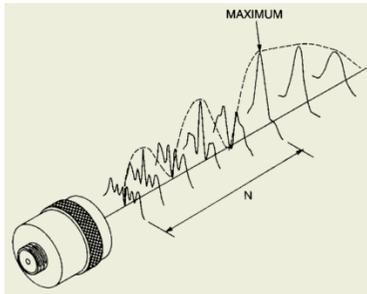
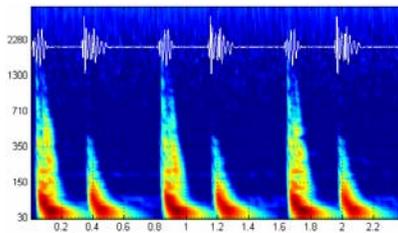


Physik der Sonographie



KAD 2019.03.20

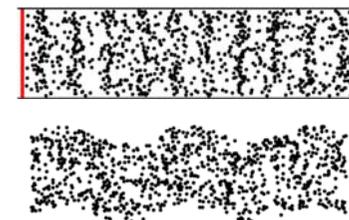
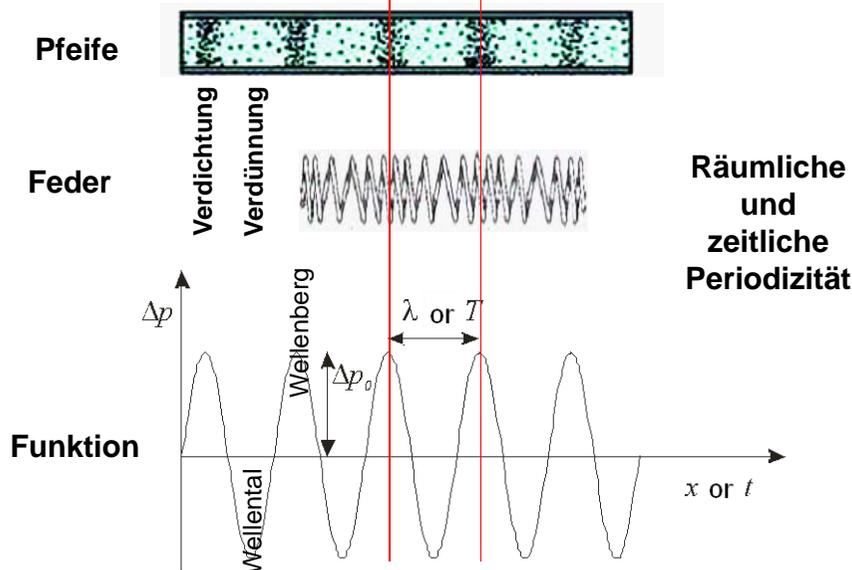


Frage in einer Kneipe: Wieviel Wein befindet sich in dem Fass? Ist es bis zum rand voll, halb gefüllt oder fast leer? Medizinische Frage: Wieviel Luft befindet sich in der Lunge?

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



Schall: mechanische Welle (Model)



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

Transversalwelle

hydrostatischer Druck + Druckveränderung, Schalldruck

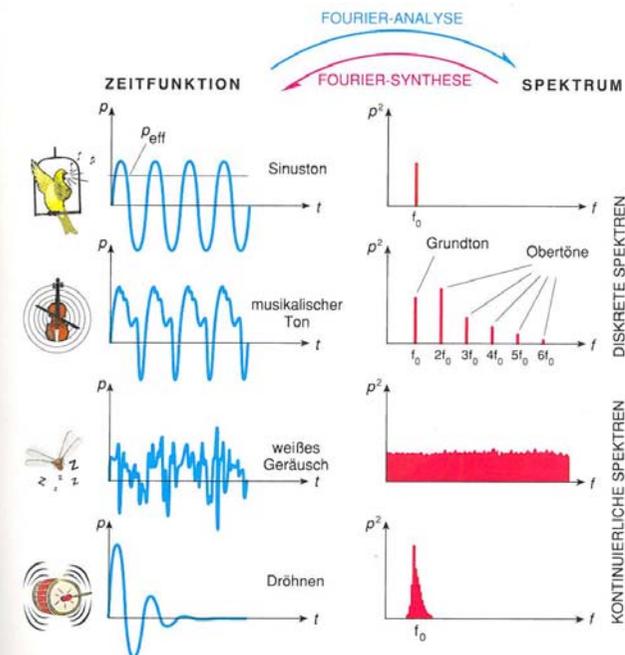
$$p_{\text{total}} = p_{\text{hydrostat}} + \Delta p$$

Druck DC + AC Amplitude Phase

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

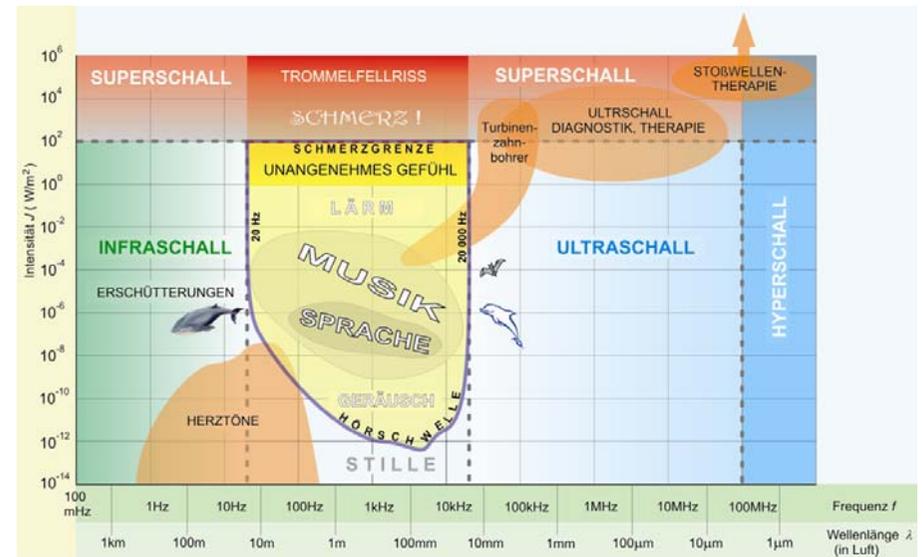


$$c \cdot T = \lambda, \quad c = f \cdot \lambda$$



Lehrbuch, Abb. IV.23.

