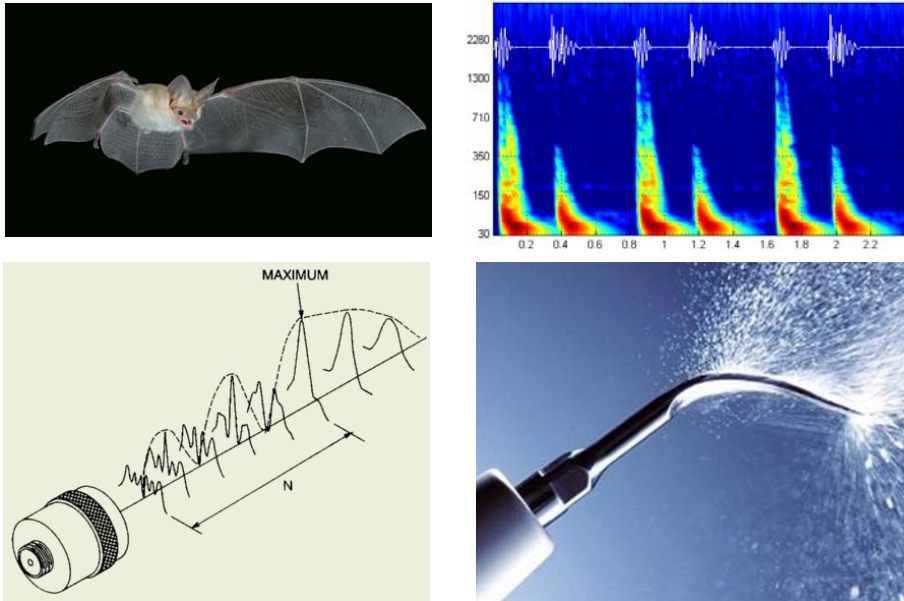


# Physik der Ultrasonographie 1



KAD 2024.02.29

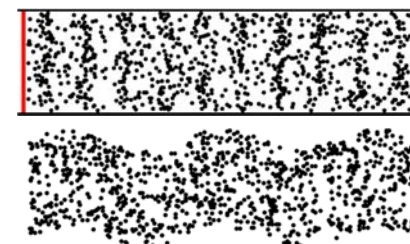
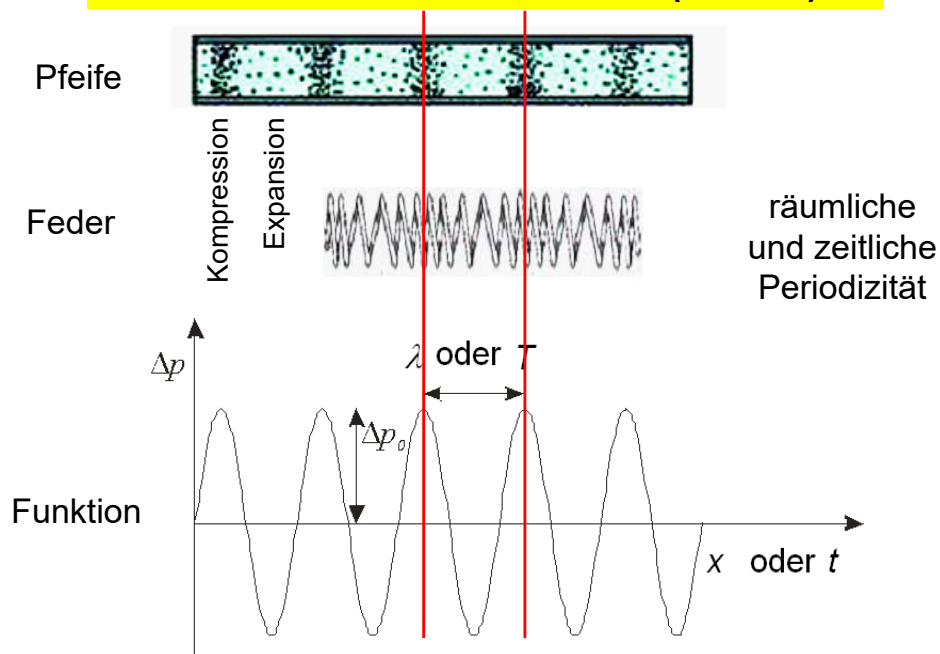


Frage in einer Kneipe: Wieviel Wein befindet sich in dem Fass? Ist es bis zum rand voll, halb gefüllt oder fast leer? Medizinische Frage: Wieviel Luft befindet sich in der Lunge?

Auenbrugger (Mediziner, Sohn eines Gastwirts, Graz, 1761): **Perkussion:** Untersuchung von Luftgehalt der hohlen Organe



## Schall: mechanische Welle (Modell)



**Longitudinalwelle (Kompressionswelle)**  
in der Flüssigkeit und in Gase nur diese (keine Scherkräfte)

**Transversalwelle**

hydrostatischer Druck    Druckveränderung, Schalldruck

$$p_{\text{gesamt}} = p_{\text{hydrostat}} + \Delta p$$

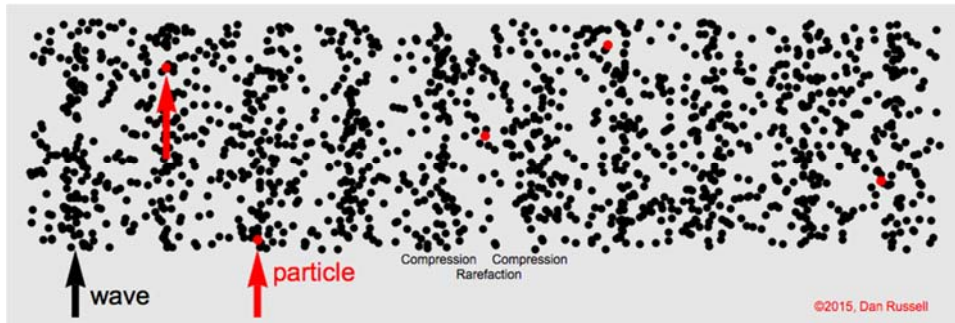
Druck    DC    + AC    Amplitude    Phase

