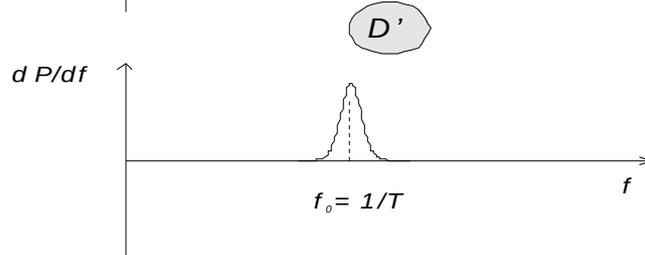
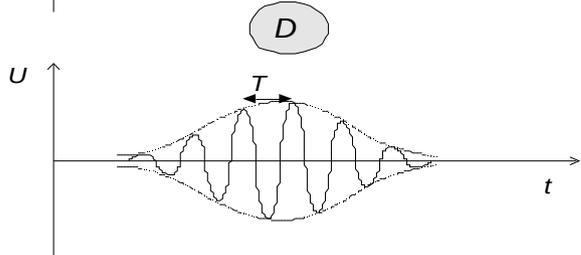
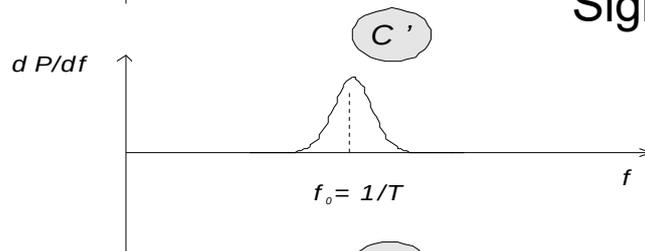
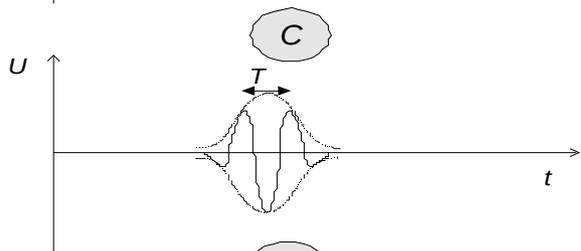


Sinus = Linienspektrum



Signal in der Zeit

Signal in der Frequenz



Je länger der Sinusimpuls desto schmaler ist sein Spektrum

Signal und sein Spektrum sind zwei Darstellungen von den selben Information.

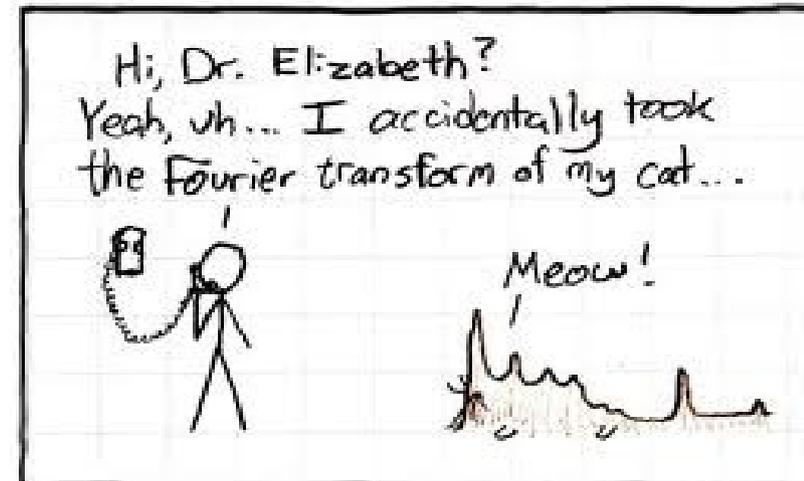
Wie ein abstraktes Bild:

Zeitlich (gewöhnlich)

oder

Frequenz-spektrum
(abstract)

Fourier-Transformation ist die
„Art von Ingenieurwissenschaften“



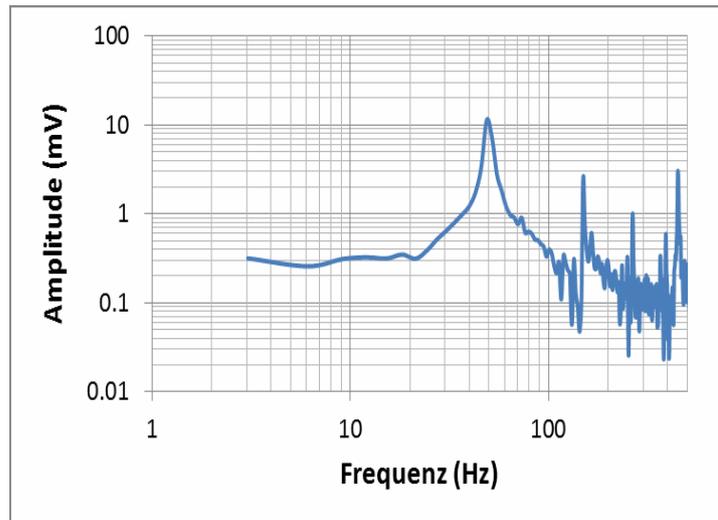
(Picasso: La Crucifixion)

Passive und aktive elektronische Schaltungen - Grundlagen

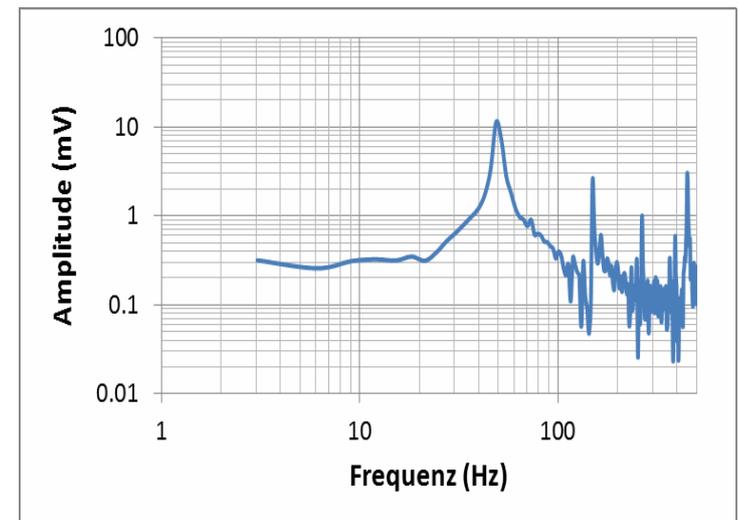


EINGANGSSIGNAL

AUSGANGSSIGNAL



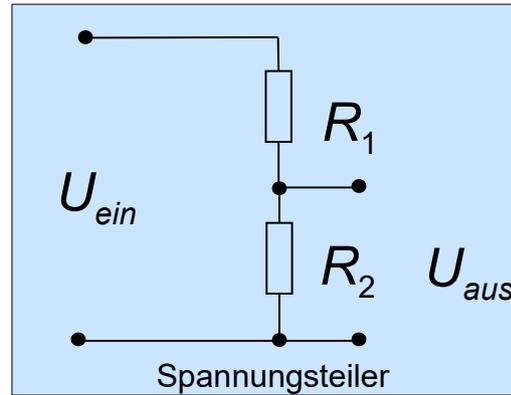
Übertragungs-
Funktion:
oder
Charakteristik



$$n(f) = 10 \cdot \lg_{10} \left(\frac{P(f)_{\text{aus}}}{P(f)_{\text{ein}}} \right) \quad \text{dB-skala}$$

$n(f)$ ist also ähnlich zu ein Spektrum, aber beide Achsen sind logarithmisch.
Diese Funktion beschreibr vollkommen was ein Schaltkreis mit Signalen „tut“.

Passive Schaltkreise

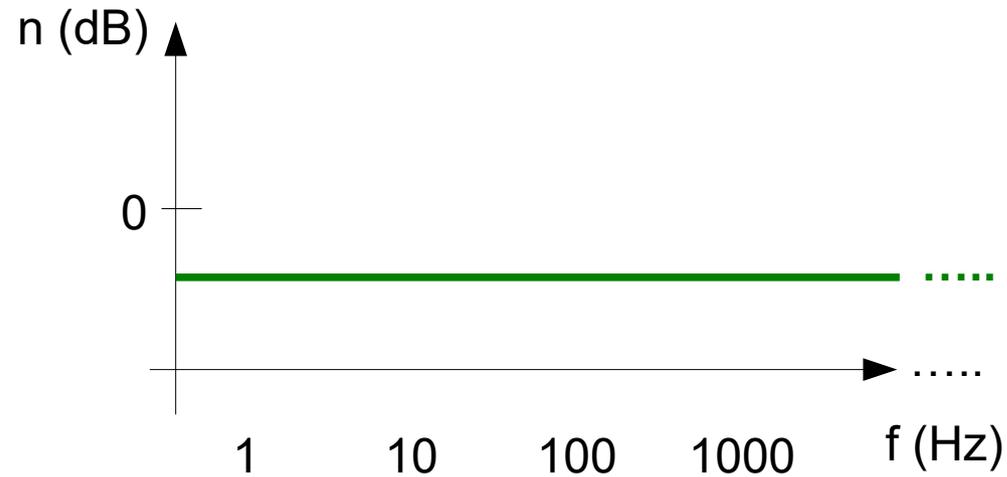


$$U_{aus} = U_{ein} \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

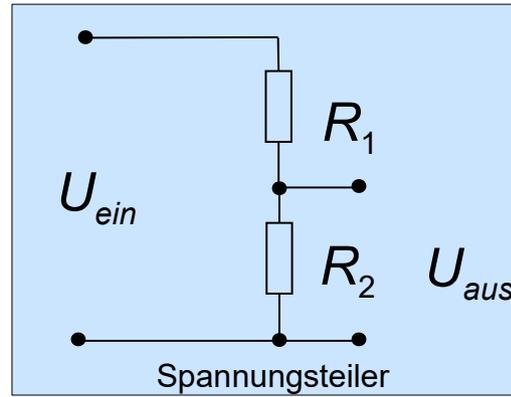


$U_{aus}/U_{ein} = \text{Konstant}$

also n , wie P_{aus} / P_{ein} ist auch Konstant bei allen Frequenzen.