Frequenz und Intensitätsbereiche der Schallwellen



Prakt.Buch, Audiometrie.

Die Rolle des elastischen Mediums

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

Kompressibilität,
 relative Volumen-
 vermindering geteilt durch Druck



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

Fortpflanzungsgeschwindigkeit

$$Z = \frac{\rho}{v} = \frac{\rho_{\max}}{v_{\max}}$$

akustische **Impedanz,**
 Wellenwiderstand
 (Definition)

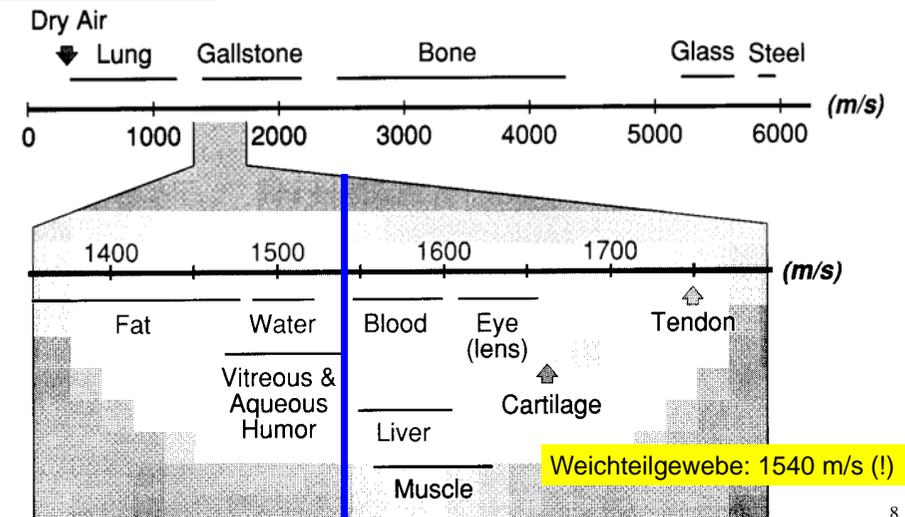
$$Z_{el} = \frac{U}{I}$$

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

akustische **Impedanz**
 (nützliche Form)



Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Ultraschalls in verschiedenen Medien (Organen, Geweben)



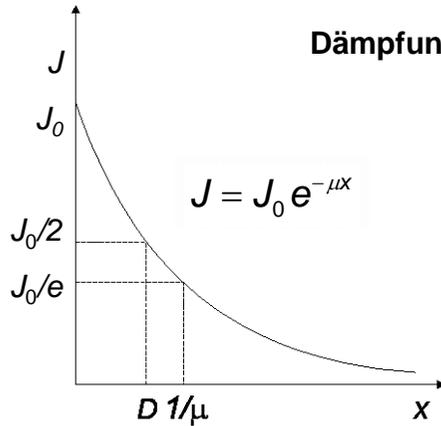
Intensität des Ultraschalls

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

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

Intensität = Energie-Strom Dichte elektrische Analogie

Energieverlust während der Fortpflanzung (Absorption)



$$J = J_0 e^{-\mu x}$$

Dämpfung: $\alpha = 10 \cdot \lg \frac{J_0}{J}$ dB
 $\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e$ dB

μ ist in dem diagnostischen Frequenzbereich proportional der Frequenz

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

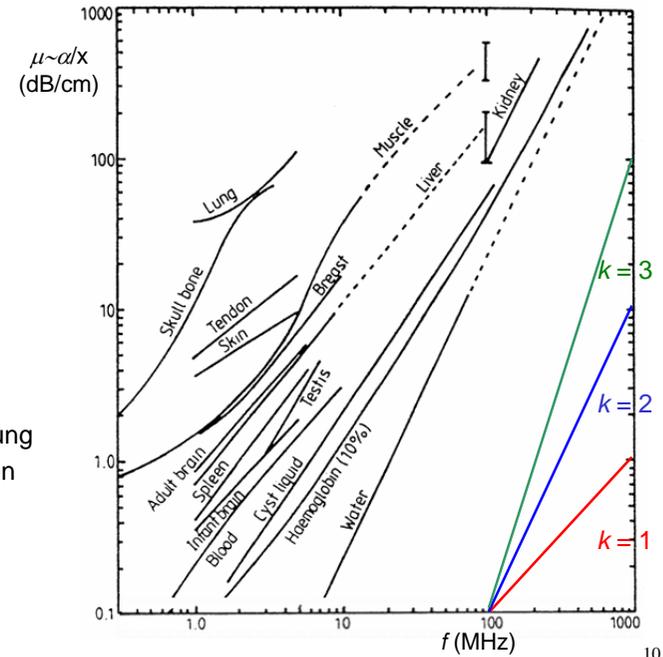
9

μ 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 Gewebemodell):