$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{\text{max}} \sin \left[ 2\pi \left( \frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) \right]$$

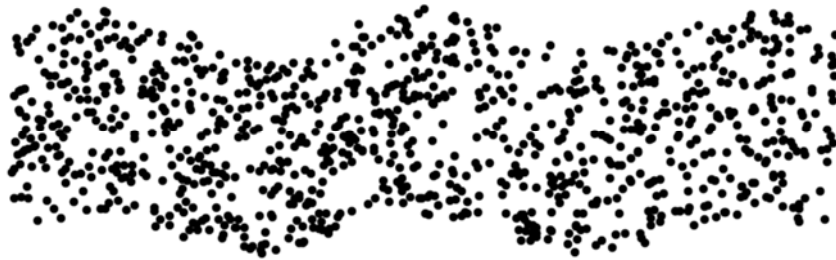
$$c \cdot T = \lambda, \quad c = f \cdot \lambda$$



Longitudinalwelle



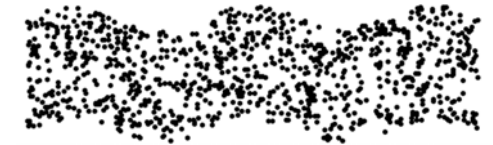
Transversalwelle



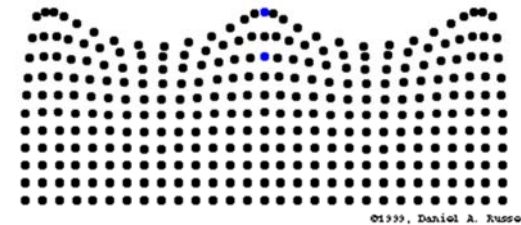
Longitudinalwelle



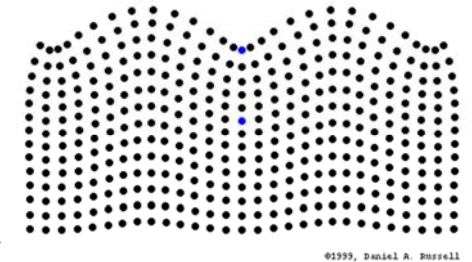
Transversalwelle



Oberflächenwelle



Rayleigh-Welle



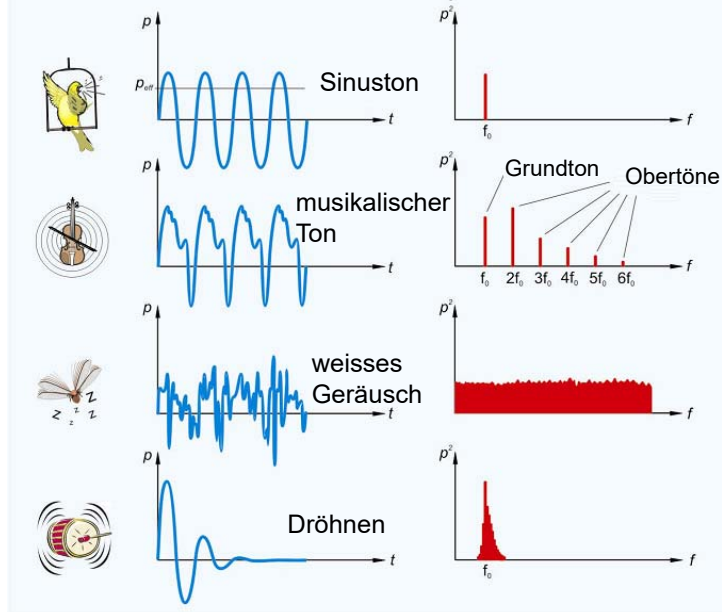
Fourier-Analyse

Zeitfunktion

Spektrum

Fourier-Synthese

Tonhöhe  
Klangfarbe

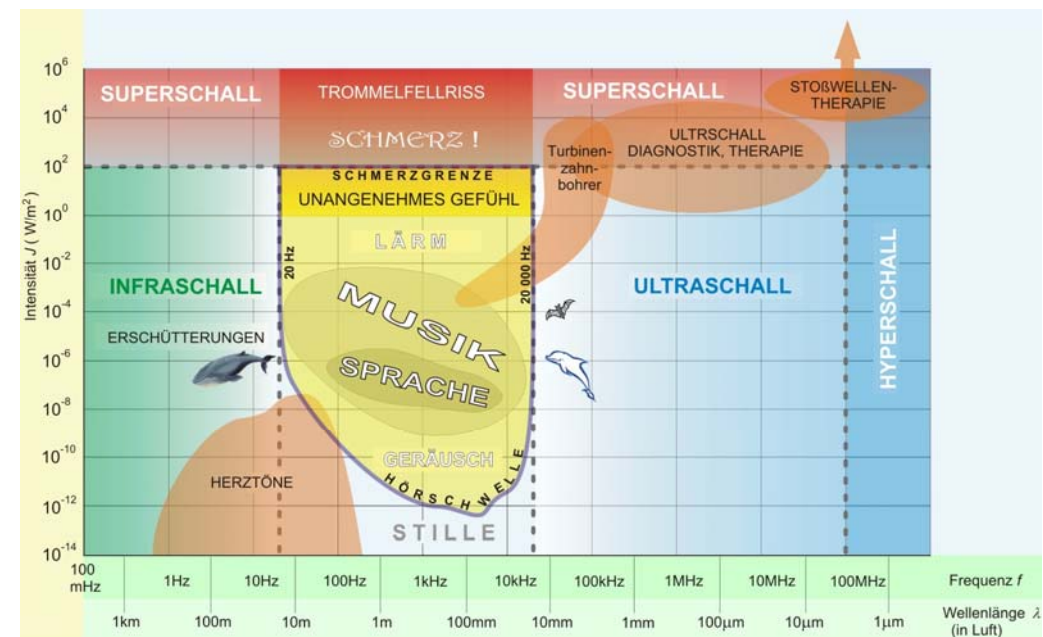