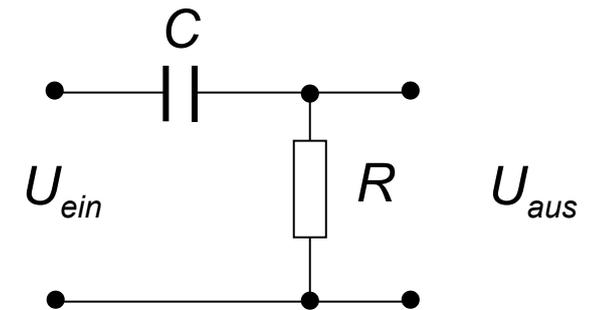
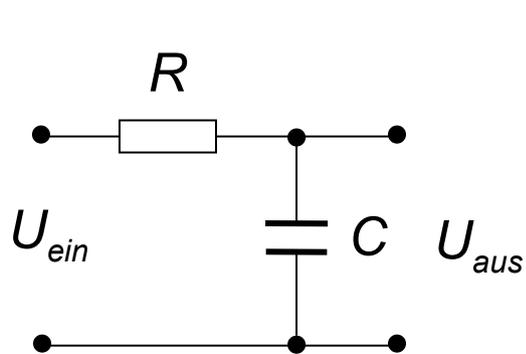


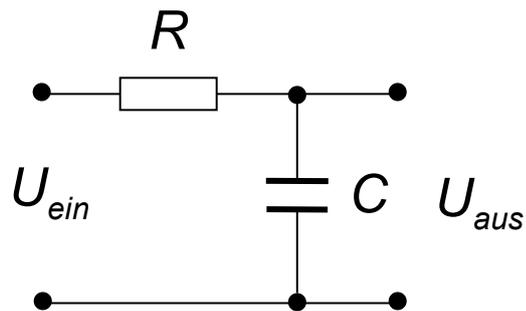
R/C Schaltungen - Filtern



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

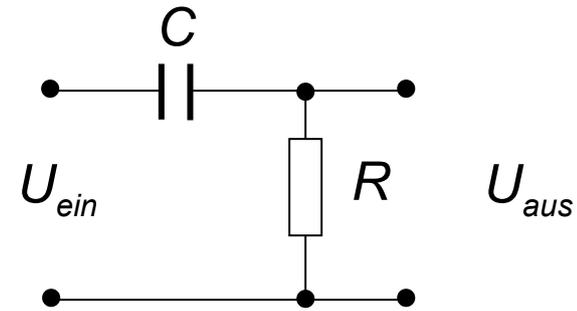
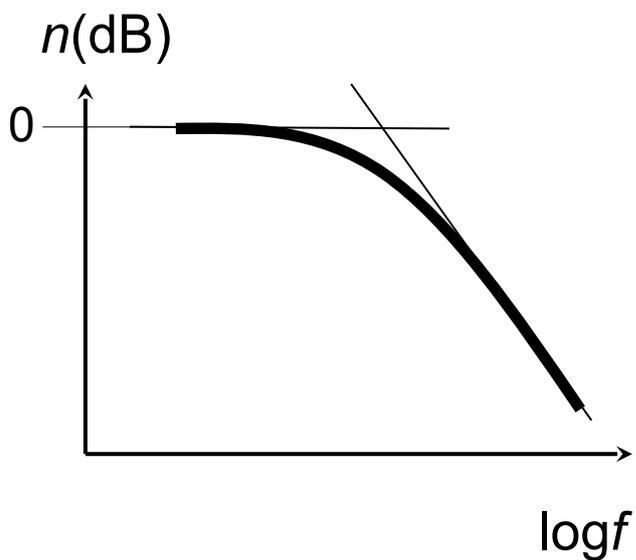
Ersetzen wir ein R mit C





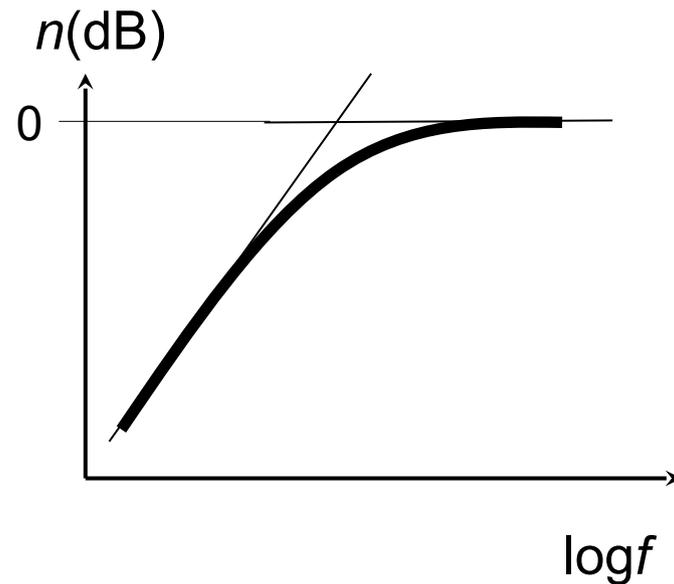
$$U_{aus} = \frac{1}{\sqrt{1 + R^2 C^2 \omega^2}} \cdot U_{ein}$$

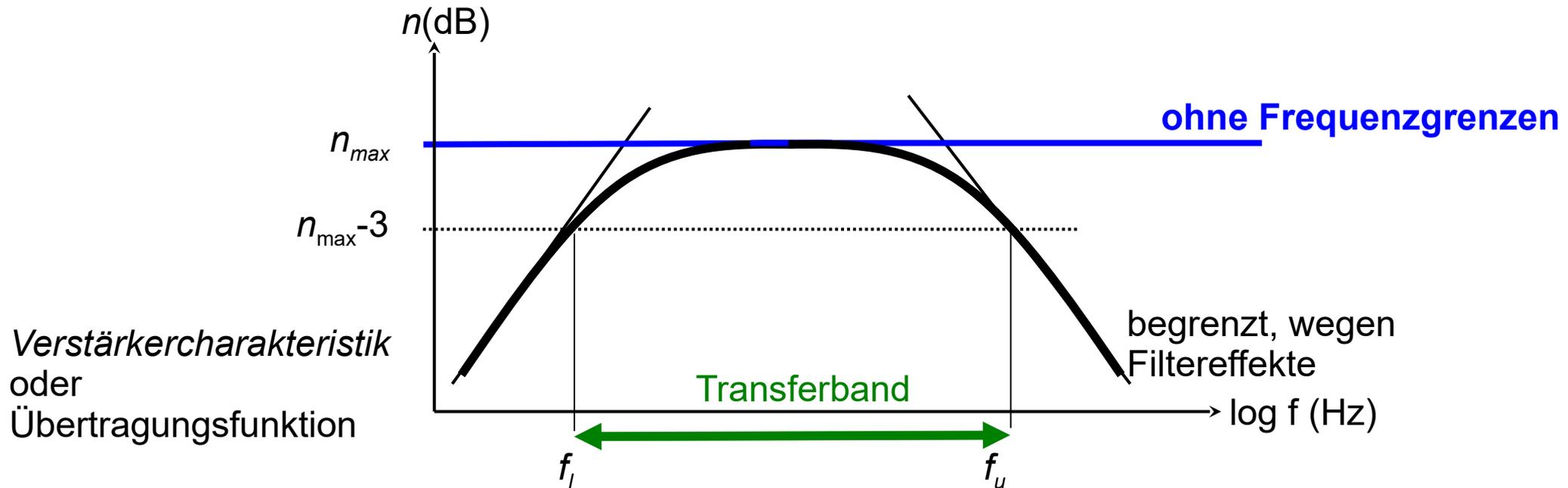
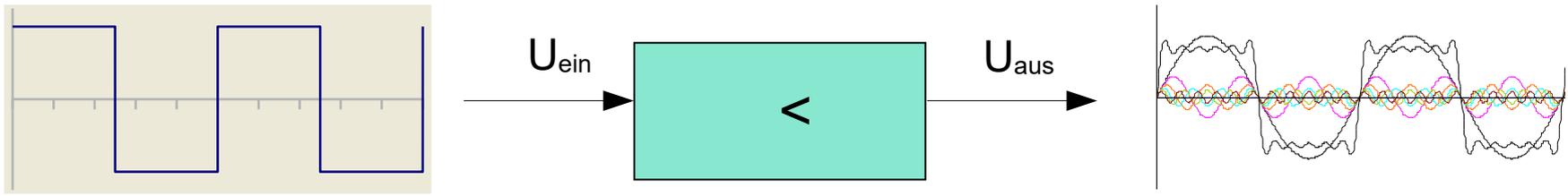
Tiefpassfilter