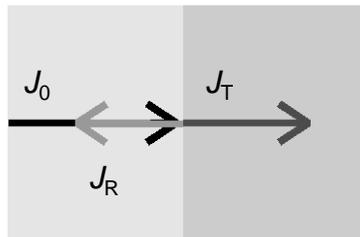
$$\frac{\alpha}{f x} \sim 1 \frac{\text{dB}}{\text{cm MHz}}$$



10

Erscheinungen an der Grenzflächen

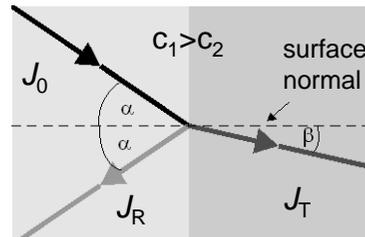
senkrechter Einfall



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

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:

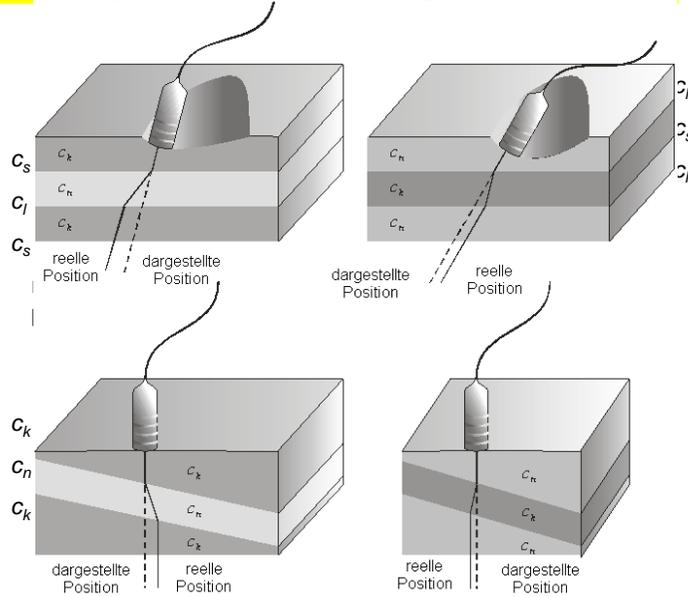
$$Z_{\text{Kopplungsm}} \approx \sqrt{Z_{\text{Quelle}} Z_{\text{Haut}}}$$



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

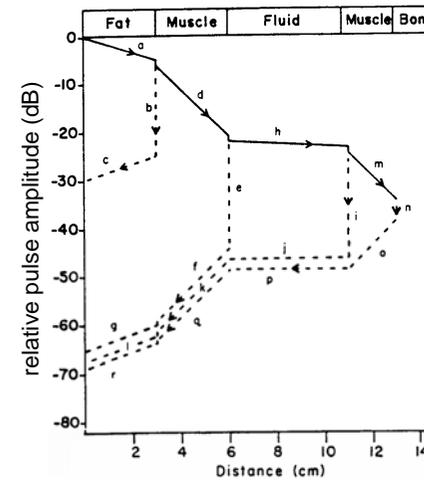
12

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

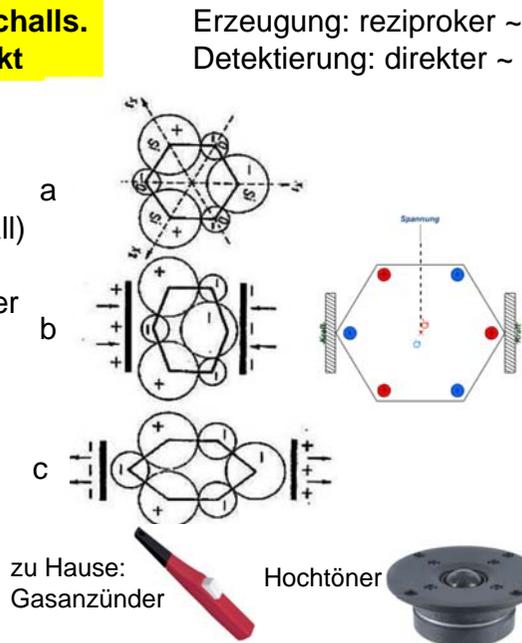
14

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.



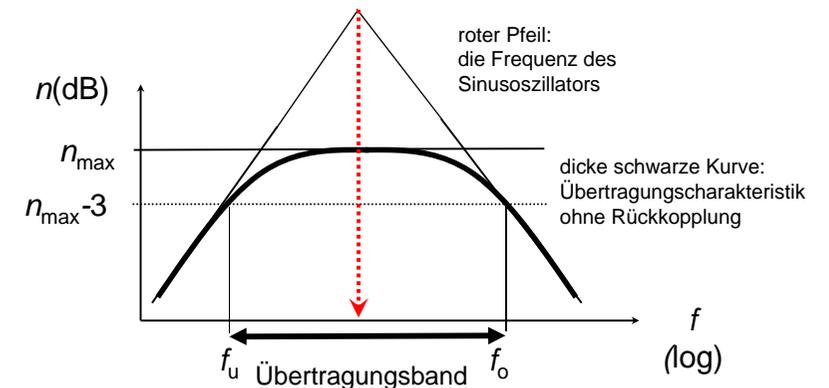
Erzeugung: reziproker ~
Detektierung: direkter ~