diskrete Spektren

kontinuierliches  
Spektrum

Banden-  
spektrum

Intensität und Frequenzbereiche der mechanischen Welle





## Die Rolle des elastischen Mediums

$$\kappa = -\frac{\frac{\Delta V}{V}}{\Delta p}$$

**Kompressibilität,**  
relative Volumen-verminderung  
geteilt durch Druck

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho \kappa}}$$

Fortpflanzungsgeschwindigkeit

$$Z = \frac{p}{v} = \frac{p_{\max}}{v_{\max}}$$

akustische **Impedanz**,  
Wellenwiderstand  
(Definition)

$$Z_{el} = \frac{U}{I}$$

$$Z = c\rho = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}$$

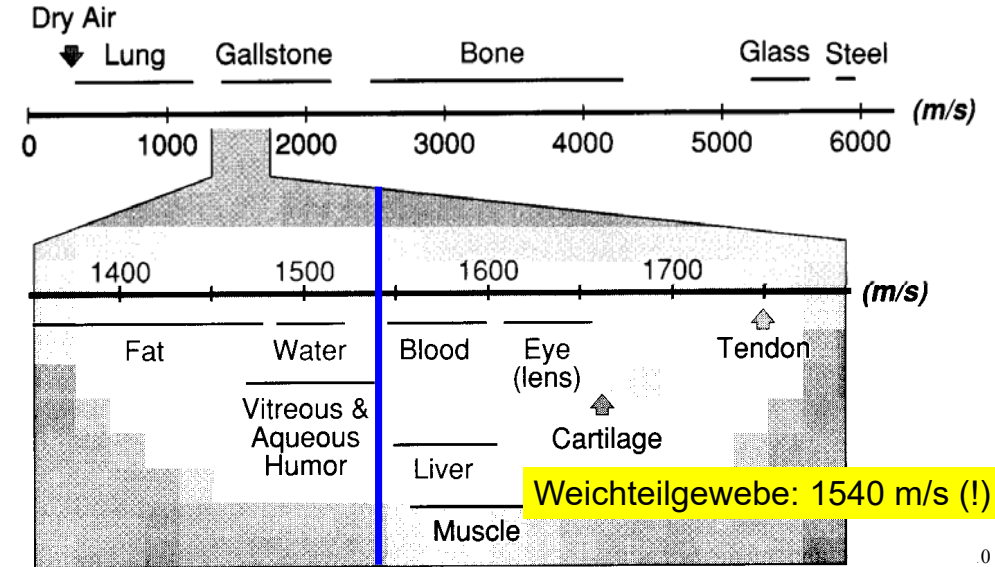
akustische Impedanz  
(nützliche Form)