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

Hochpassfilter





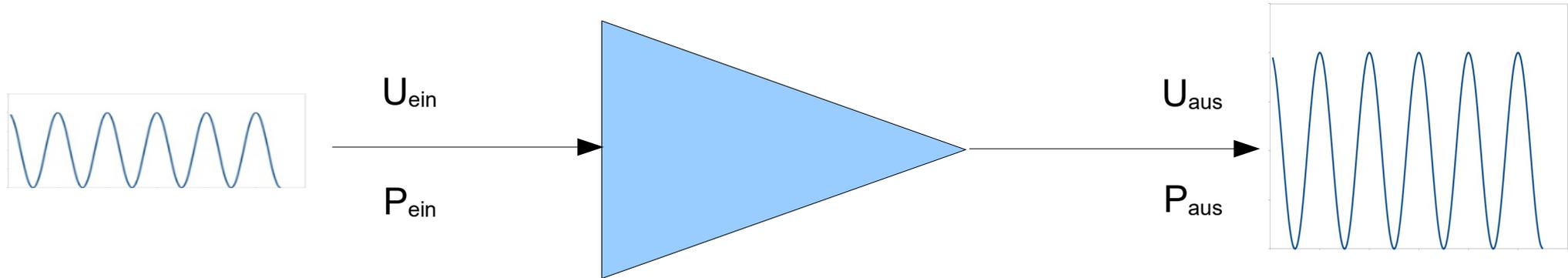
Hauptsache: die wichtigen Frequenzkomponente des Signals müssen im Transferband liegen!

(wenn nicht, dann verlieren wir Information!)

Verstärker

Die Methode ist verwendbar
zu der Analyse
beliebiger Bestandteile
der Kette!

Basis unserer Analyse: Verstärkungsfaktor (n)



$$n = 10 \cdot \log \left(\frac{P_{\text{Ausgang}}}{P_{\text{Eingang}}} \right) \quad [dB]$$

$$V_U = U_{\text{aus}} / U_{\text{ein}}$$

Beispiele für dB-Skala

U_2/U_1	P_2/P_1	n
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

$$\frac{P_2}{P_1} = 10 \Leftrightarrow n = 10 \cdot \lg 10 \text{ (dB)} = 10 \cdot 1 \text{ (dB)} = 10 \text{ dB}$$

$$\frac{P_2}{P_1} = 2 \Leftrightarrow n = 10 \lg 2 \text{ (dB)} = 10 \cdot 0,3 \text{ (dB)} = 3 \text{ dB}$$

$$\frac{P_2}{P_1} = 1/2 \Leftrightarrow n = -10 \lg 2 \text{ (dB)} = -10 \cdot 0,3 \text{ (dB)} = -3 \text{ dB}$$

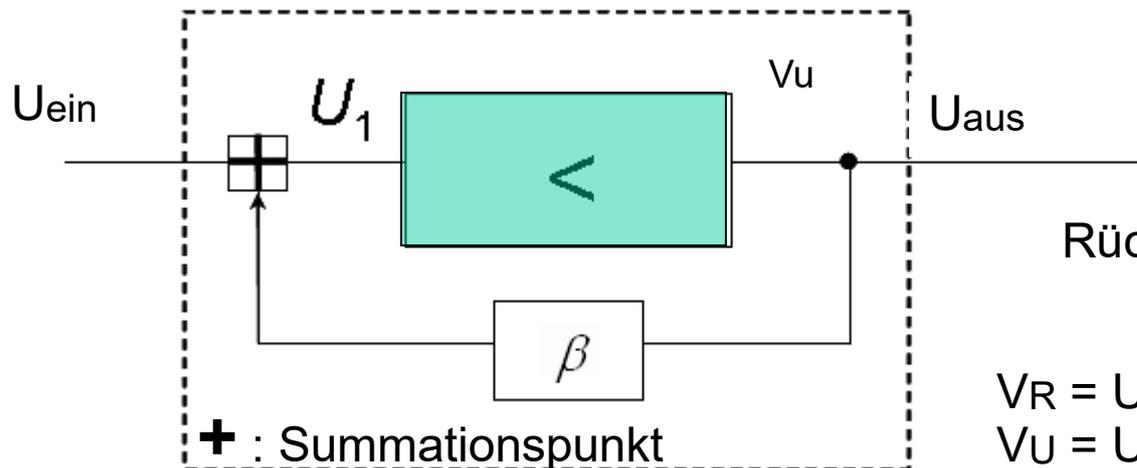
$$P = U \cdot I = U^2 / R$$

$$\log(P) = 2 \cdot \log(U) - \log(R)$$

$$10 \cdot \log\left(\frac{P_2}{P_1}\right) = 10 \cdot \log\left(\frac{\frac{U_2^2}{R_2}}{\frac{U_1^2}{R_1}}\right) = 10 \cdot 2 \cdot \log\left(\frac{U_2}{U_1}\right) + 10 \cdot \log\left(\frac{R_1}{R_2}\right)$$

Wenn $R_1=R_2$ dann $n = 20 \cdot \log(U_2/U_1)$

Verstärkeranalyse - Rückkopplung



Rückkopplung bei Verstärker

$V_R = U_{aus}/U_{ein}$: Verstärkung **MIT** Rückkopplung
 $V_U = U_{aus}/U_1$: Verstärkung **ohne** Rückkopplung

$\beta > 0$: Mitkopplung

$\beta < 0$: Gegenkopplung

$$U_{aus} = V_U \cdot U_1 \quad \text{und} \quad U_1 = U_{ein} + \beta \cdot U_{aus}$$

$$U_{aus} = V_U \cdot (U_{ein} + \beta \cdot U_{aus})$$

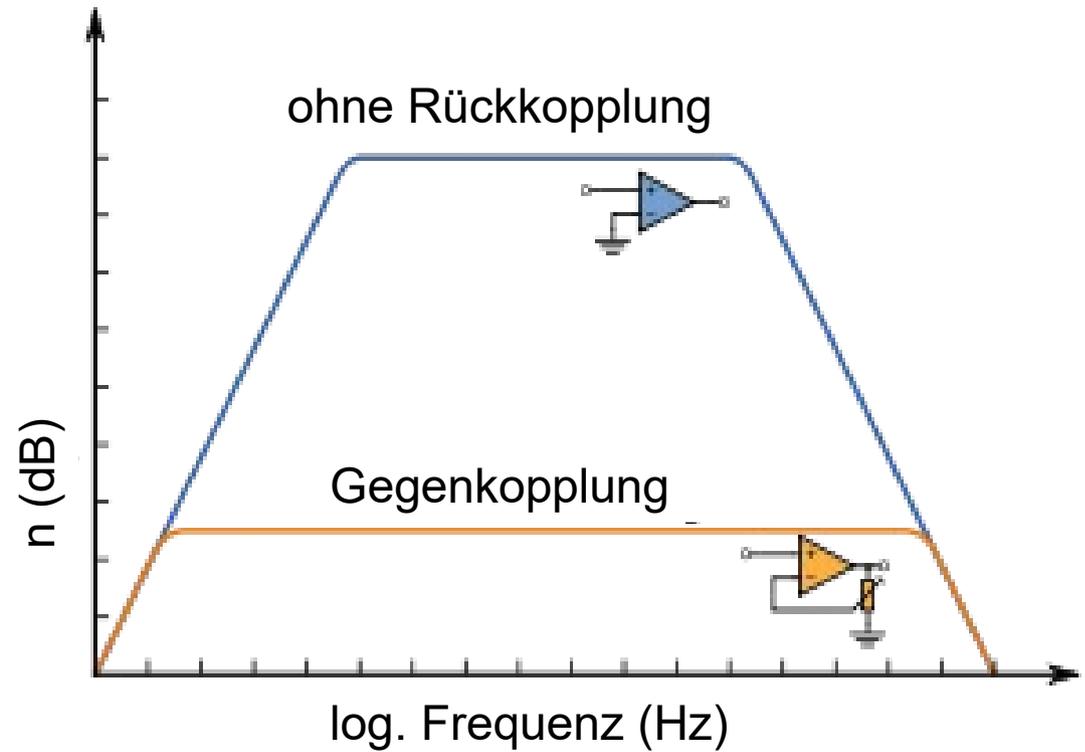
$$V_U \cdot U_{ein} = U_{aus} \cdot (1 - \beta \cdot V_U) \quad \longrightarrow \quad V_R = U_{aus}/U_{ein} = V_U / (1 - \beta \cdot V_U)$$

