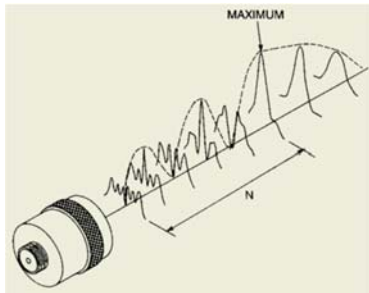
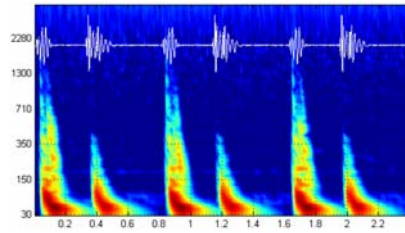


# Physik der Sonographie



KAD 2018.04.23

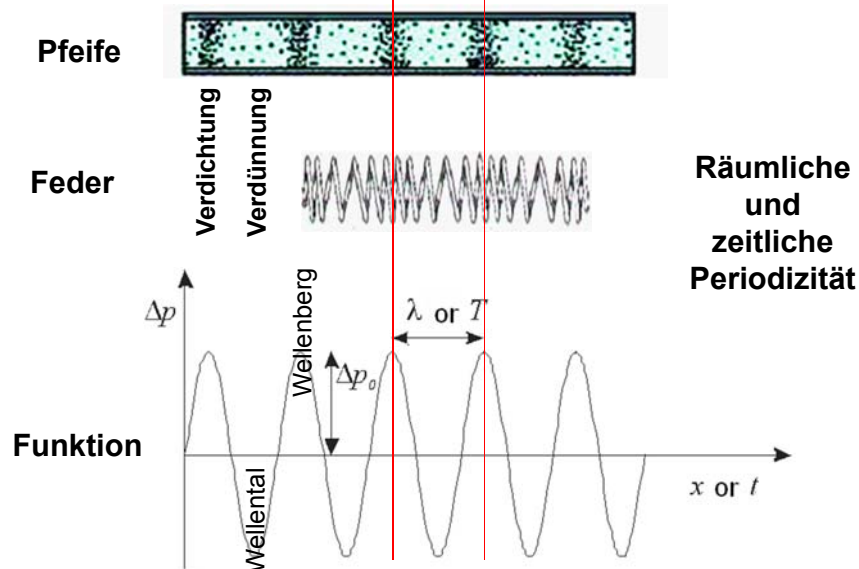


Frage in einer Kneipe: Wieviel Wein befindet sich in dem Fass? Ist es bis zum Rand voll, halb gefüllt oder fast leer? Medizinische Frage: Wieviel Luft befindet sich in der Lunge?

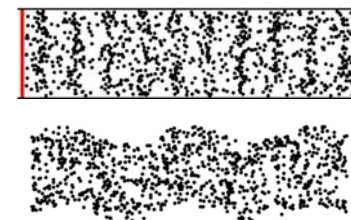
Auenbrugger (Mediziner, Sohn eines Gastwirts, Graz, 1761): **Perkussion:** Untersuchung von Luftgehalt der hohlen Organe



## Schall: mechanische Welle (Model)



3



Longitudinalwelle  
(keine Scherkräfte in Gasen  
und Flüssigkeiten →  
nur dieses Typ )

Transversalwelle

hydrostatischer Druck + Druckveränderung, Schalldruck

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

Druck DC + AC Amplitude Phase

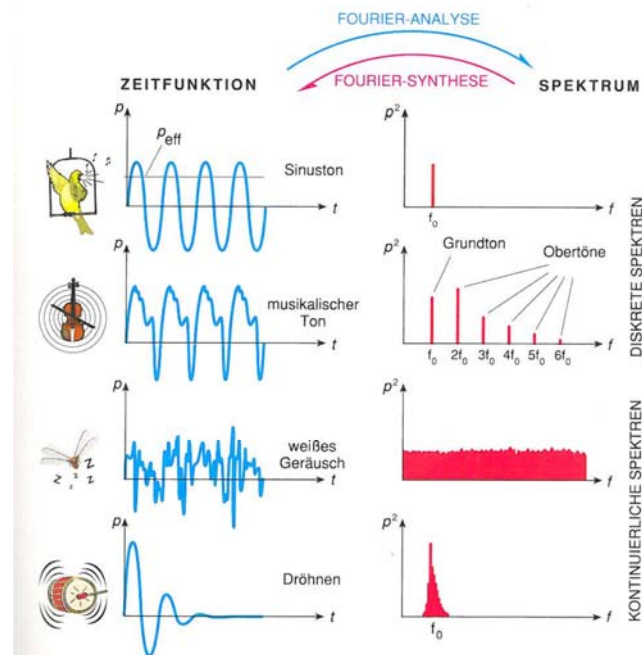
$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{\text{max}} \sin \left[ 2\pi \left( \frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) \right]$$

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



Lehrbuch, Abb. II.46.

4

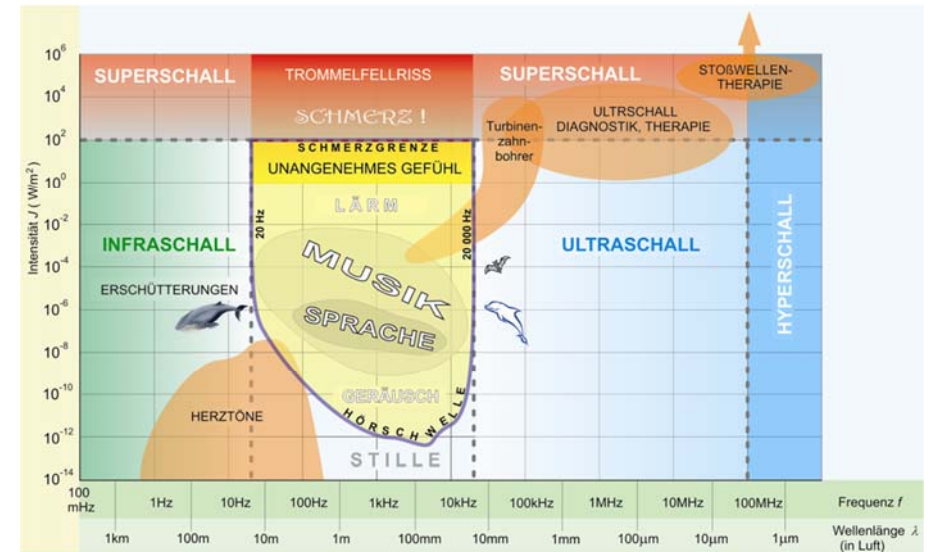


**Tonhöhe:**  
Frequenz der  
Grundschiwingung

**Klangfarbe:**  
Verhältnis der  
Obertöne  
(Spektrum)

5

## Frequenz und Intensitätsbereiche der Schallwellen



Prakt.Buch, Audiometrie.