9



## Fortpflanzungsgeschwindigkeit des USs in verschiedenen Medien (Organen, Geweben)



0

## Annahme der konstanten US-Geschwindigkeit

➔ Artefakt



11

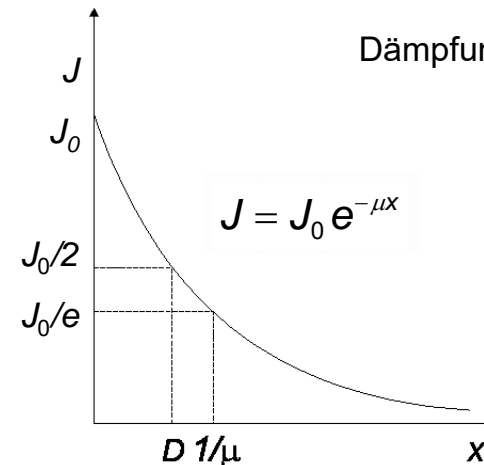
## Intensität des Ultraschalls

$$J = \frac{1}{Z} \Delta p_{\text{eff}}^2$$

$$P_{el} = \frac{1}{Z_{el}} U_{\text{eff}}^2$$

Intensität = Energie-Strom Stärke      elektrische Analogie

## Energieverlust während der Fortpflanzung (Absorption)



$$\text{Dämpfung : } \alpha = 10 \cdot \lg \frac{J_0}{J} \text{ dB}$$

$$\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e \text{ dB}$$

$\mu$  ist in dem diagnostischen Frequenzbereich proportional der Frequenz

spezifische Dämpfung :  $\frac{\alpha}{f \cdot x}$

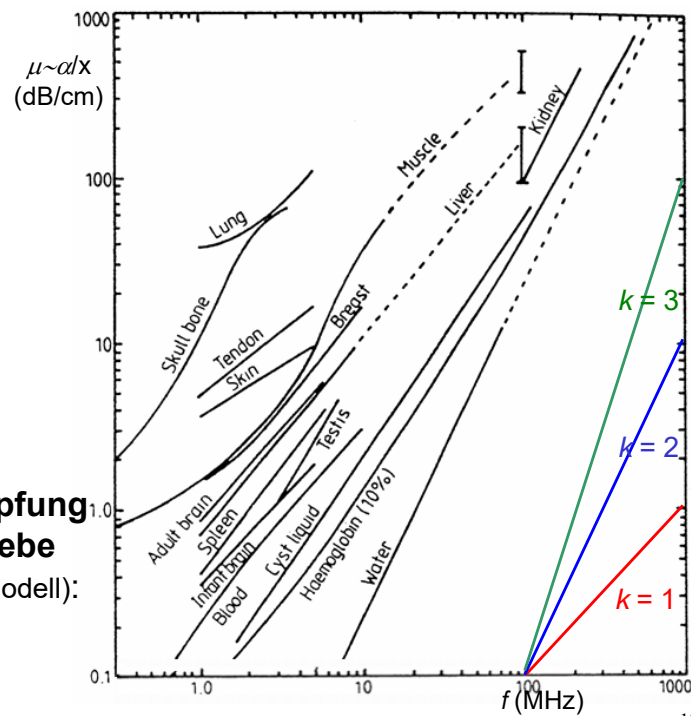
$\mu$  ist in dem diagnostischen Frequenzbereich proportional der Frequenz  
 $\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$   
 $\log \mu \sim k \log f$

Wenn die Funktion linear ist, ist die Potenzfunktions-Annäherung richtig

### spezifische Dämpfung für Weichteilgewebe

(homogen Gewebe-Modell):

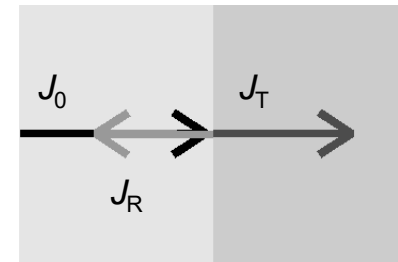
$$\frac{\alpha}{f x} \sim 1 \frac{\text{dB}}{\text{MHz cm}}$$



13

## Erscheinungen an der Grenzflächen

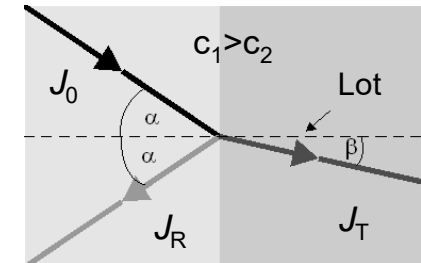
senkrechter Einfall



$$J_0 = J_R + J_T$$

Reflexion und Transmission

schräger Einfall



$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2}$$

Snellius-Descartes

Lehrbuch, Abb. II.47.

14

## Reflexion (für senkrechten Einfall)

Reflexionskoeffizient:

$$R = \frac{J_{\text{reflektierte}}}{J_{\text{einfallende}}} = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

“totale” Reflexion:

$$Z_1 \ll Z_2, \quad R \approx 1$$

optimale Kopplung:

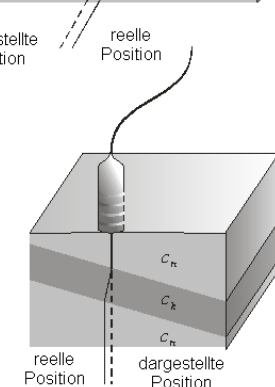
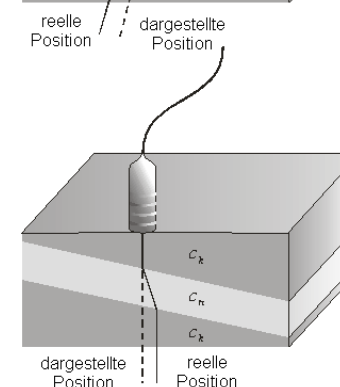
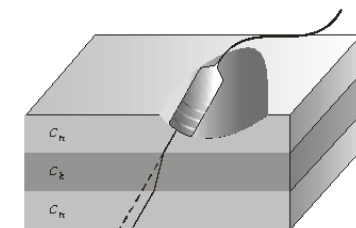
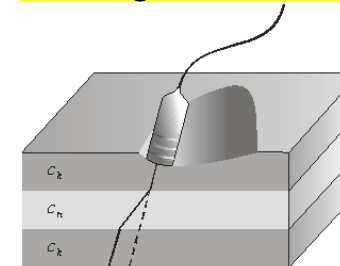
$$Z_{\text{Kopplungsm}} \approx \sqrt{Z_{\text{Quelle}} Z_{\text{Haut}}}$$



Grenzfläche	R
Muskel/Blut	0.0009
Fett/Leber	0.006
Fett/Muskel	0.01
Knochen/Muskel	0.41
Knochen/Fett	0.48
Weichteilgewebe/Luft	0.99

15

## Schräger Einfall bzw. schräge Grenzfläche



Lehrbuch Abb. S.140

16

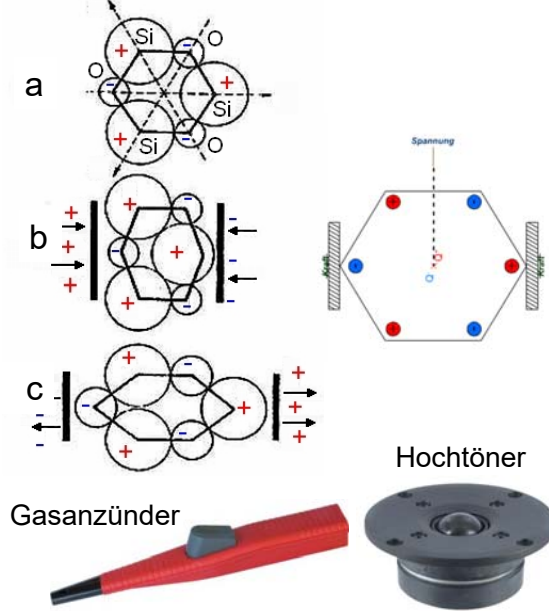
## Erzeugung des Ultraschalls. Piezoelektrischer Effekt