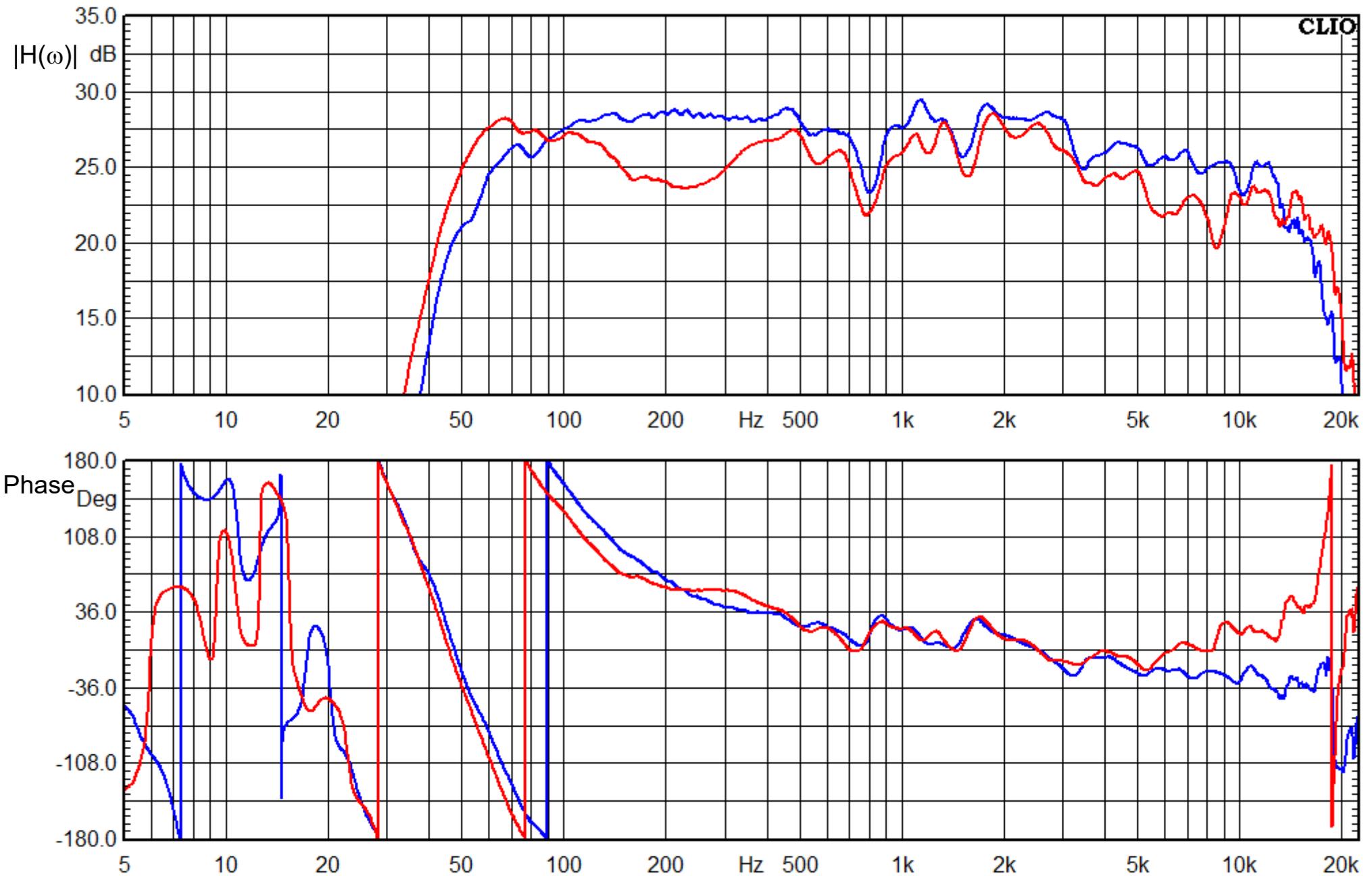
$V_U \beta = 1$: Oszillator (unendliche Verstärkung)

Verstärkeranalyse - Übertragungsfunktion

Verstärkungsbandbreitenprodukt
(Gain Bandwidth Product)

Verstärkung · Bandbreite = Konstant





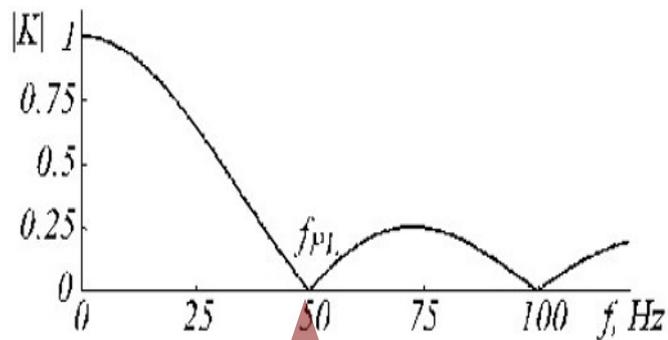
Ergänzungsmaterial!

Frequenzübertragung eines Konzertverstärkers im Konzertraum. Blau: zu Lautsprecher , Rot: zu StageMonitor
 Allgemein außer Pegel ($|H(\omega)|$ in dB) ist auch die *Phasenverschiebung* frequenzabhängig!

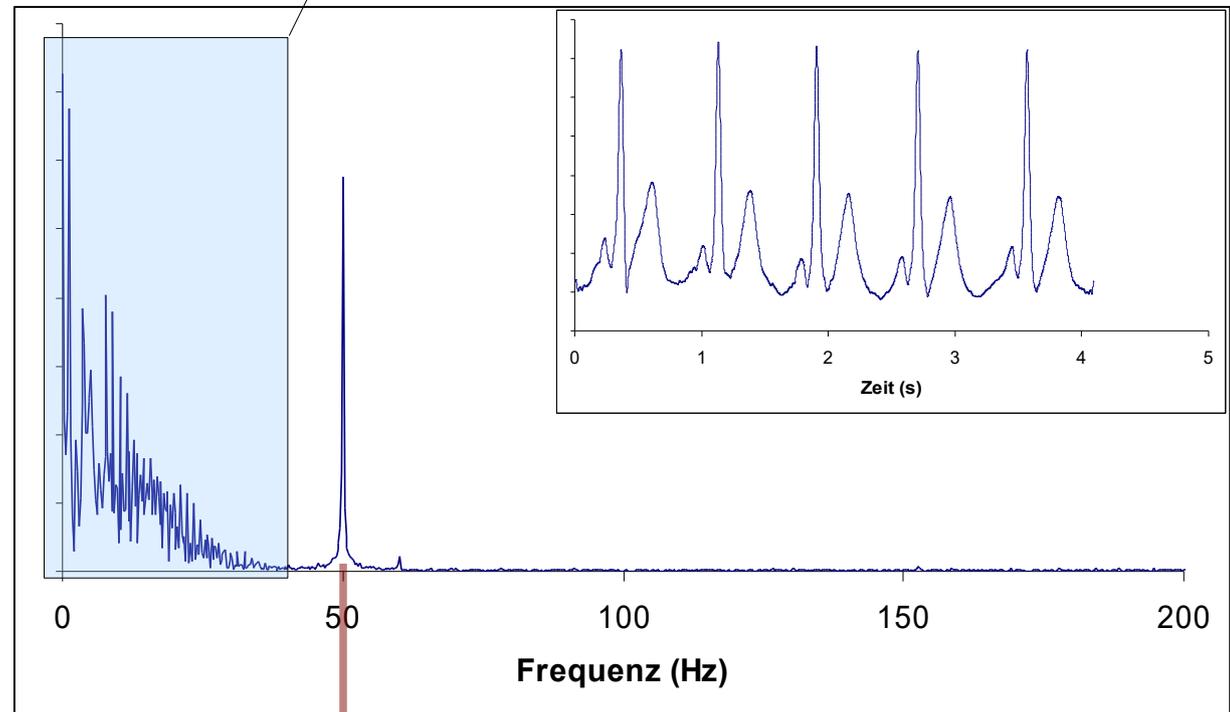
spezielle Verstärker dienen als *Rauschfilter*:

Nur die Teile des Spektrums werden übertragen, die Information tragen. Rausch wird unterdrückt.