6

## Die Rolle des elastischen Mediums

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

**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)

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

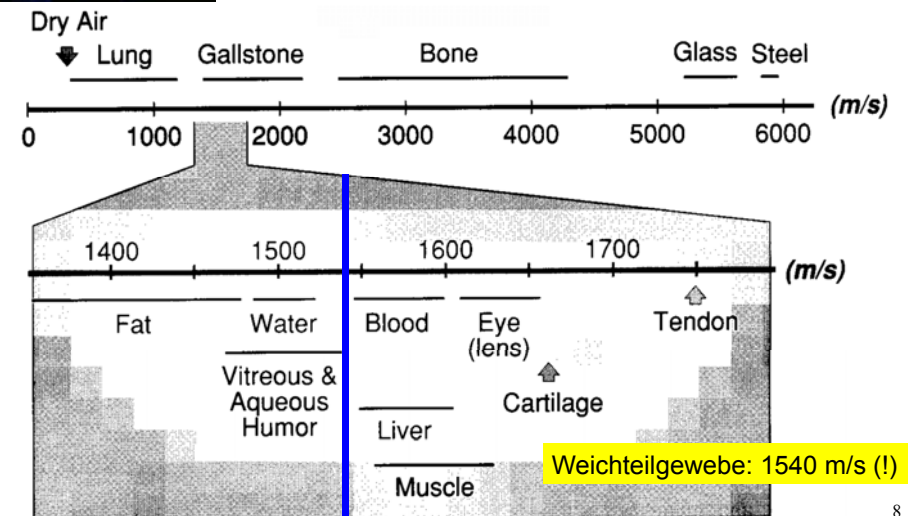
$$Z = c\rho = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}$$

akustische **Impedanz**  
(nützliche Form)

7



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



8

## Intensität des Ultraschalls

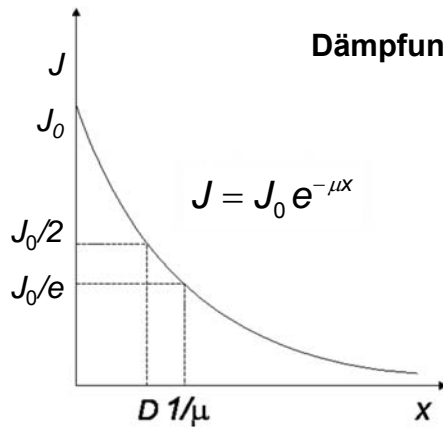
$$J = \frac{1}{Z} \Delta p_{eff}^2$$

Intensität =  
Energie-Strom Dichte

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

elektrische Analogie

## Energieverlust während der Fortpflanzung (Absorption)



**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:**

$$\frac{\alpha}{f \cdot x}$$

9

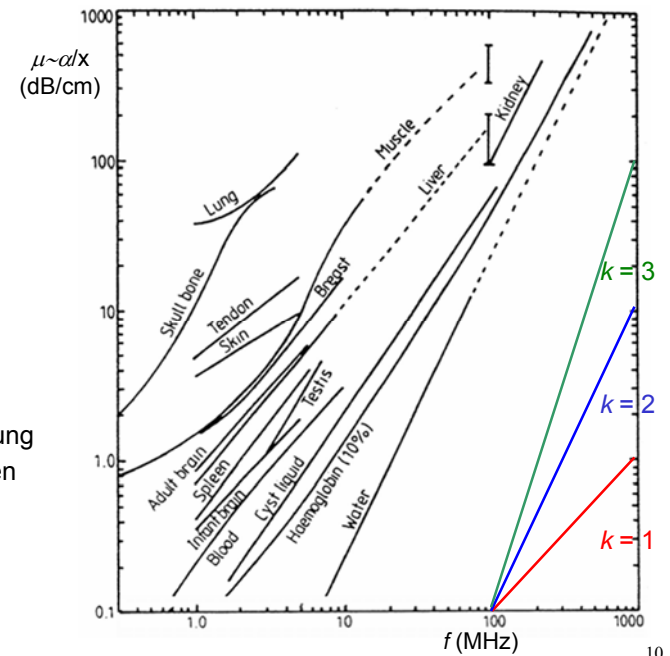
$\mu$  ist in dem  
diagnostischen  
Frequenzbereich  
proportional der  
Frequenz

$$\mu \sim f^k, \quad k \sim 1(?)$$

$$\log \mu \sim k \log f$$

spezifische Dämpfung  
in Weichteilgeweben  
(homogenes  
Gewebe-Modell):

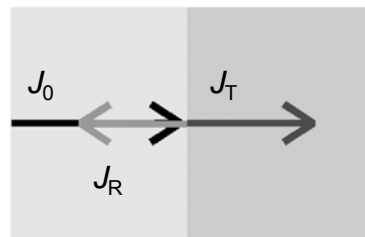
$$\frac{\alpha}{f \cdot x} \sim 1 \frac{\text{dB}}{\text{cm MHz}}$$



10

## Erscheinungen an der Grenzflächen

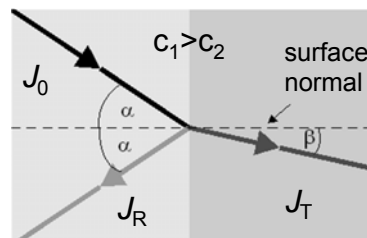
senkrechter Einfall



$$J_{\text{einfallende}} = J_t + J_{\text{reflektierte}}$$

Reflexion und Transmission

schräger Einfall



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

Snellius-Descartes

11

## 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:

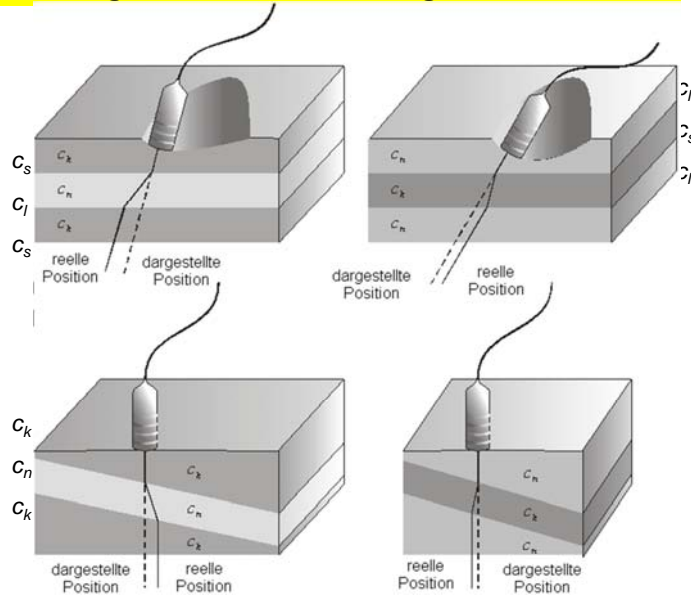
$$Z_{\text{Kopplungsm}} \approx \sqrt{Z_{\text{Quelle}} Z_{\text{Haut}}}$$