Erzeugung von US: reziproker ~  
Detektion von US: direkter ~

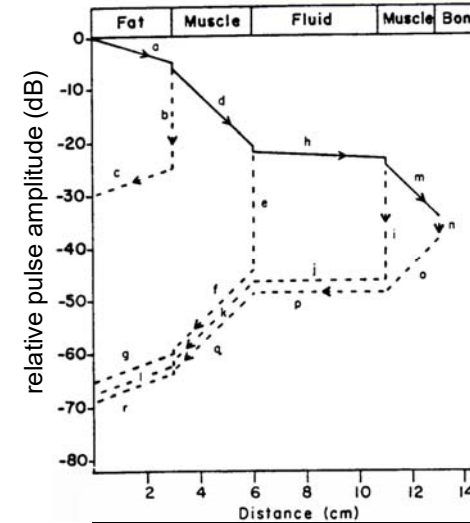
elektrische Signalquelle  
(Sinusoszillator)+  
Wandler (Piezoelektrischer  
Kristall)

(a) Die Schwerpunkte der  
negativen und positiven  
Ladungen zusammenfallen.

(b) und (c) Wegen des  
Druckes die Schwerpunkte  
wird getrennt, entsteht eine  
Spannung.



## Absorption und reflexion



je später/tiefer kommt die  
Reflexion zurück,  
desto schwächer ist die  
Reflektierte Intensität

reflexionszeitabhängige/  
bildtiefenabhängige  
elektronische Verstärkung

TGC: time gain compensation

DGC: depth gain control  
(Tiefenausgleich)

Grenzfläche	R	10lgR (dB)	T	10lgT (dB)
Fett/Muskel	0.01	-20.0	0.990	-0.044
Muskel/Blut	0.001	-30.0	0.999	-0.004
Muskel/Knochen	0.41	-3.9	0.590	-2.291

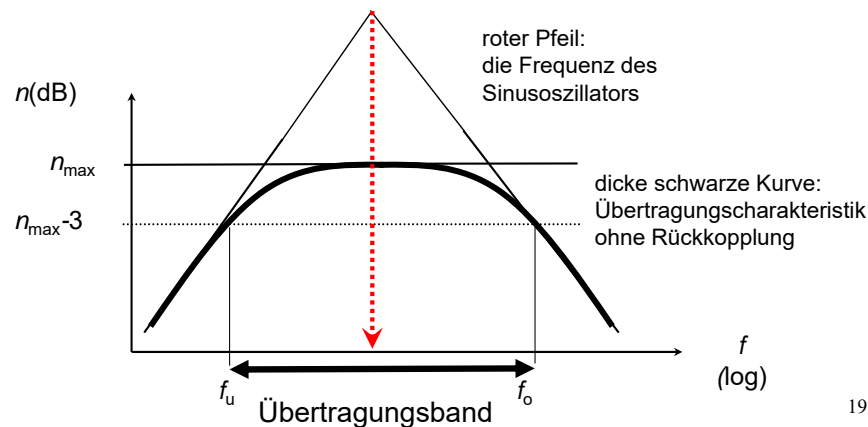
18

## Elektrische Signalquelle: Sinusoszillator

Mitkopplung (positiv rückgekoppelter  
Verstärker)

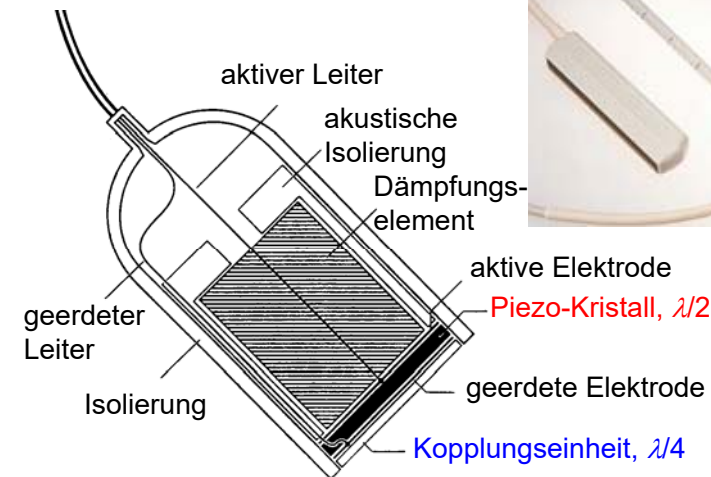
$$A_{U, \text{Rückkopplung}} = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

$\beta A_U = 1$ , Verstärkung: „unendlich“ – Sinusoszillator  
kein Eingangssignal, Ausgangssignal: Sinuswelle



19

## Ultraschall-Wandler



Empfänger Sender

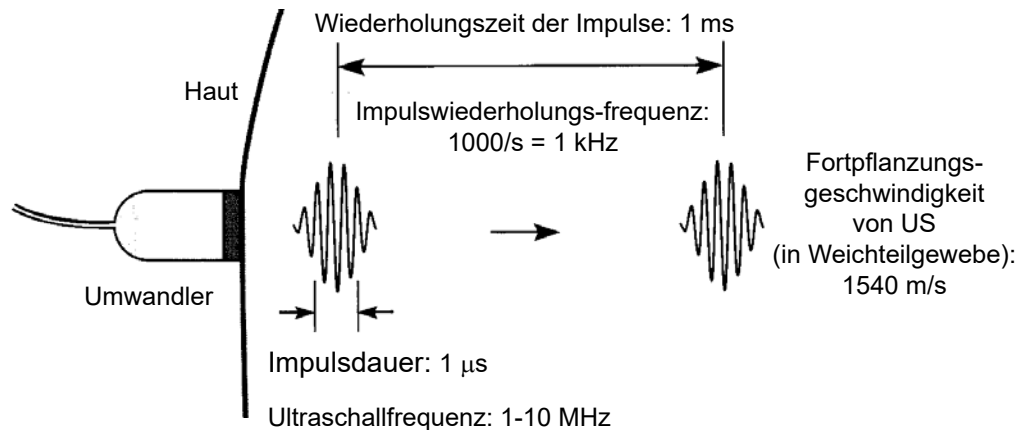
20

## Charakteristiken der Ultraschall-Impulse

Transducer/Umwandler:

Sender und Empfänger dieselbe Einheit

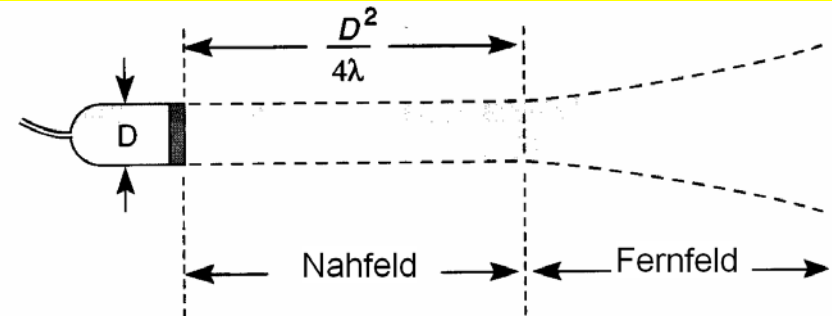
zeitliche Trennung – anstatt der kontinuierlichen Welle  
nur Impulse



Lehrbuch, Abb. VIII.32.

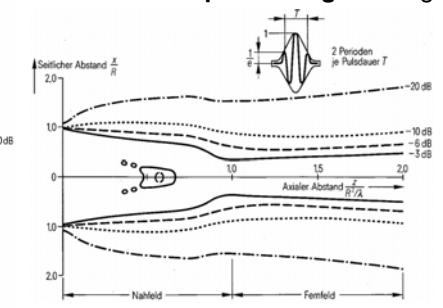
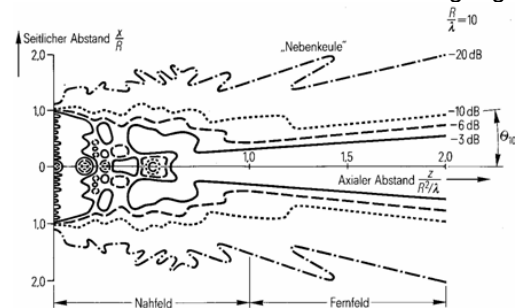
21

## Bündelform des Ultraschalls (vereinfachtes Bild)



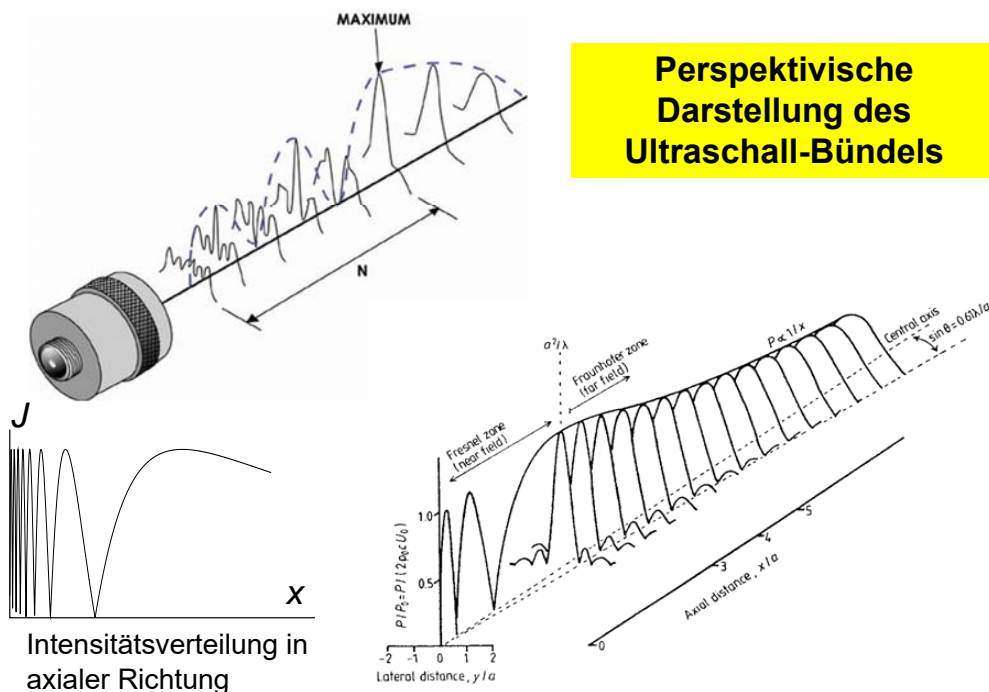
Bündelform bei **kontinuierlicher** Anregung

Bündelform bei **pulsförmiger** Anregung



22

## Perspektivische Darstellung des Ultraschall-Bündels



vgl. Lehrbuch Abb. S.500

23

**Auflösungsgrenze:** die kleinste auflösbare Entfernung  
**Auflösungsvermögen:** Kehrwert der Auflösungsgrenze

Die axiale Auflösungsgrenze (in Richtung der Strahlachse) hängt von der Impulslänge.

Die Impulslänge ist umgekehrt proportional zur Frequenz.

Die laterale Auflösungsgrenze (in Richtung senkrecht zur Strahlachse)

hängt von dem Durchmesser des Ultraschallbündels.