Elektrische Signalquelle: Sinusoszillator

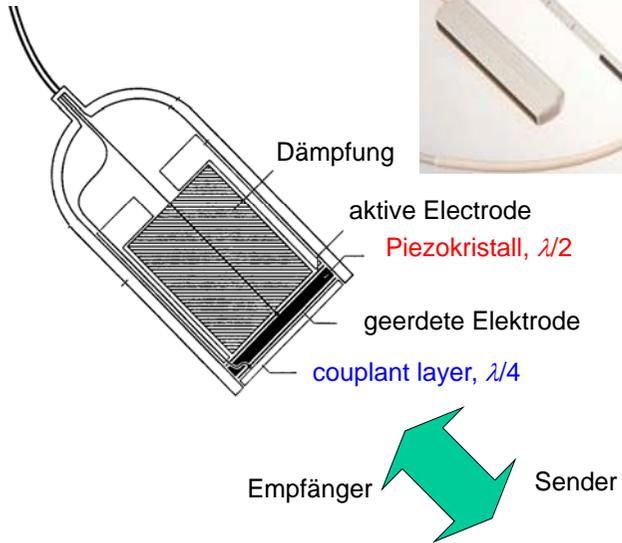
Mitkopplung (positiv
rückgekoppelter Verstärker)

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

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



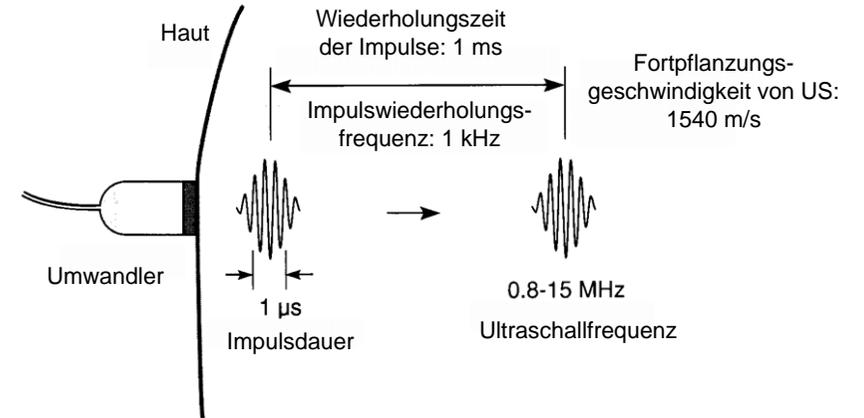
Aufbau des Ultraschall-Wandlers



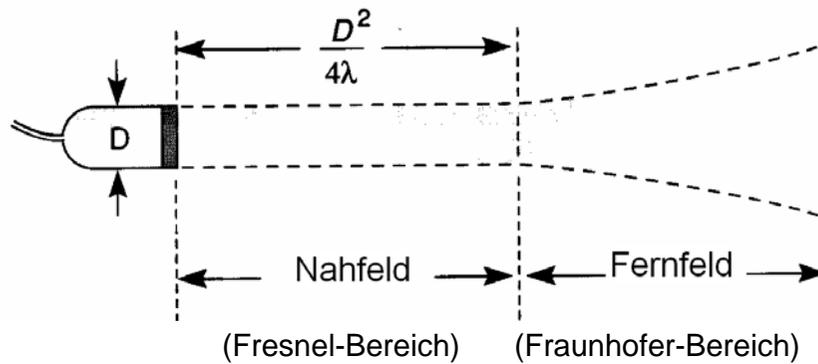
17

Charakteristiken der Ultraschall-Impulse

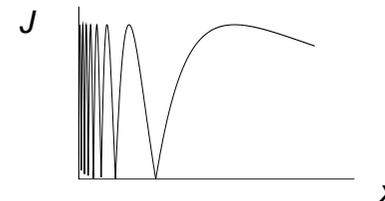
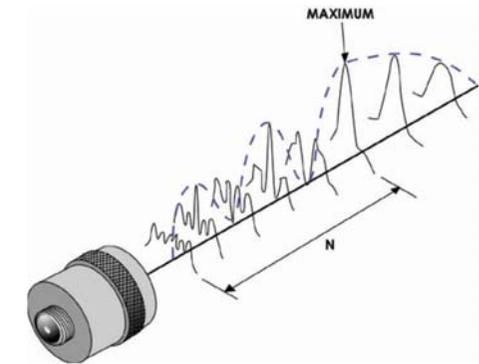
Transducer/Umwandler:
 Sender und Empfänger dieselbe Einheit
 zeitliche Trennung – anstatt der kontinuierlichen Welle nur
 Impulse



Bündelform des Ultraschalls (vereinfachtes Bild)

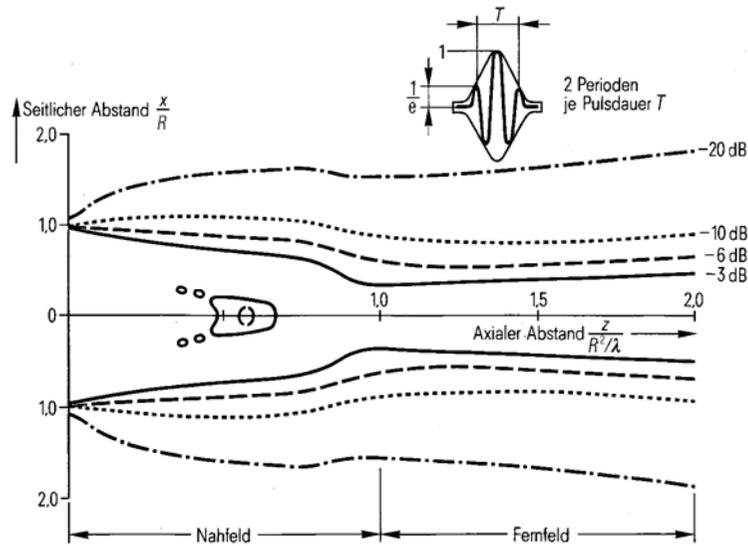


perspektives Bild des
 Ultraschall-Bündels



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 laterale Auflösungsgrenze
(in Richtung senkrecht zur
Strahlachse)
hängt von dem Durchmesser
des Ultraschallbündels.