gewünschter Übertragungsfuntion



50Hz unterdrücken



Schwingkreis

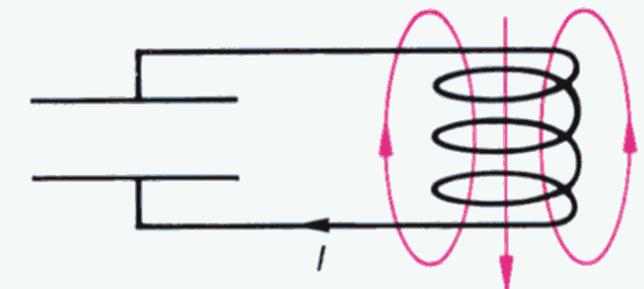
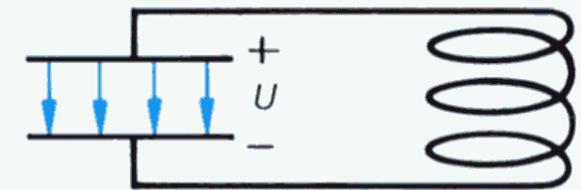
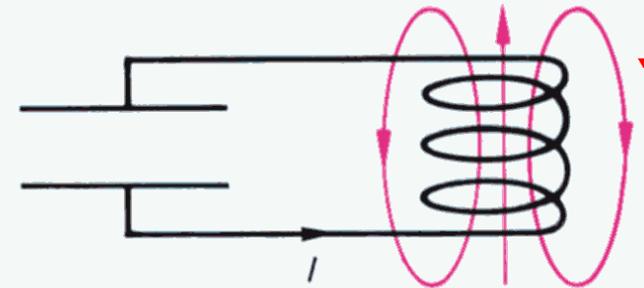
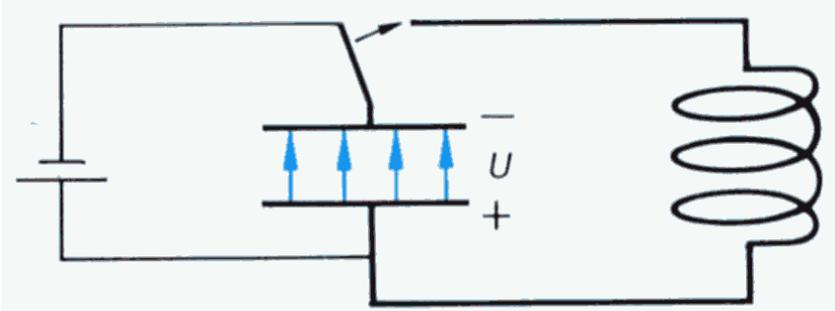
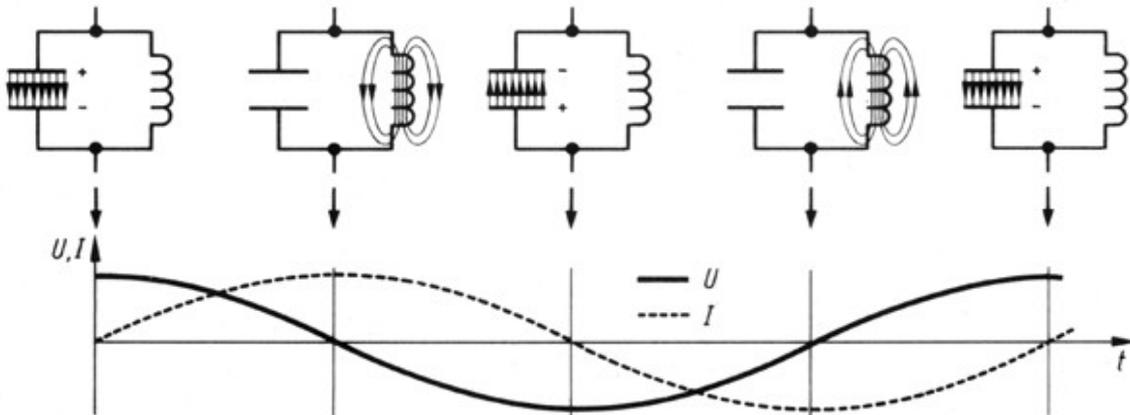
Zuerst wird der Kondensator aufgeladen, und Energie gespeichert.

Dann pendelt die Ladung zwischen der zwei Platten so, dass während Strom fließt, wird die Energie in dem Magnetfeld gespeichert.

$$\frac{1}{2}CU_{\max}^2 = \frac{1}{2}LI_{\max}^2$$

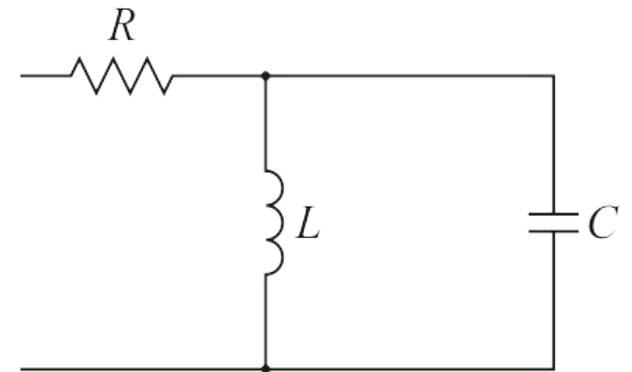
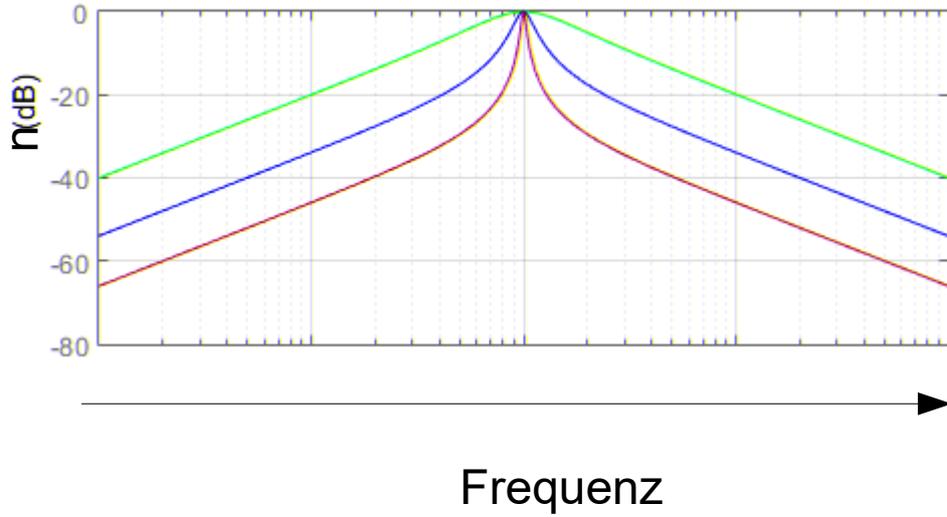
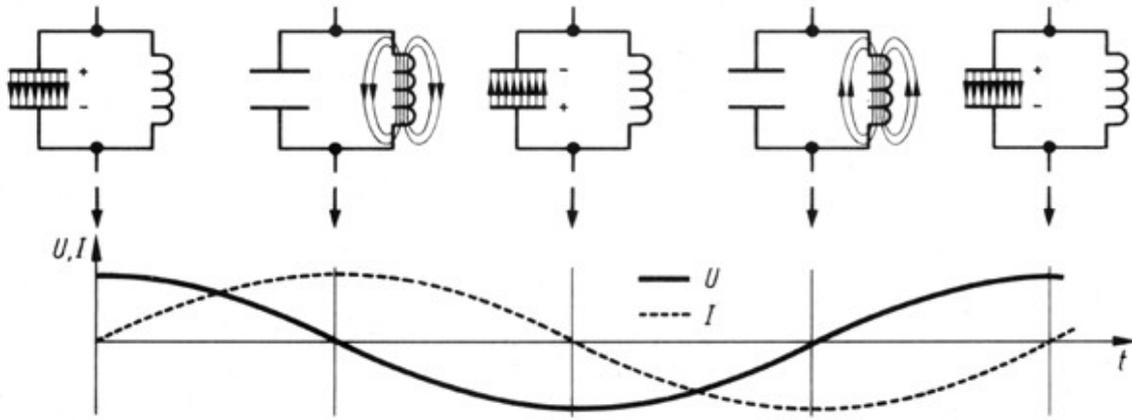
Die Frequenz ist abhängig von L und C:

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

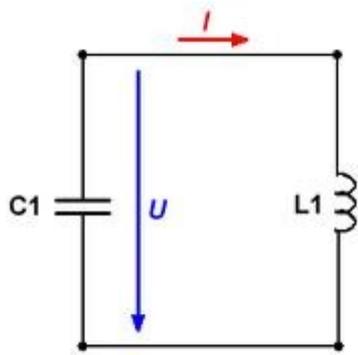


Ergänzungsmaterial!

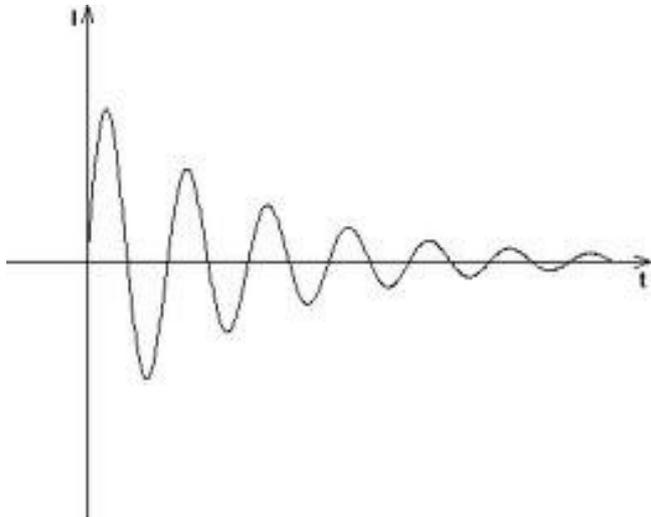
Spektrum: Schmaler Band



Ergänzungsmaterial!