## Übliche Werte

Frequenz (MHz):	2	15
Wellenlänge (in Muskulatur) (mm):	0.78	0.1
Eindringtiefe (einfach) (cm):	12	1.6
laterale Auflösungsgrenze (mm):	3.0	0.4
axiale Auflösungsgrenze (mm):	0.8	0.15

24

## Frequenzabhängigkeit der Ultraschallreichweite

Frequenz $f$ in Mhz	Eindringtiefe $x$ in cm	Untersuchungsgebiet
1	50	
2-3,5	25-15	Fetus, Leber, Herz, Veterinärmedizin (Großtiere)
3,5	15	Niere, Veterinärmedizin (große Hunde)
5	10	Gehirn, Veterinärmedizin (mittelgroße Hunde)
7,5	7	Schilddrüse, Brustdrüse, oberflächliche Gefäße, Veterinärmedizin (kleine Hunde, Katzen)
8-9	6	Prostata (endoskopisch)
10	5	
11-12	4-3	Pankreas (intraoperativ)
7,5-15	7-2	Brustdiagnostik
20	1,2	
21-24	1,1-0,9	Auge, Haut
40	0,6	Haut, Gefäße

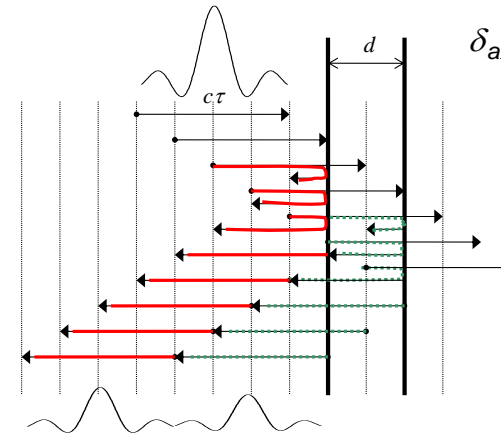
25

## Axiale Auflösungsgrenze

$\tau$  : Impulsdauer

$c_1\tau \cong c_2\tau = c\tau$  Impulslänge

$\delta_{ax} = d = \frac{c\tau}{2}$  Auflösungsgrenze

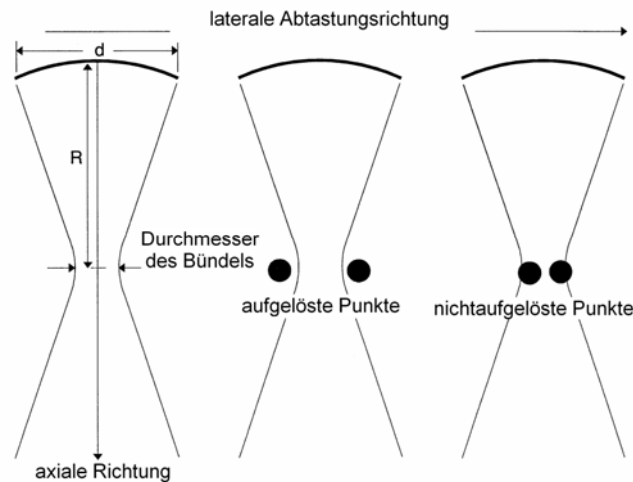


Die Auflösungsgrenze ist gleich der Hälfte der Impulslänge, weil es keine Überlappung der Echosignale (roter Pfeil und grüner Pfeil) gibt.

$$\tau \sim T = \frac{1}{f}$$

26

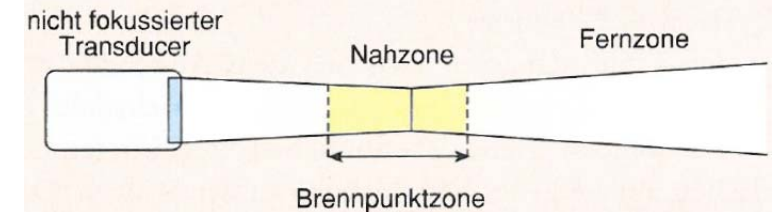
## Laterale Auflösungsgrenze



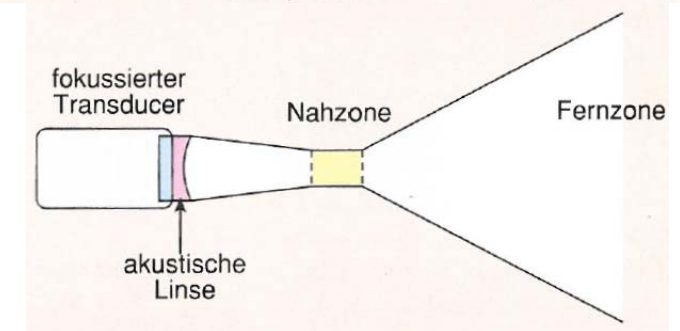
$$\delta_{lat} \sim \frac{R}{d} \cdot \lambda = f\# \cdot \lambda$$

$f\# = f$ -Zahl: Verhältnis der Brennweite und des Durchmessers von Wandler

27



## Fokussieren

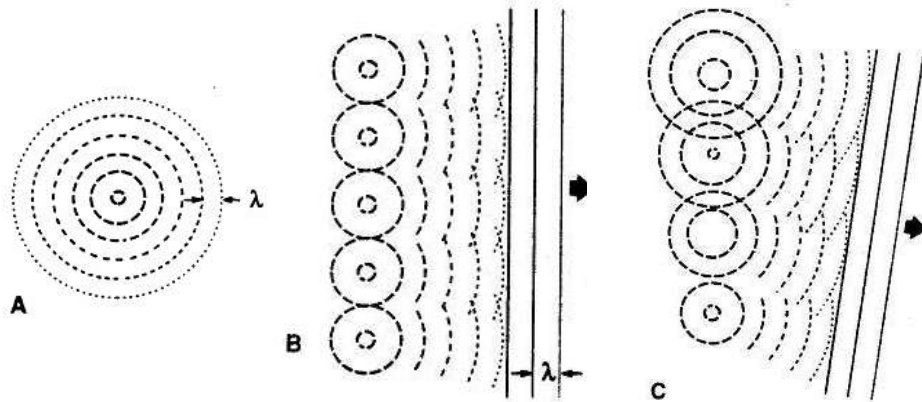


Vorteil: die laterale Auflösung verbessert sich  
Nachteil: die Divergenz des Bündels im Fernfeld vergrößert sich und die **Schärfentiefe** verschlechtert sich