Die Impulslänge ist umgekehrt
proportional zur Frequenz.

Übliche Werte

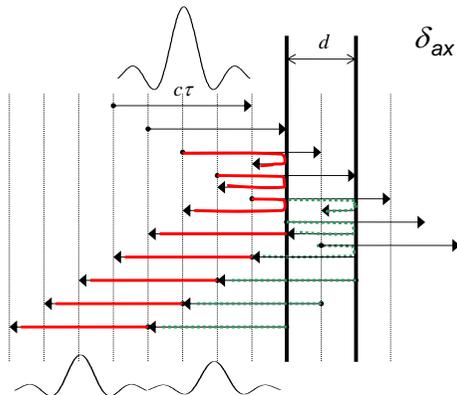
Frequenz (MHz):	2	15
Wellenlänge (in Muskulatur) (mm):	0.78	0.1
Eindringtiefe (einfach) (cm):	12	1.6
laterale Auflösungsgrenze (mm):	3.0	0.4
axiale Auflösungsgrenze (mm):	0.8	0.15

Axiale Auflösungsgrenze

τ : Impulsdauer

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

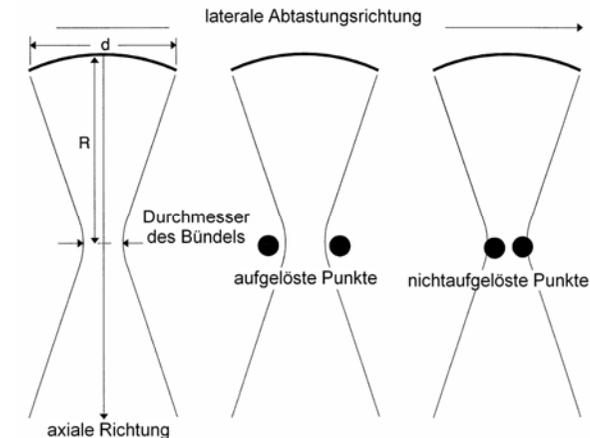
$\delta_{ax} = d = \frac{c \tau}{2}$ Auflösungsgrenze



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

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

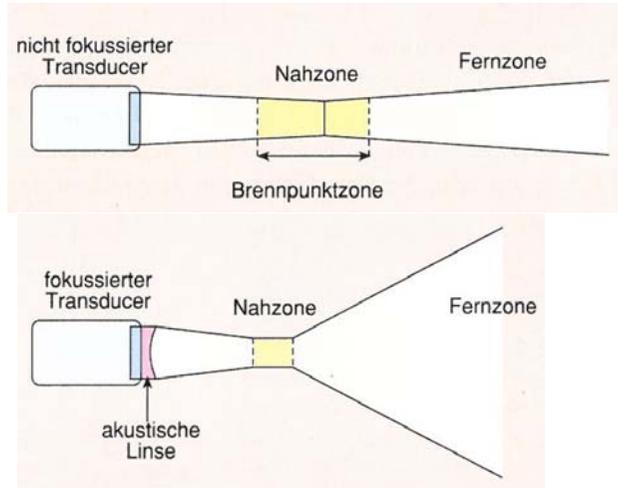
Laterale Auflösungsgrenze



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

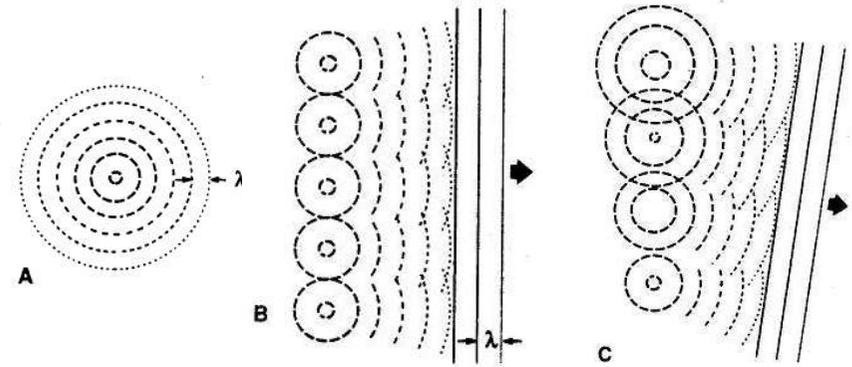
$f\# = f$ -Zahl: Verhältnis der
Brennweite und des
Durchmessers von Wandler