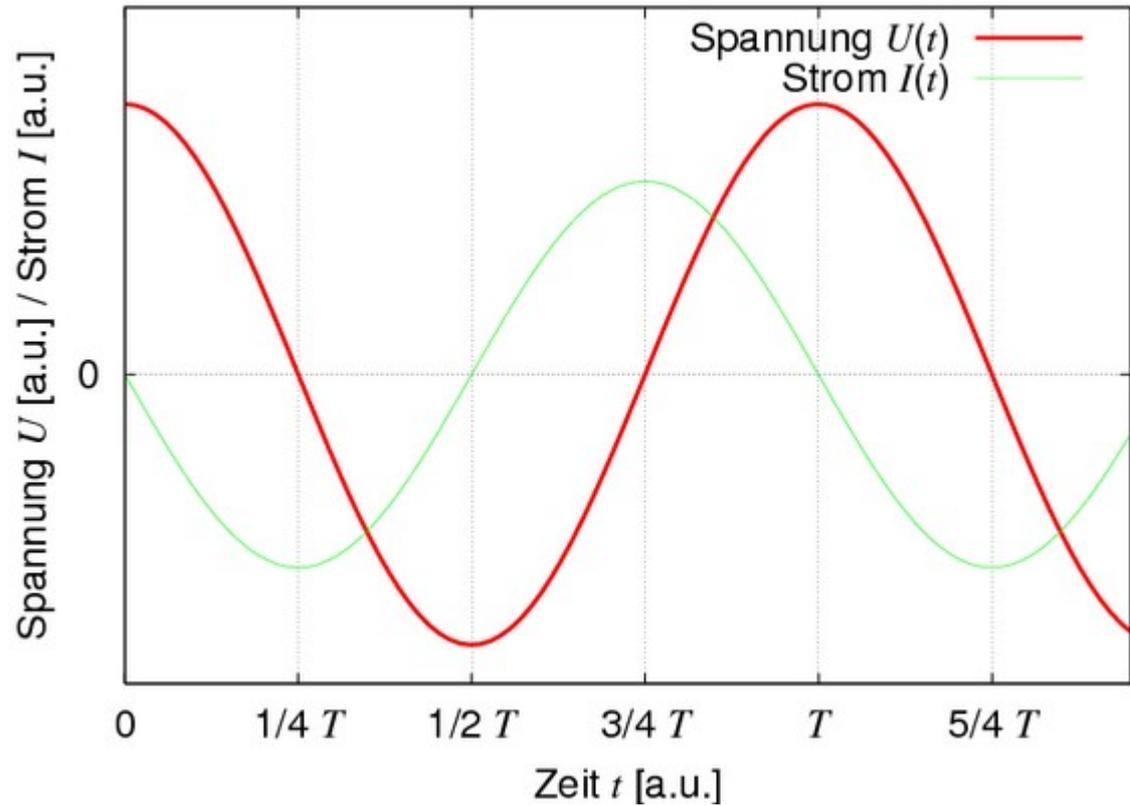
Idealfall: Sinussignale



Verstärker mit **positiver** Rückkopplung.
die Rückkopplungsschaltung ist ein Schwingkreis

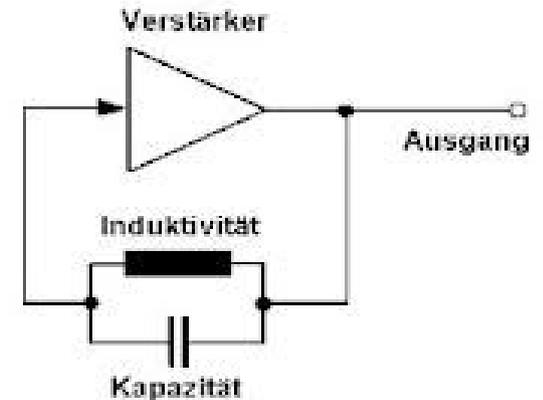


siehe Sinusoszillator



Im reellen Schwingkreis gibt es Verluste, also nimmt die Amplitude ab.

Mit Hilfe von einem Verstärker kann man es vermeiden: Sinusoszillator.



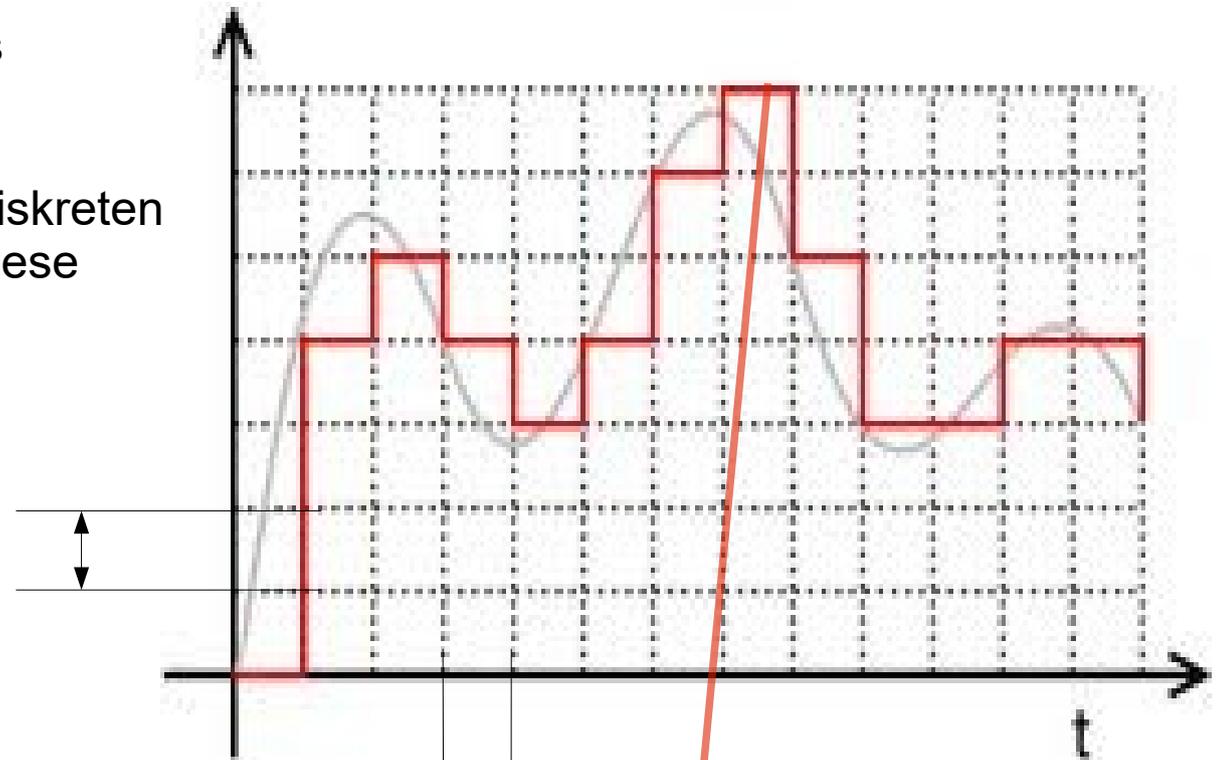
Ergänzungsmaterial!

digitale Signaleverarbeitung - DSP

Wir stellen analoge Signale als eine Reihe von Zahlen dar.

Wir messen die Testgröße in diskreten Zeitpunkten, und übertragen diese Messwerte.

Messauflösung



digitale Signale sind zeitlich und wertlich **diskret**

Zahlen können einfach, und störungslos weitergegeben werden

Zeitauflösung

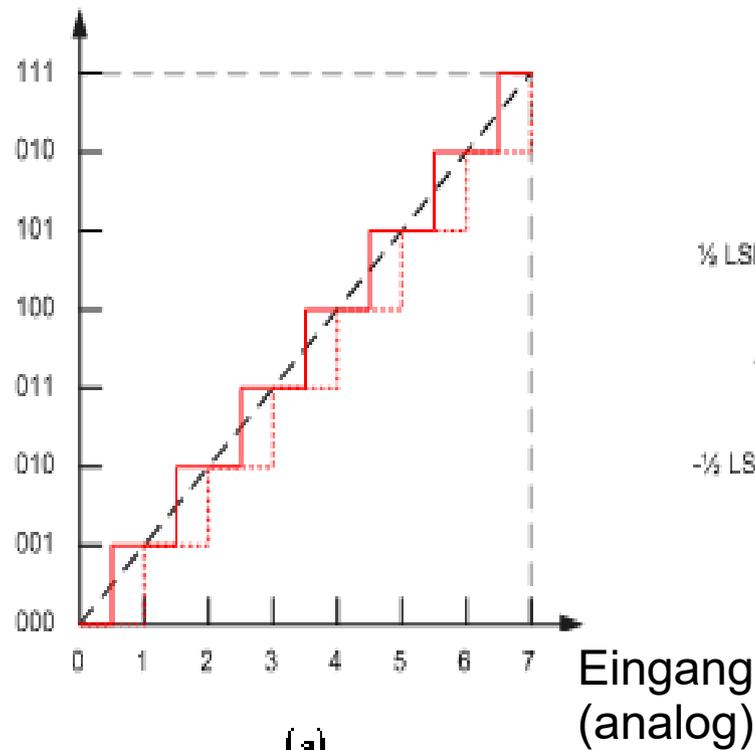
0 4 5 4 3 4 6 7 5 4 4 5 5 ...

digitale Signale – Quantifizierung (Kodierung)

digitale Signale sind zeitlich und wertlich **diskret**

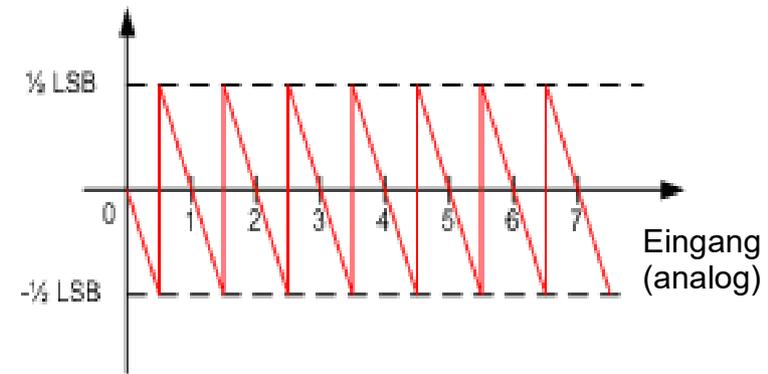
Was passiert mit Werte dazwischen?
Die gehen verloren!
(gewisse Informationsverlust)

Digitalausgang



(a)

Fehler



(b)

SRV der A/D Umwandlung : Ergänzungsmaterial!