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

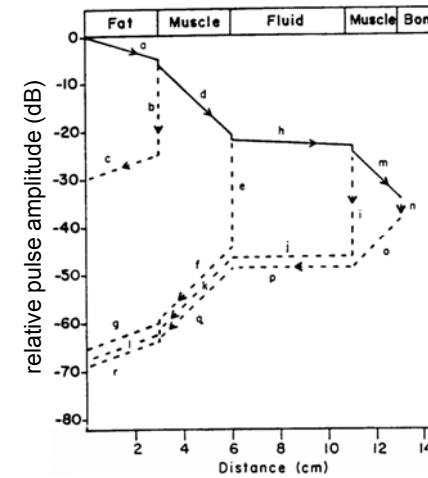
12

## Schräger Einfall bzw. schräge Grenzfläche



13

## 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 compensation  
(Tiefenausgleich)

boundary surface	$R$	$10\lg R$ (dB)	$T$	$10\lg T$ (dB)
fat/muscle	0.01	-20.0	0.990	-0.044
muscle/blood	0.001	-30.0	0.999	-0.004
muscle/bone	0.41	-3.9	0.590	-2.291

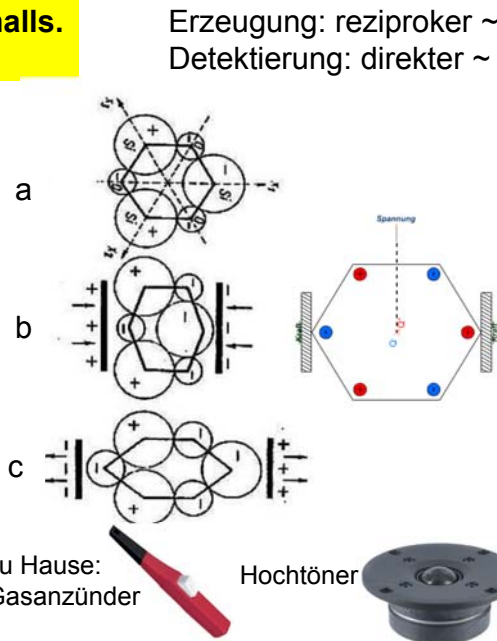
14

## Erzeugung des Ultraschalls. Piezoelektrischer Effekt

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.



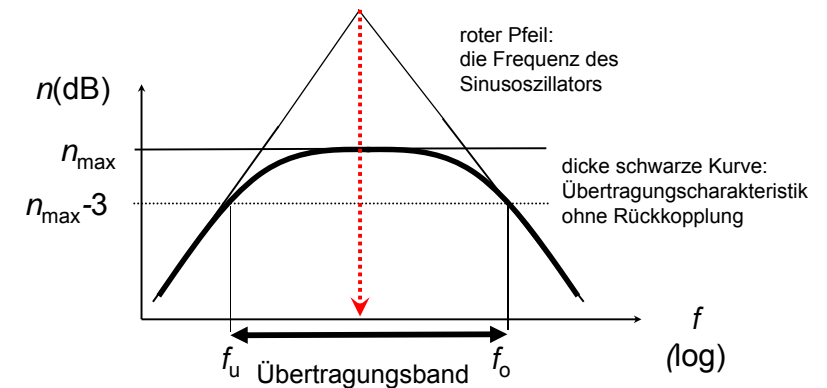
Erzeugung: reziproker ~  
Detektierung: direkter ~

## Elektrische Signalquelle: Sinusoszillator

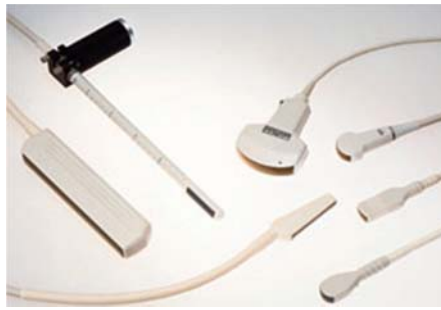
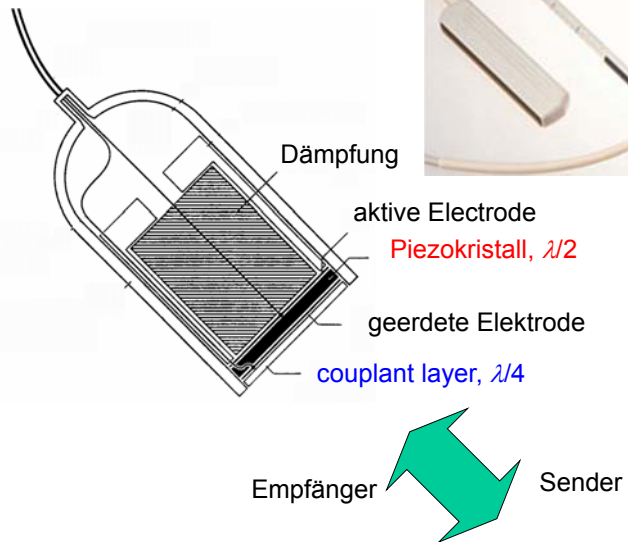
Mitkopplung (positiv  
rückgekoppelter Verstärker)