Fokussierung



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

Huygens Prinzip



Elektronische Fokussierung beim Senden

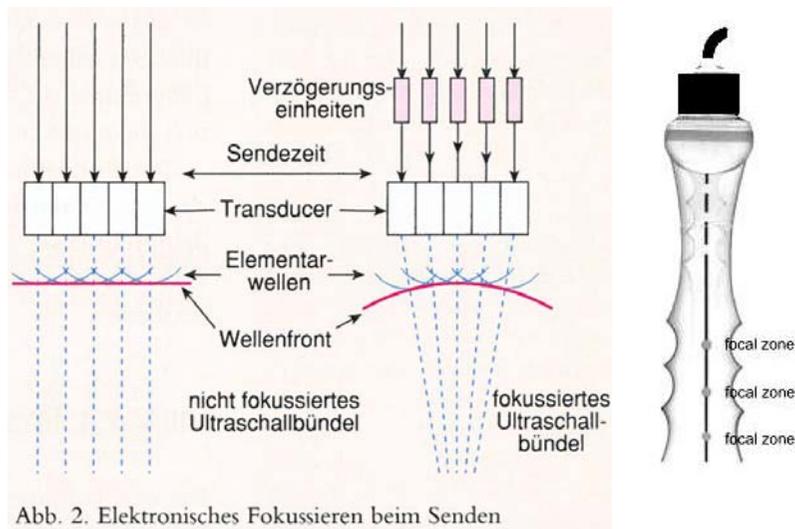


Abb. 2. Elektronisches Fokussieren beim Senden

Elektronische Abtastprinzipien

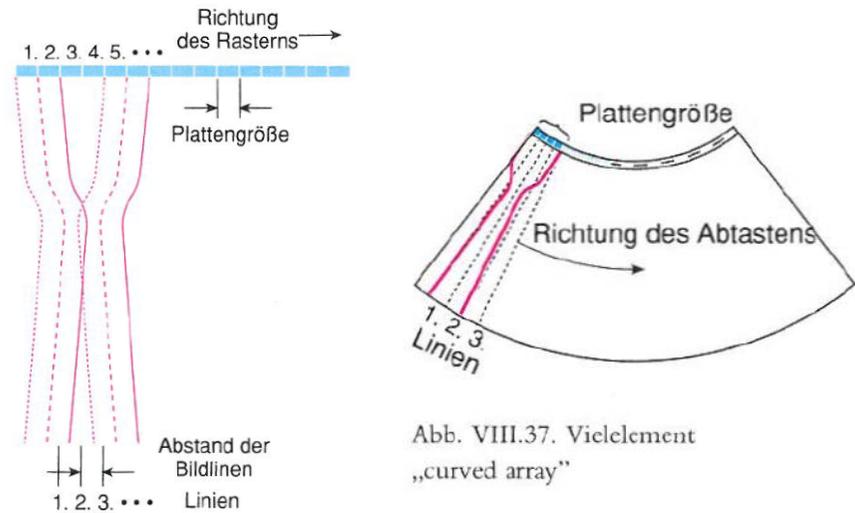
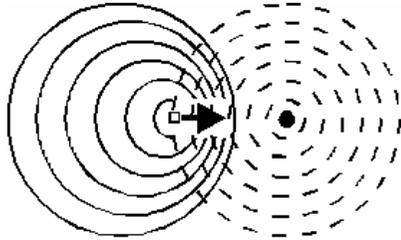
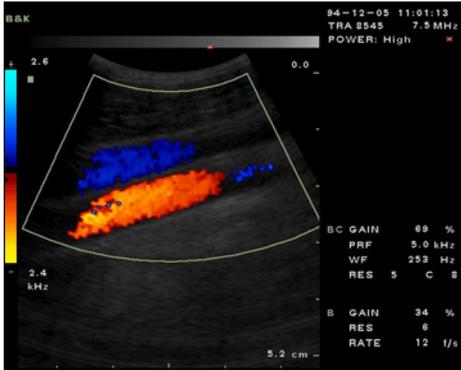


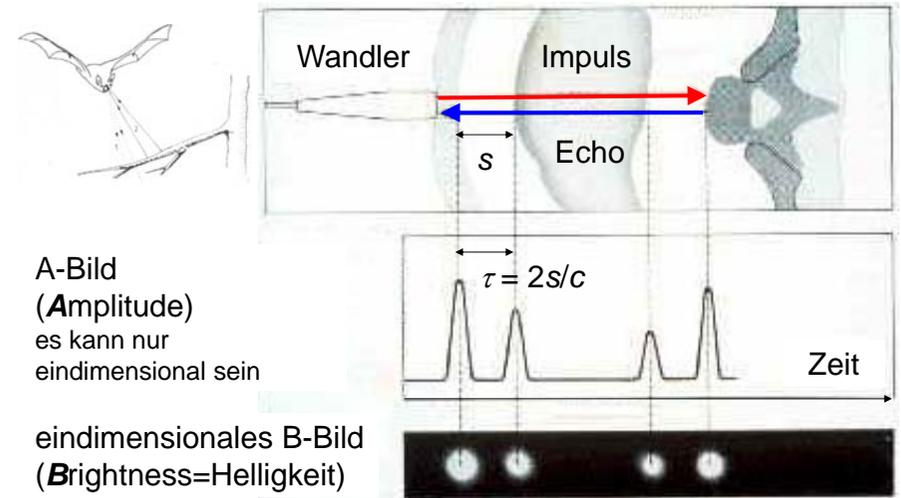
Abb. VIII.36. Vielelement „linear array“

Abb. VIII.37. Vielelement „curved array“

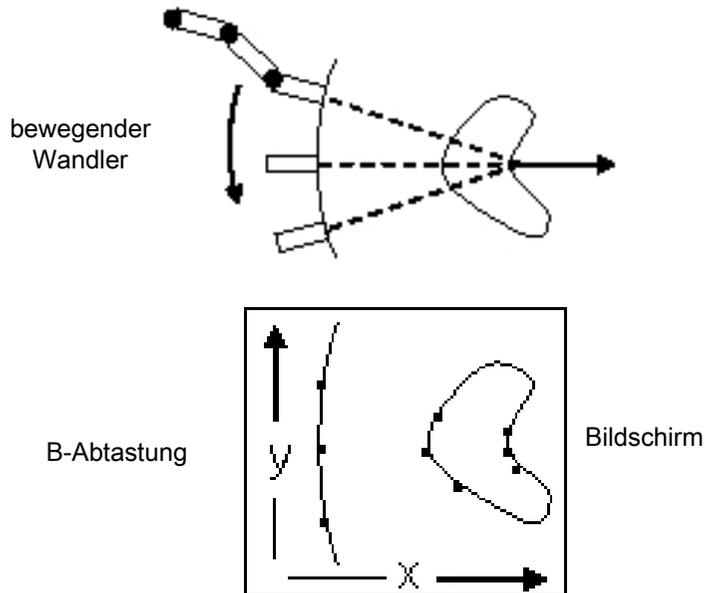
Sonographie, A-, B- und M-Bilder. Doppler-Methode