Frage: wie viel Rausch wird durch eine bestimmte A/D Umwandlung produziert?

Sei die Auflösung der Messung ist q , und sei der Signal ein Sinussignal (Amplitude =1, $R=1$ Ohm).

In diesem Fall ist die Leistung $P_A = \frac{1}{2}$ W.

Der Quantisierungsfehler entspricht eine Gleichverteilung mit der Umfang von q .
Leistung des Rausches ist gleich dem Varianz der Gleichverteilung ($q^2/12$)

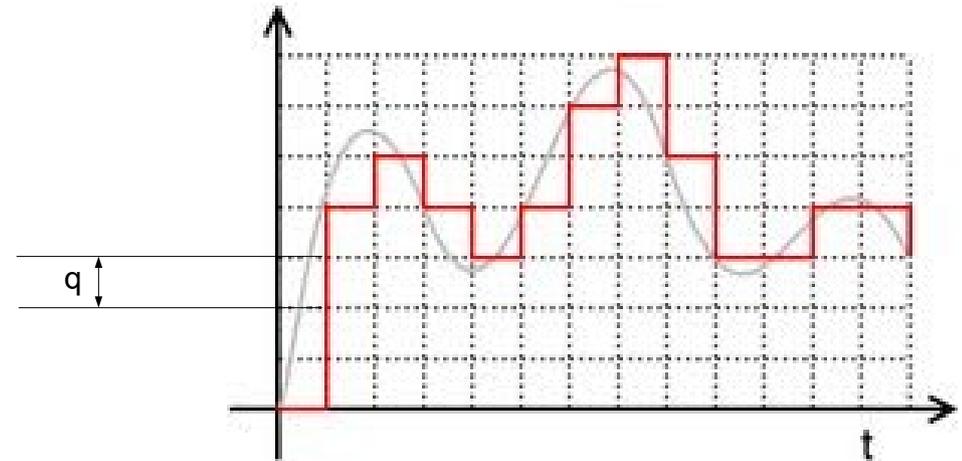
$$SRV = SNR = \frac{P_A}{\sigma^2} = \frac{1/2}{q^2/12} = \frac{6}{q^2}$$

Quantisierungsfehler kann verkleinert werden durch der Verfeinerung der Auflösung.

ABER: **Je feiner ist die Auflösung, desto langsamer ist ein A/D Umwandler!**

Das kann problematisch sein, siehe Nyquist später.

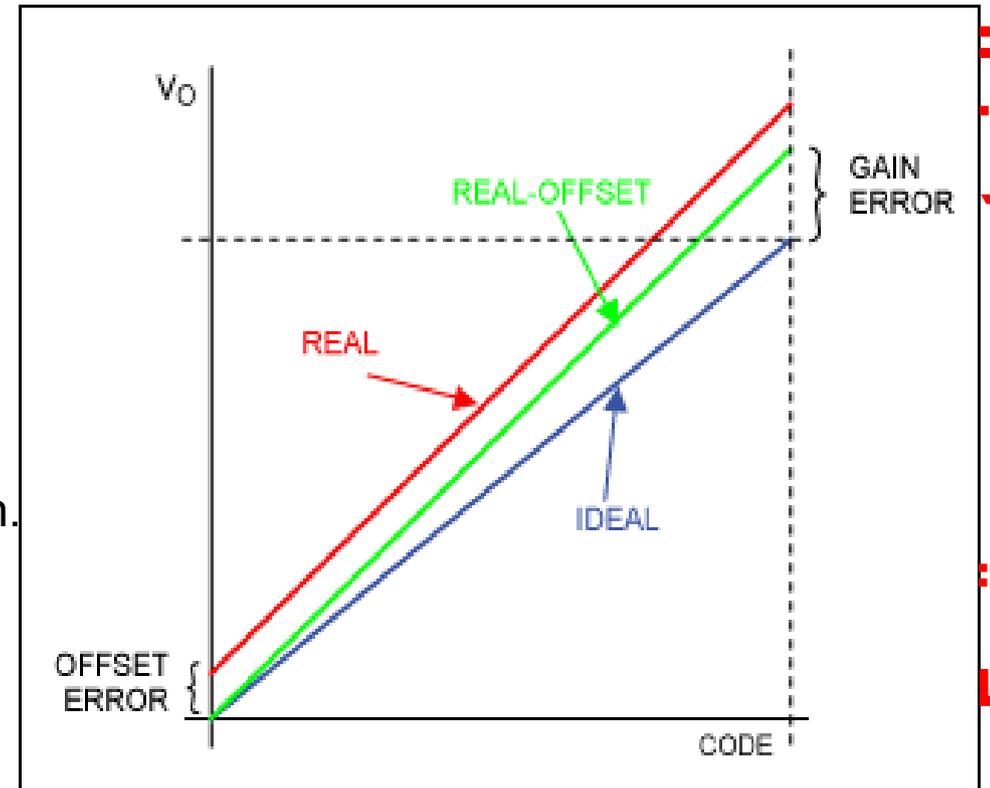
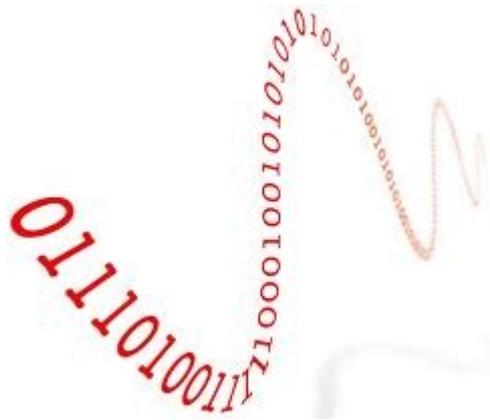
Kompromiss: wählen wir q so, dass SRV wegen Digitalisierung alleine ungefähr 10x größer bleibt als SRV des Originalsignals.



digitale Signale – Wiederherstellung (DAC) (Dekodierung)

digital zu analog Umwandler

Einfach nahe zu ideal Umwandler zu bauen.



Ergänzungsmaterial!

einige Fehlermöglichkeiten:

„offset“ : wenn Zahl = 0 dann $U_{\text{aus}} \neq 0$

„gain error“: z.B. wenn Zahl = 10, dann $U_{\text{aus}} \neq 10 \text{ V}$

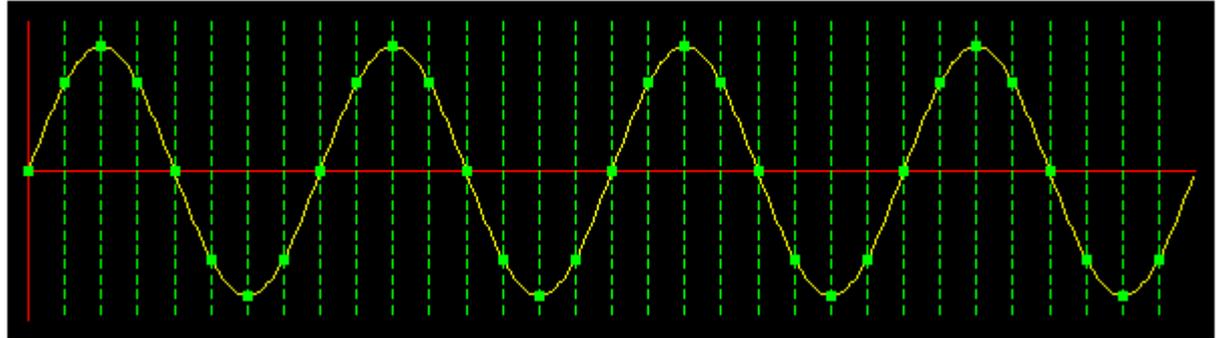
digitale Signale – „Sampling“: Abtastung

Für nicht sinusförmige Signale: „zuerst Fourier, dann Abtastung von jeder Sinusfunktion“