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

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



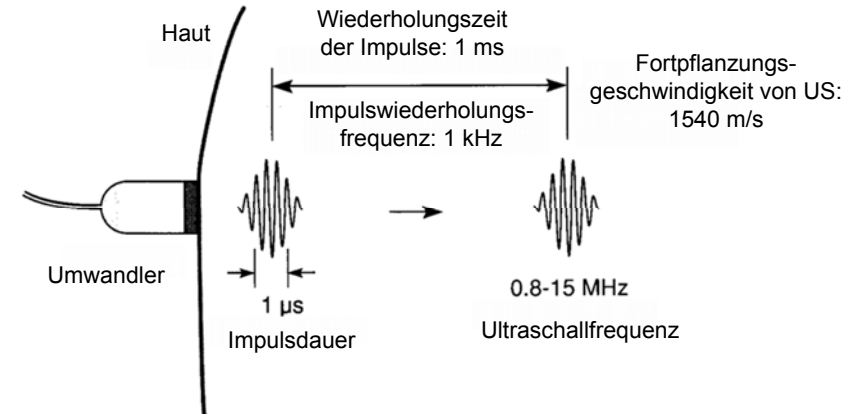
## Aufbau des Ultraschall-Wandlers



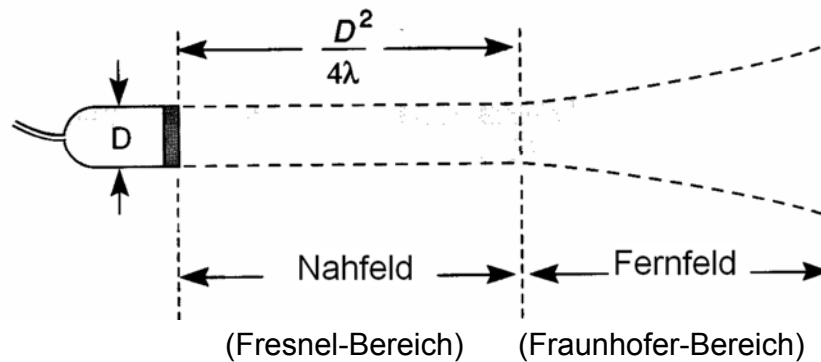
17

## Charakteristiken der Ultraschall-Impulse

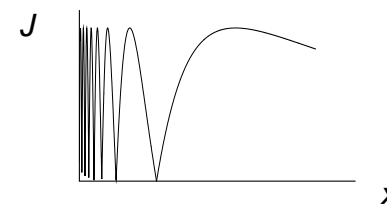
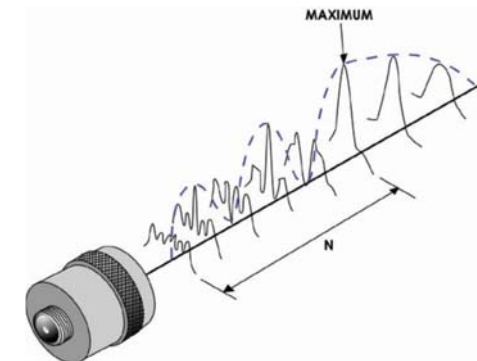
Transducer/Umwandler:  
 Sender und Empfänger dieselbe Einheit  
 zeitliche Trennung – anstatt der kontinuierlichen Welle nur  
 Impulse



## Bündelform des Ultraschalls (vereinfachtes Bild)

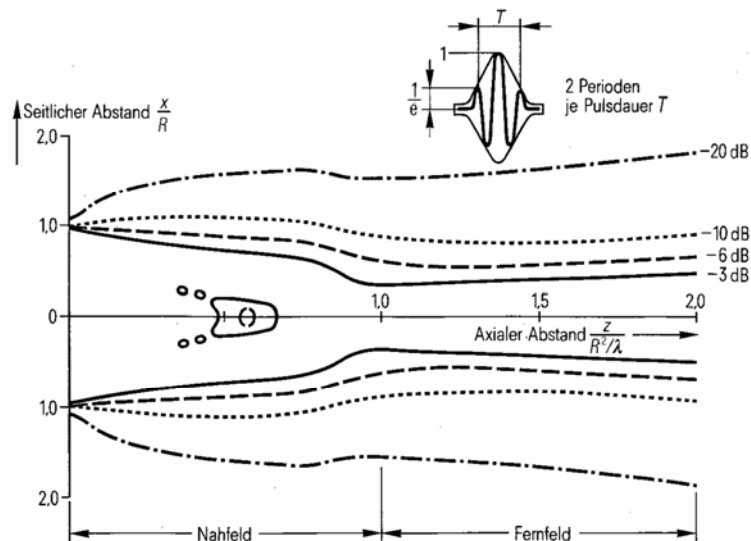


perspektives Bild des  
 Ultraschall-Bündels



Intensitätsverteilung  
 in axialer Richtung

Konturlinien gleicher Druckamplituden  
für einen ebenen, runden Wandler bei pulsformiger Anregung



**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

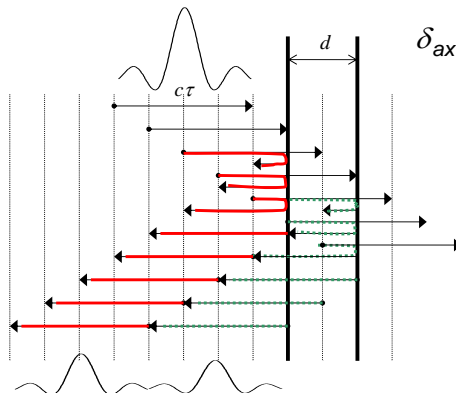
Frequenz (MHz):	2	15
Wellenlänge (in Muskulatur) (mm):	0.78	0.1
Eindringtiefe (einfach) (cm):	12	1.6
laterale Auflösungsgrenze (mm):	3.0	0.4
axiale Auflösungsgrenze (mm):	0.8	0.15

### Axiale Auflösungsgrenze

$\tau$ : Impulsdauer

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

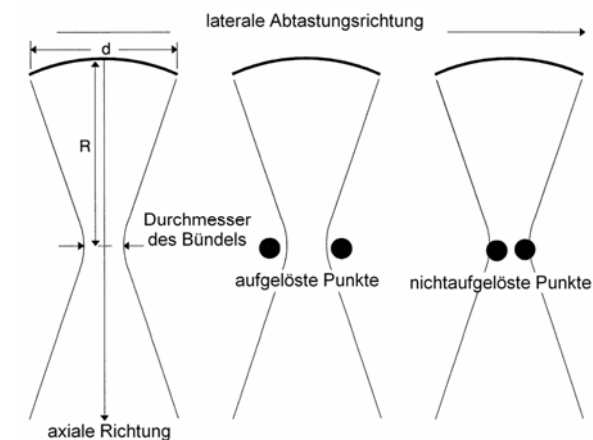
$\delta_{ax} = d = \frac{c \tau}{2}$  Auflösungsgrenze