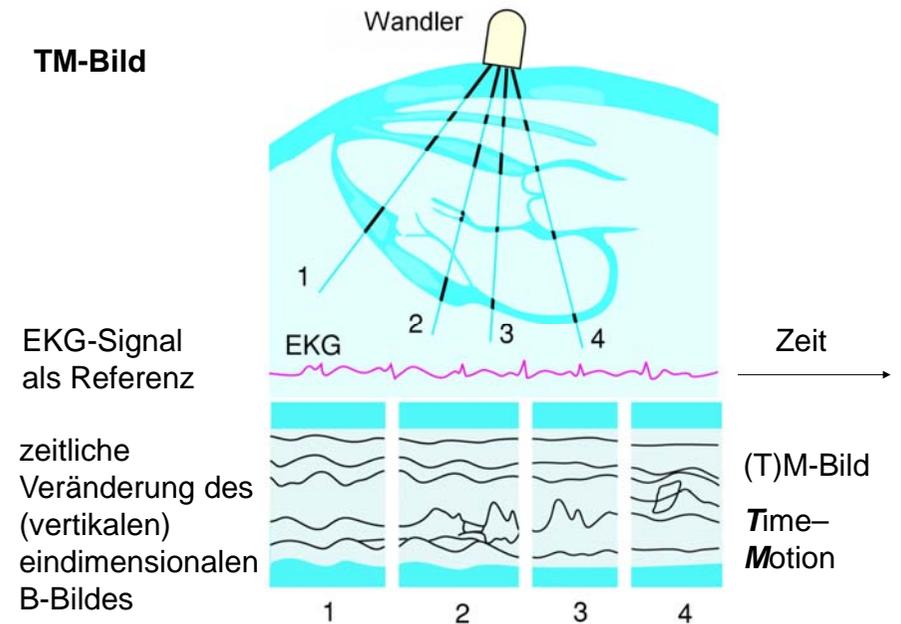
Echo-Prinzip, US-Bilder



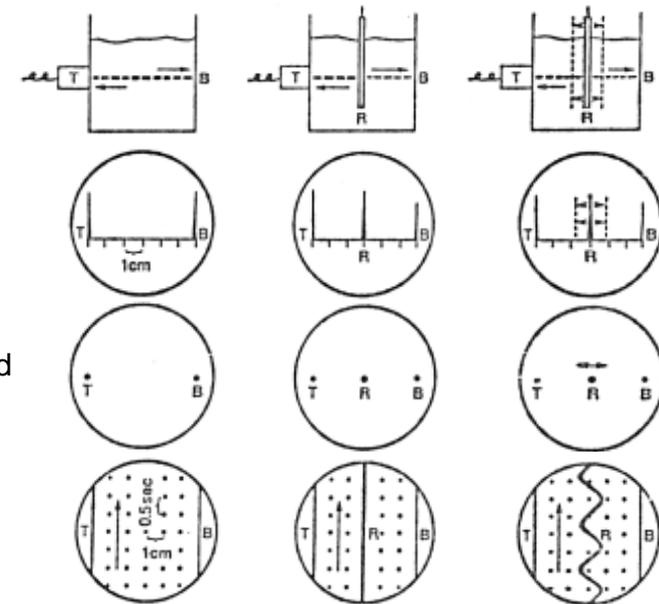
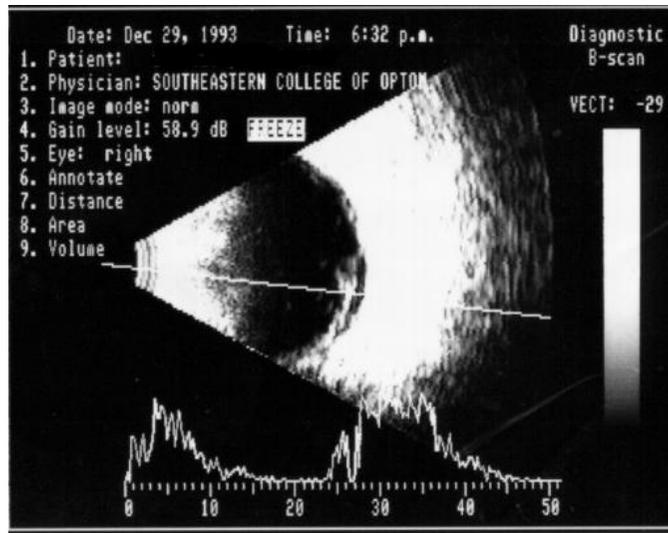
Zweidimensionales B-Bild