$f = 1000 \text{ Hz}$
 $f_s = 8000 \text{ Hz}$

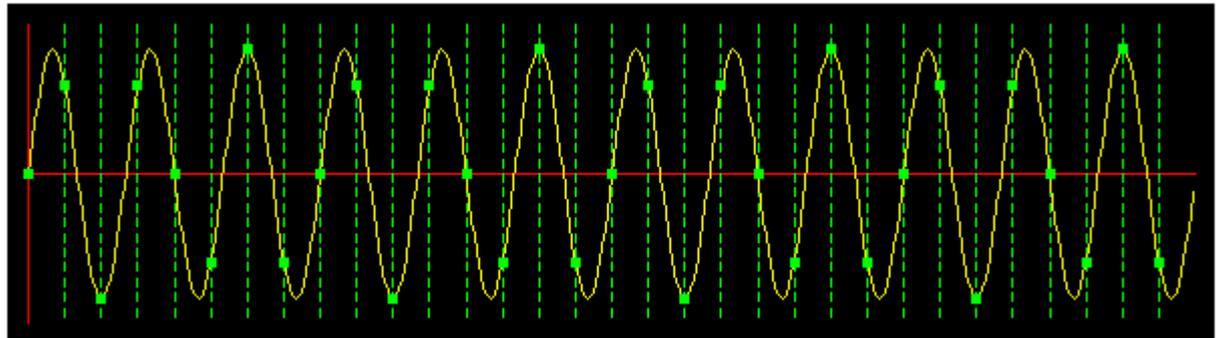
gut

*gut ist, wenn nur EIN bestimmtes
sinus kann die Punkte binden.*



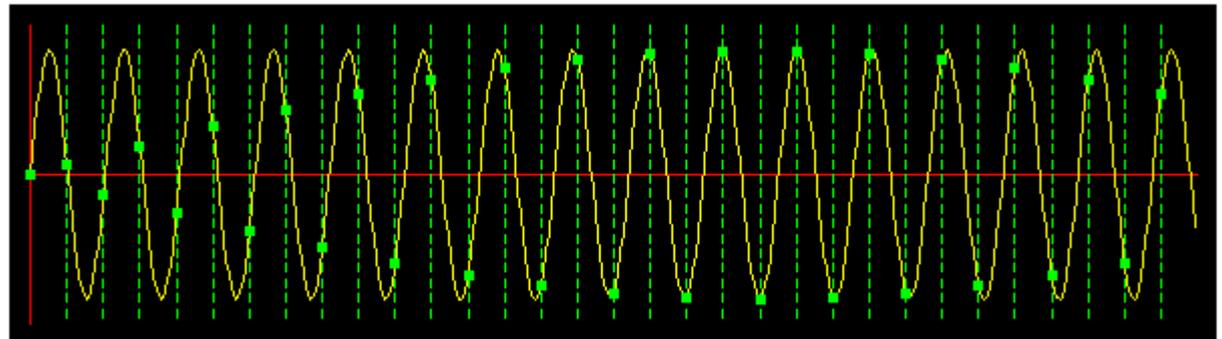
$f = 3000 \text{ Hz}$
 $f_s = 8000 \text{ Hz}$

Noch gut



$f = 3900 \text{ Hz}$
 $f_s = 8000 \text{ Hz}$

Immer noch gut
(aber „knapp“)



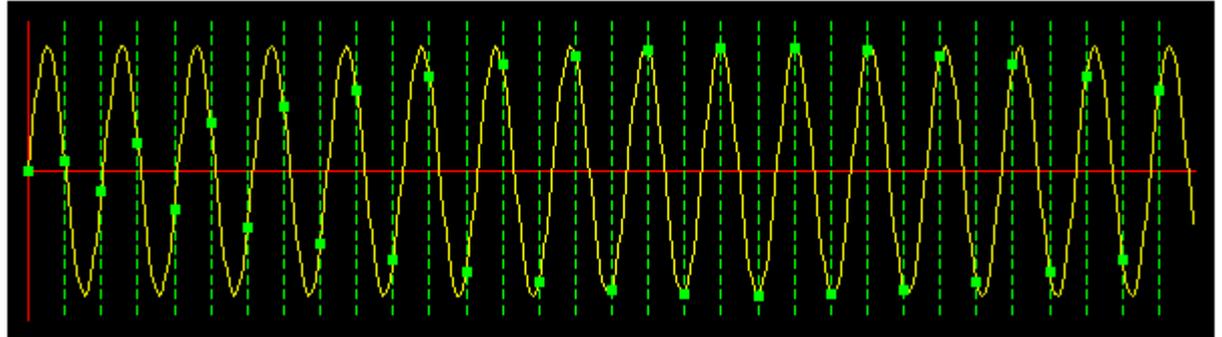
digitale Signale – „Sampling“: Abtastung

Für nicht sinusförmige Signale: „zuerst Fourier, dann Abtastung von jeder Sinusfunktion“

$f = 3900 \text{ Hz}$

$f_s = 8000 \text{ Hz}$

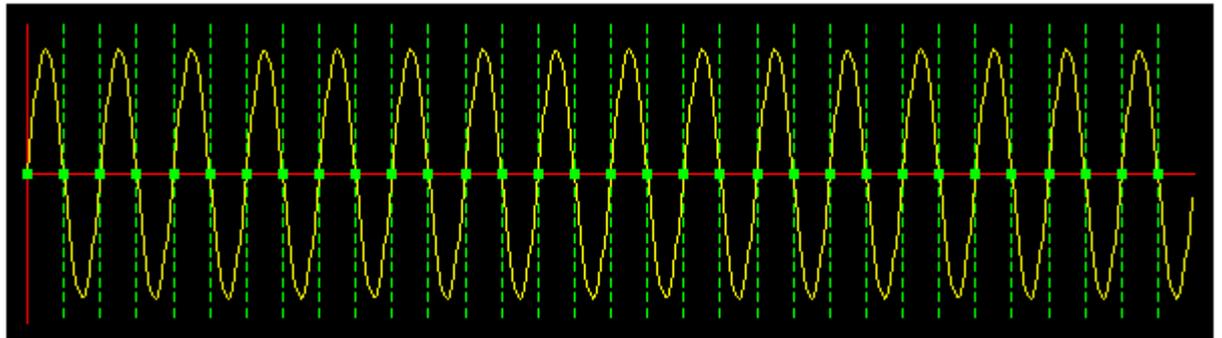
Immer noch gut



$f = 4000 \text{ Hz}$

$f_s = 8000 \text{ Hz}$

▪ ▪ ▪ ▪ Signal weg!

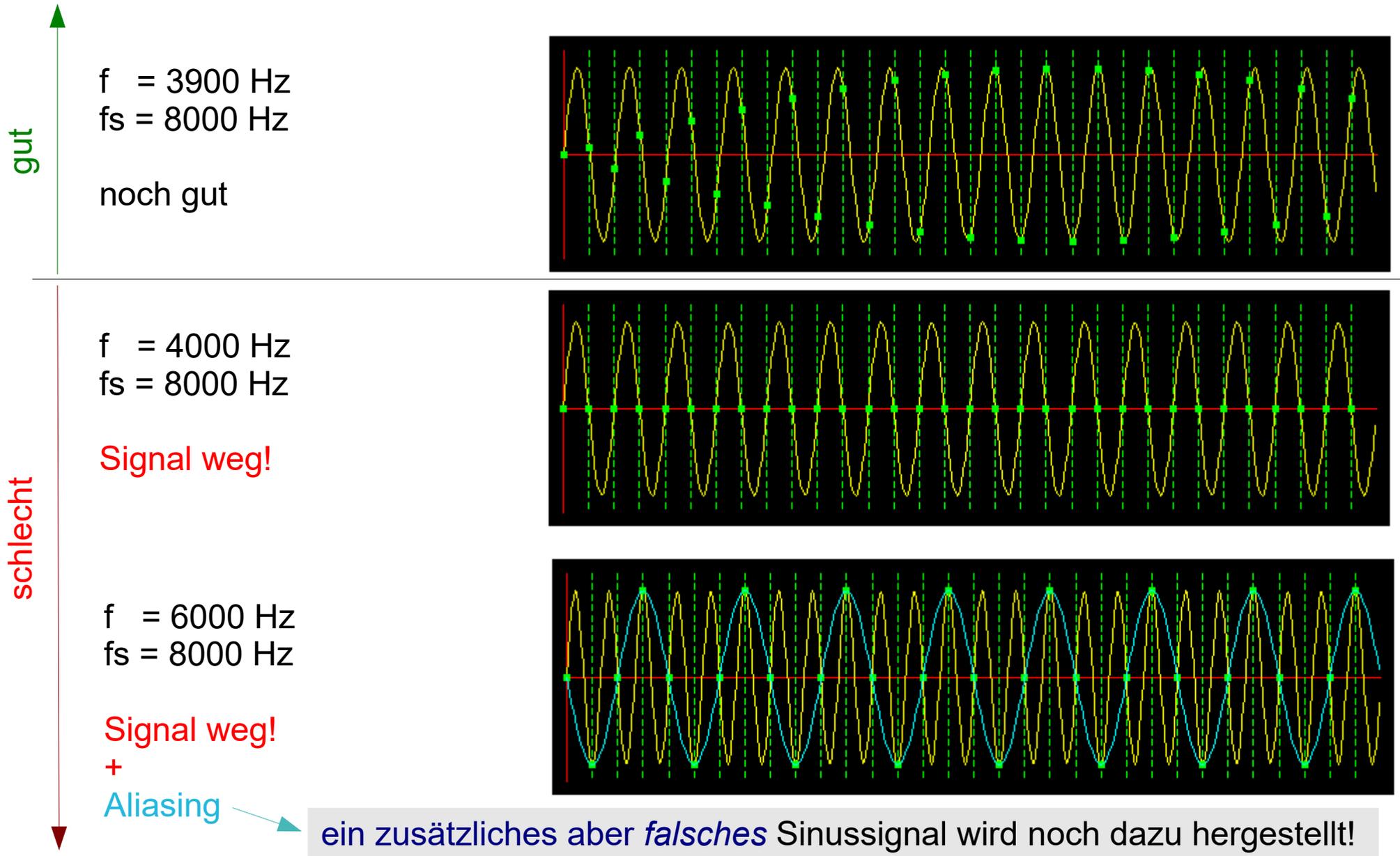


die Nyquist-Theorie: Abtastfrequenz muss mindestens 2x der Frequenz des Sinussignals sein

nicht sinusförmig? dann gilt $2x f_{\max}$ (siehe Fourier-Spektrum)

digitale Signale – Nyquist

die Nyquist-Theorie: Abtastfrequenz muss mindestens 2x der Frequenz des Sinussignals sein



digitale Signale – Digital Signal Processing (DSP) Digitale Signalaufarbeitung