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

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

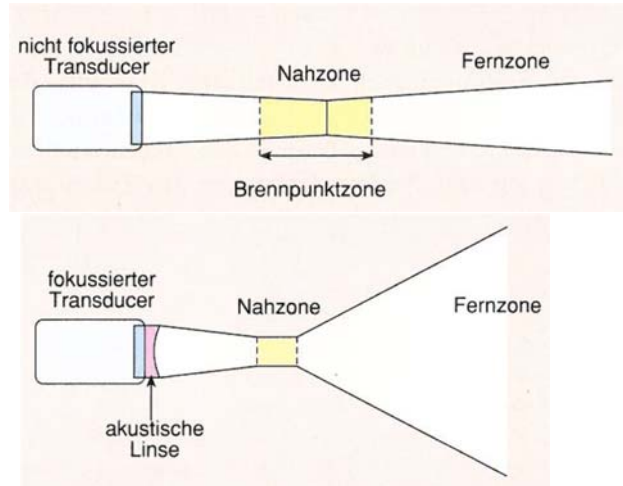
### Laterale Auflösungsgrenze



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

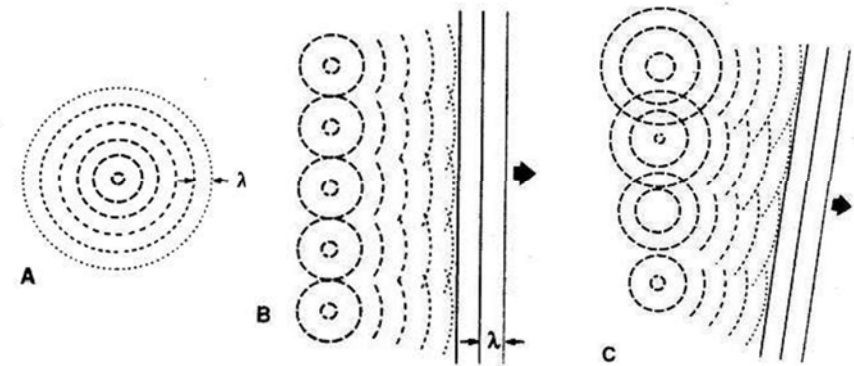
$f\#$  = f-Zahl: Verhältnis der  
Brennweite und des  
Durchmessers von Wandler

## Fokussierung



Bei der Fokussierung vergrößert sich die Divergenz des Bündels im Fernfeld und die **Schärfentiefe** verschlechtert.

## Huygens Prinzip



## Elektronische Fokussierung beim Senden

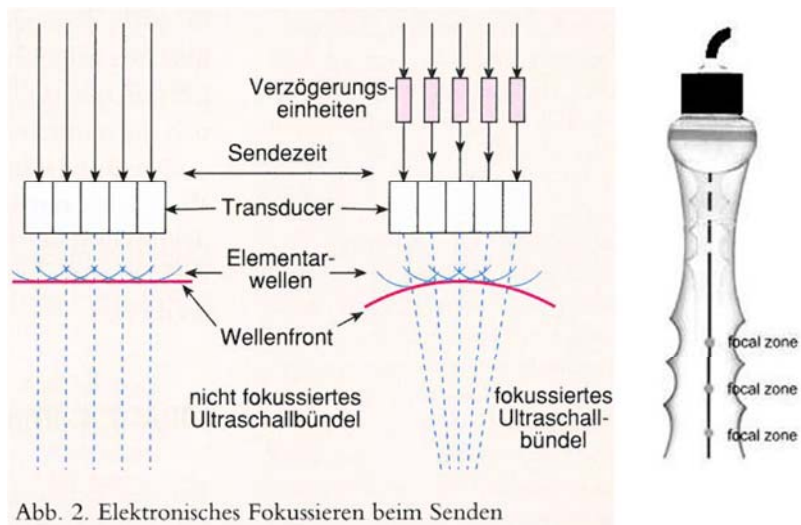


Abb. 2. Elektronisches Fokussieren beim Senden

## Elektronische Abtastprinzipien

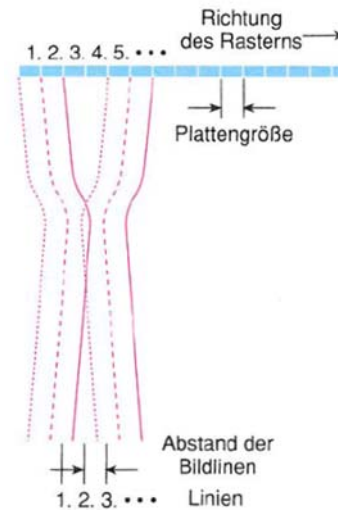


Abb. VIII.36. Vielelement „linear array“

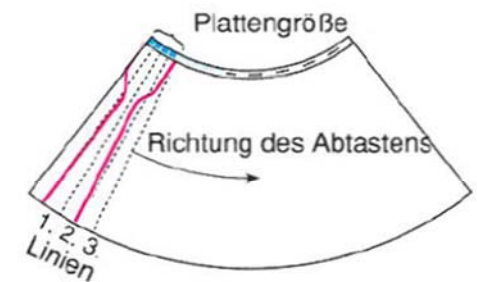
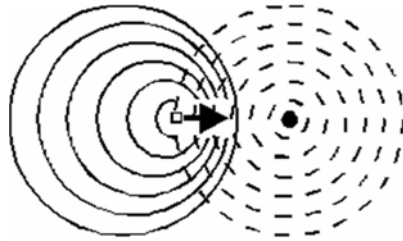
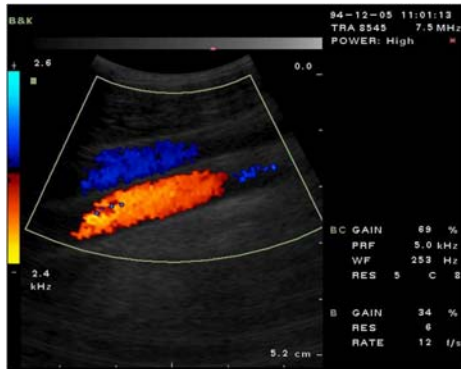
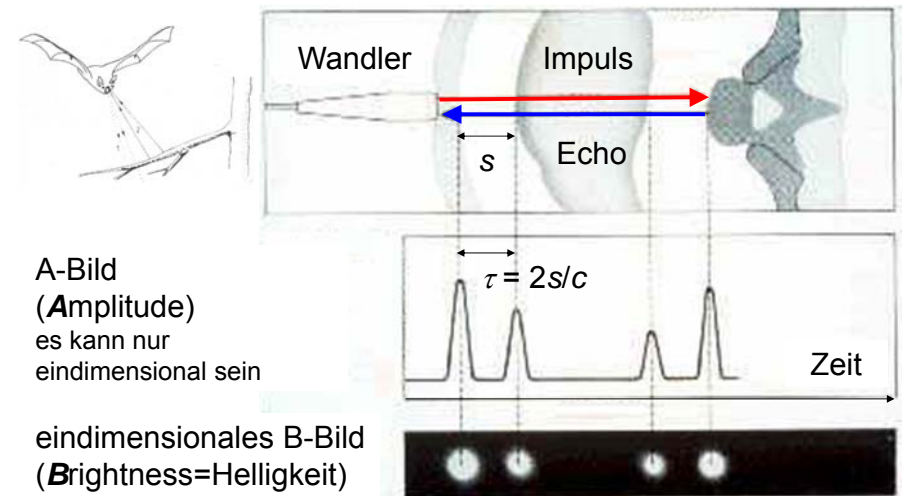