28



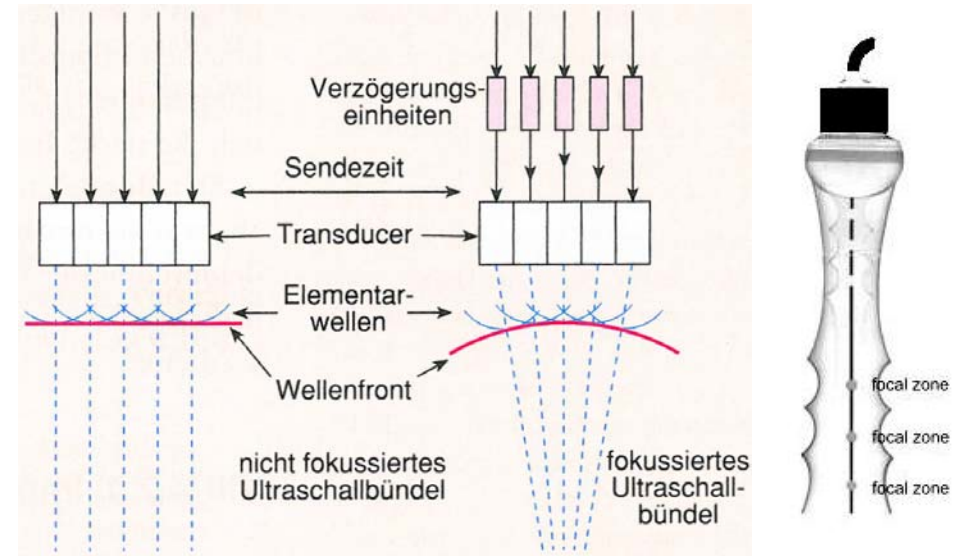
## Huygens Prinzip



Jeder Punkt einer Wellenfront kann als Ausgangspunkt einer neuen **Elementarwelle** betrachtet werden. Die neue Lage der Wellenfront ergibt sich durch **Überlagerung** sämtlicher Elementarwellen.

29

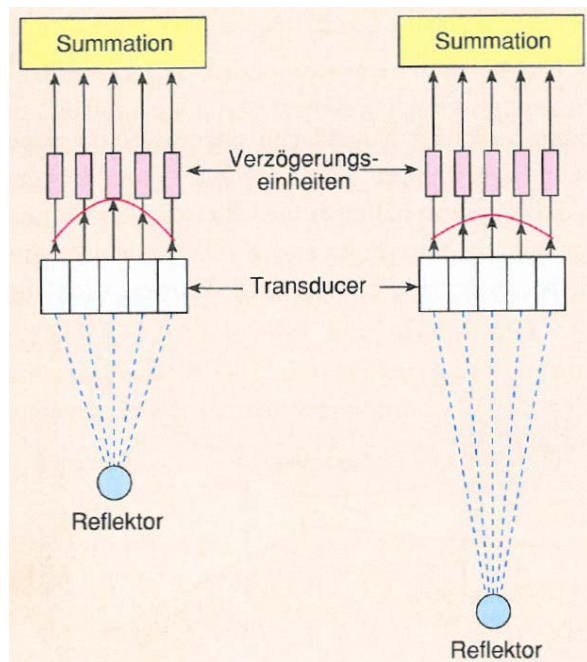
## Elektronisches Fokussieren beim Senden



Lehrbuch Abb. S.501

30

## Elektronisches Fokussieren beim Detektieren



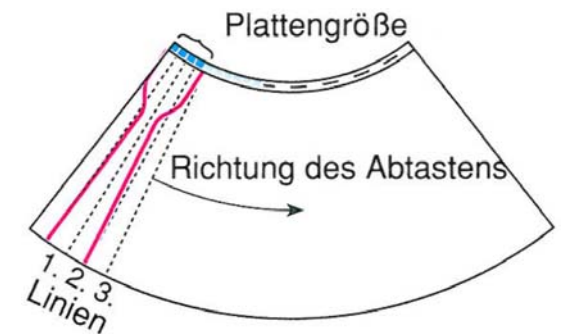
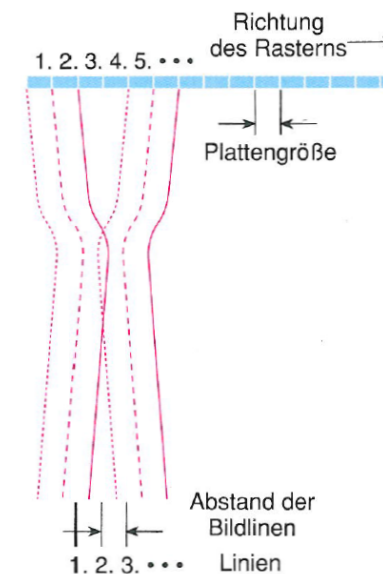
Lehrbuch Abb. S.502

31

## Elektronische Abtastprinzipien

Vielelement „linear array“

Vielelement „curved array“



vgl. Lehrbuch Abb. VIII. 36-37

32