Abb. VIII.37. Vielelement „curved array“

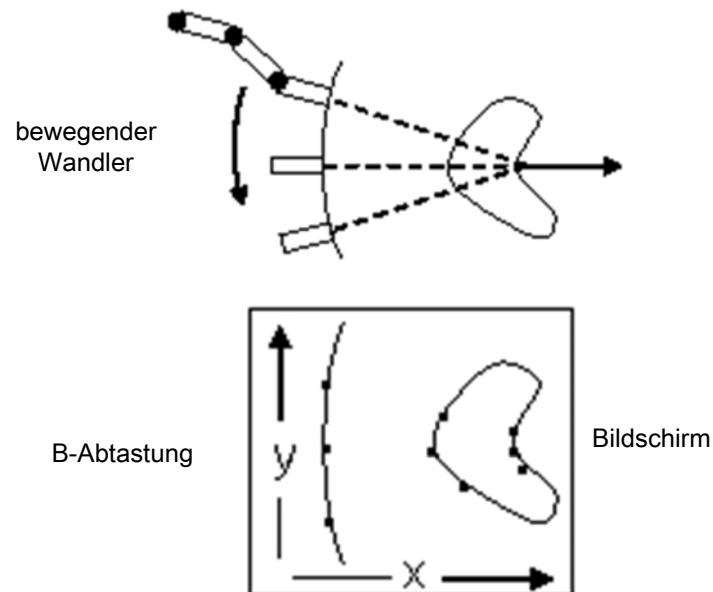
# Sonographie, A-, B- und M-Bilder. Doppler-Methode



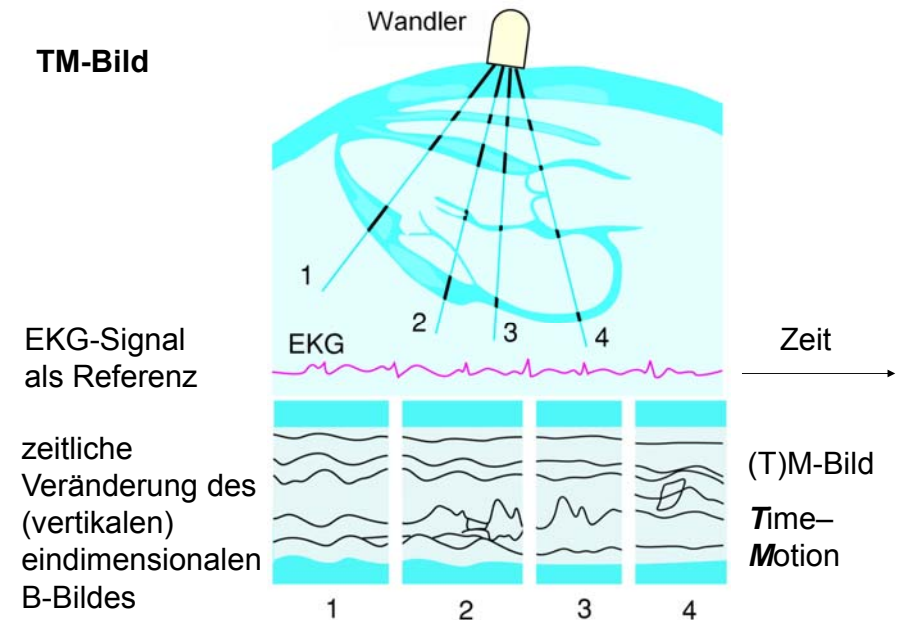
## Echo-Prinzip, US-Bilder



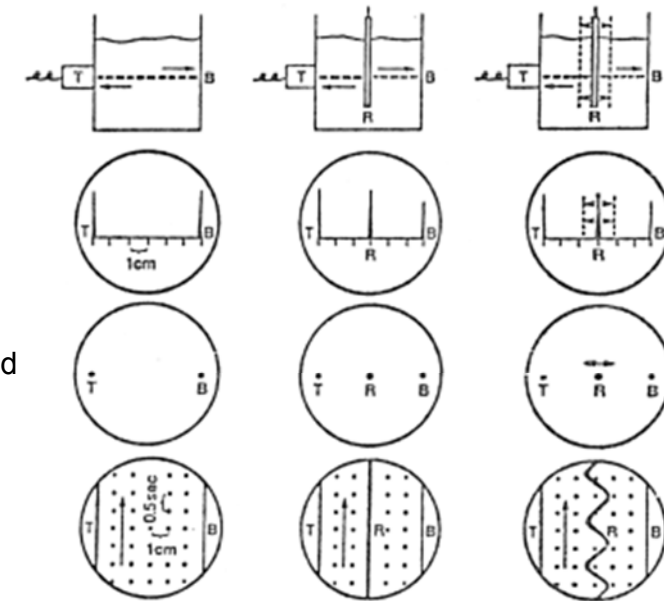
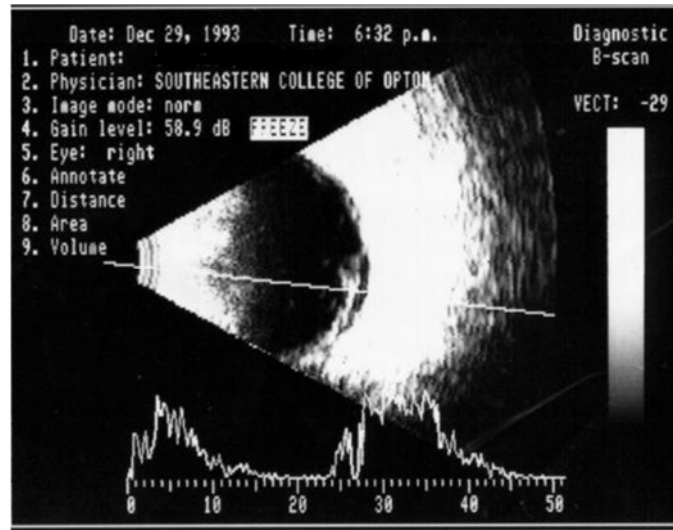
## Zweidimensionales B-Bild



## TM-Bild



## Zweidimensionales B-Bild und A-Bild (ophtamologische Anwendung)



A-Bild

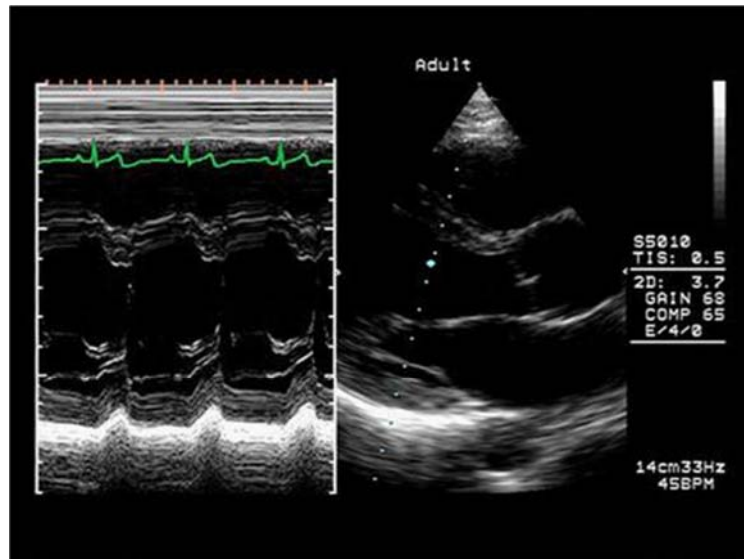
1D B-Bild

TM-Bild

TM-Bild

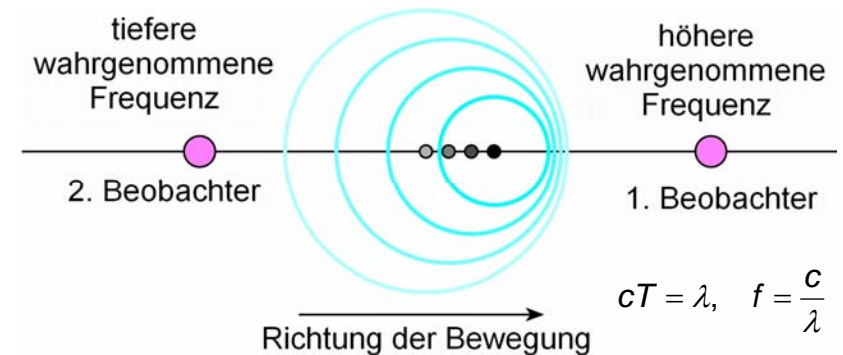
Echokardiographie

B-Bild



## Der Doppler Effekt

Nähern sich Beobachter und Quelle einander, so erhöht sich die Frequenz, im umgekehrten Fall verringert sich die Frequenz. Ein Beispiel ist die Tonhöhenänderung des Martinshorns eines Krankenwagens. (C. Doppler, 1842)



- (a) Signalquelle in Ruhe, Beobachter bewegt  
 +: Beobachter annähert sich zur Quelle  
 -: Beobachter entfernt sich von der Quelle

$$f' = f \left( 1 \pm \frac{v_B}{c} \right)$$

$$f' = \frac{f}{1 \pm \frac{v_Q}{c}}$$

- (b) Signalquelle bewegt, Beobachter in Ruhe,  
 (wenn  $v_Q \ll c$ , dann gleich wie (a))

$$f' = f \frac{1 \pm \frac{v_B}{c}}{1 \pm \frac{v_Q}{c}}$$

- (c) Signalquelle bewegt, Beobachter bewegt

- (d) bewegende Reflexionsobjekt/-fläche,  
 (wenn  $v_R \ll c$ )

$$f' = f \left( 1 \pm \frac{2v_R}{c} \right)$$

wenn  $v_i, v_R \ll c$  (i=B oder Q)

Umformung von (a)  
 die Doppler-Frequenzverschiebung  
 (Doppler-Frequenz,  $f_D$ )

$$\Delta f = f_D = \pm \frac{v_i}{c} f$$

Umformung von (d)  
 die Doppler-Frequenzverschiebung  
 (Doppler-Frequenz,  $f_D$ )

$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

wenn  $v$  und  $c$  sind nichtparallel, dann anstatt von  $v$  die Projektion der Geschwindigkeit  $v \cos \theta$  ist gültig

## Farbkodierung

rot: Blutströmung mit Richtung auf den Wandler hin  
 blau: Blutströmung vom Schallwandler weg

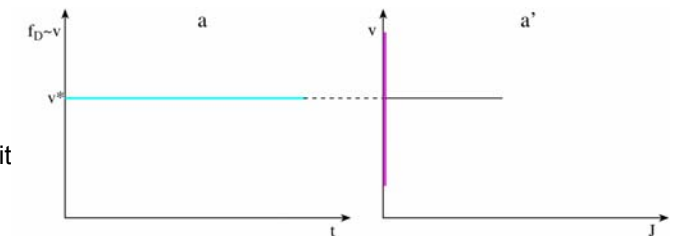


BART: Blue Away Red Towards

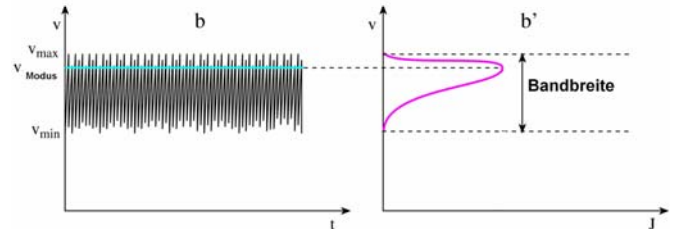
## Ergänzungsmaterial

### Doppler-Kurven

eine konstante Geschwindigkeit ( $v^*$ )



eine Geschwindigkeitsverteilung



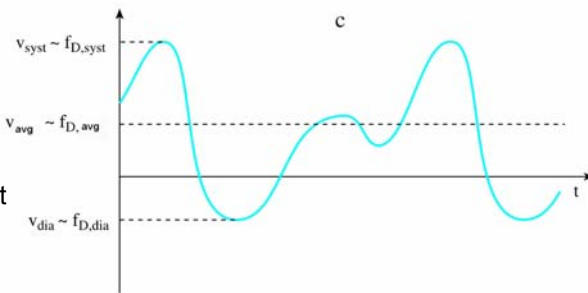
TM-Bild der Geschwindigkeitsverteilung

Verteilungsfunktion bei einer bestimmten Zeit

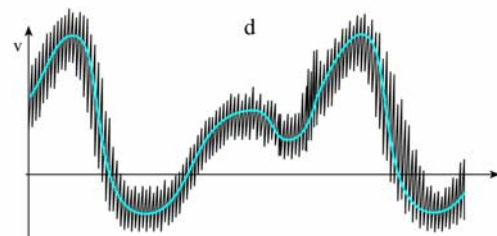
## Ergänzungsmaterial

### Doppler-Kurven

Strömung  
charakterisierbar bei  
allen Zeitpunkten mit  
einer Geschwindigkeit

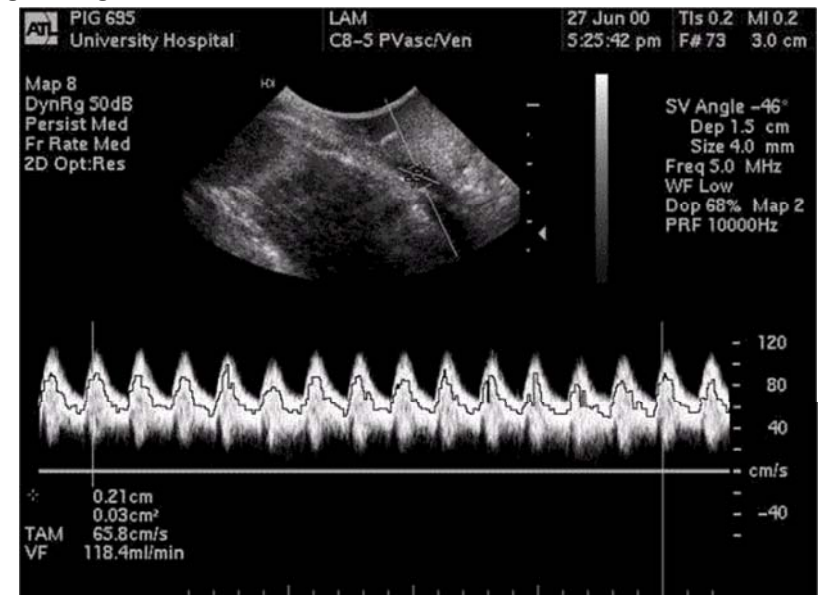


Strömung charakterisierbar  
bei allen Zeitpunkten  
mit einer  
Geschwindigkeitsverteilung

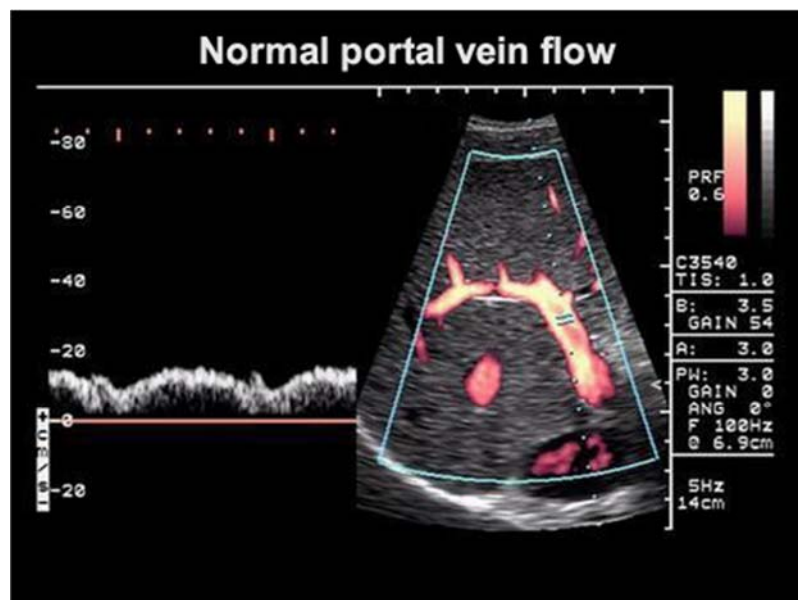


TM-Bild der Geschwindigkeitsverteilung

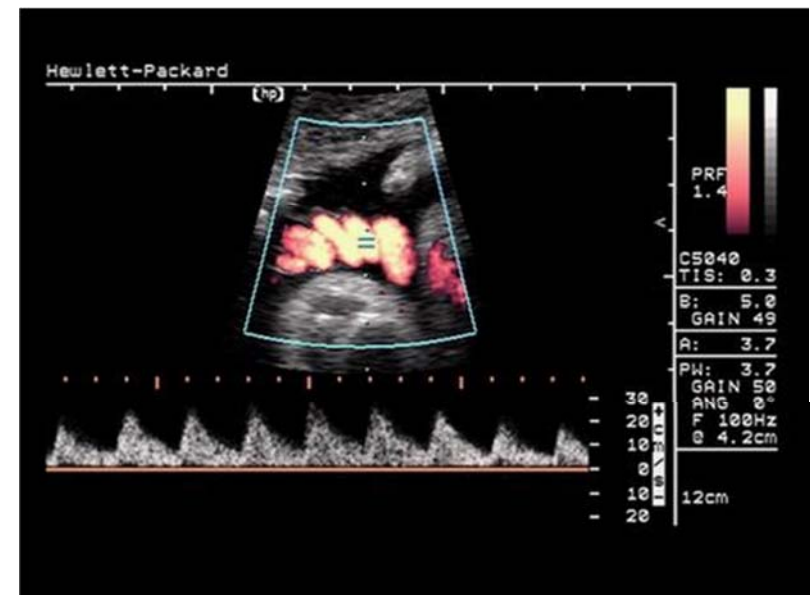
## Ergänzungsmaterial



## Ergänzungsmaterial

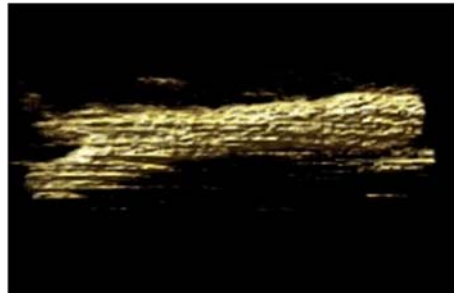


## Ergänzungsmaterial

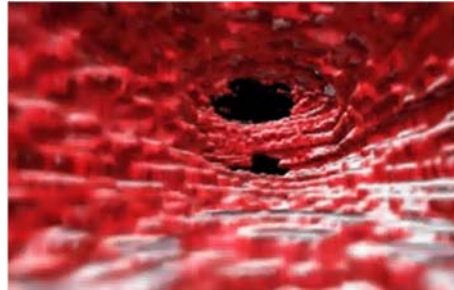
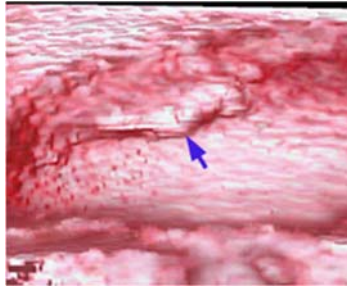


### 3D Rekonstruktion

Halsarterie



Harnblase



### Sicherheit

in der Diagnostik:

$$10 \text{ mW/cm}^2 = 100 \text{ W/m}^2$$

vgl. Schmerzgrenze:  $10 \text{ W/m}^2$

in der Therapie:  $1 \text{ W/cm}^2$

spatial average temporal average (SATA) intensity;  
spatial peak temporal peak (SPTP) intensity;  
spatial peak temporal average (SPTA) intensity;  
spatial peak pulse average (SPPA) intensity  
spatial average pulse average (SAPA) intensity