TM-Bild



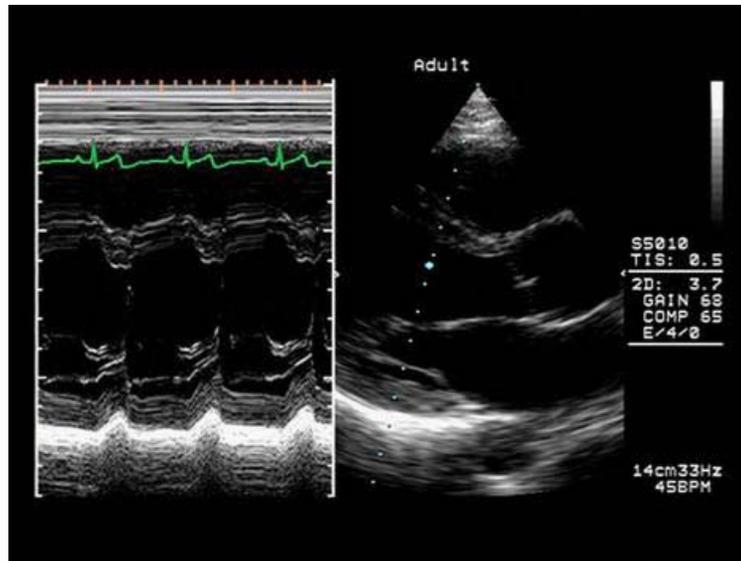
Zweidimensionales B-Bild und A-Bild (ophtamologische Anwendung)



TM-Bild

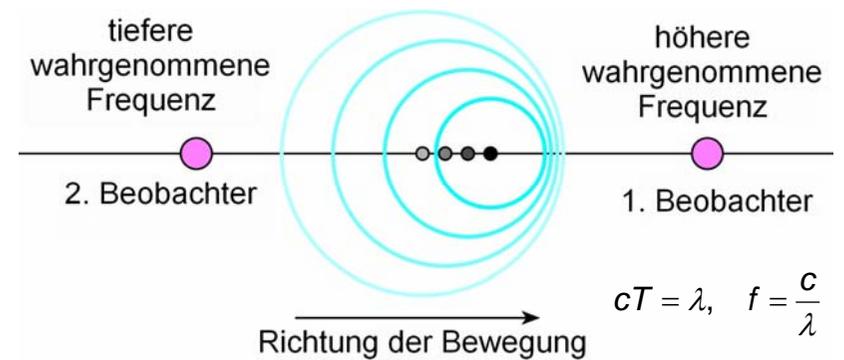
Echokardiographie

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)

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

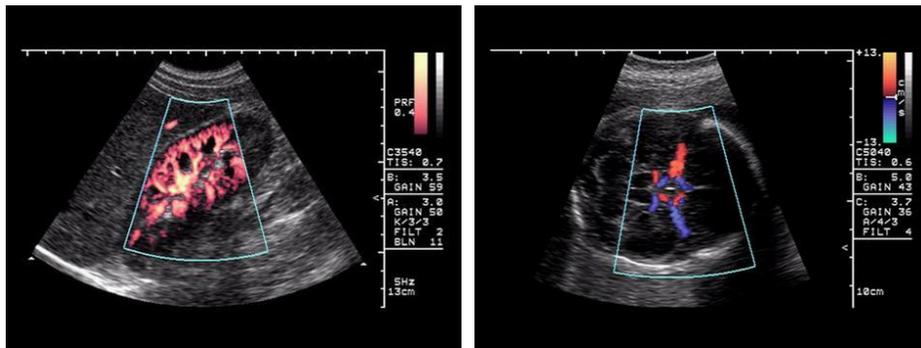
Umformung von (d)
 die Doppler-Frequenzverschiebung
 (Doppler-Frequenz, f_D)

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

wenn v und c sind nichtparallele, 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

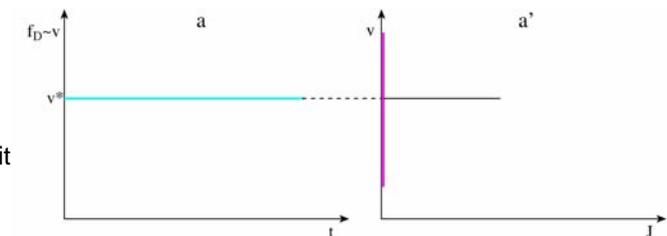


BART: Blue Away Red Towards

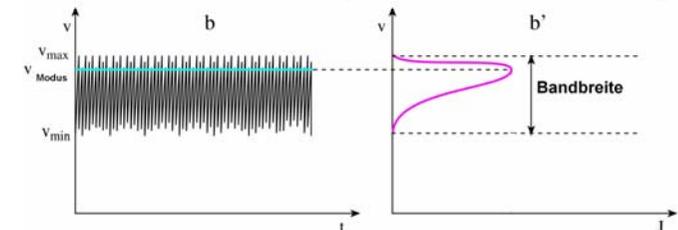
Ergänzungsmaterial

Doppler-Kurven

eine konstante Geschwindigkeit (v^*)



eine Geschwindigkeitsverteilung



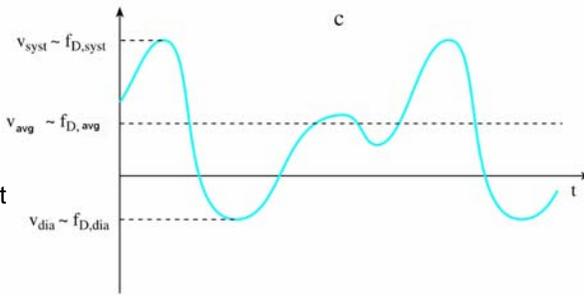
TM-Bild der Geschwindigkeitsverteilung

Verteilungsfunktion bei einer bestimmten Zeit

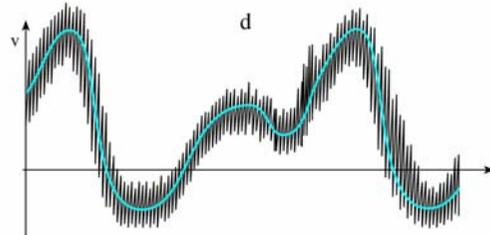
Ergänzungsmaterial

Doppler-Kurven

Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeit

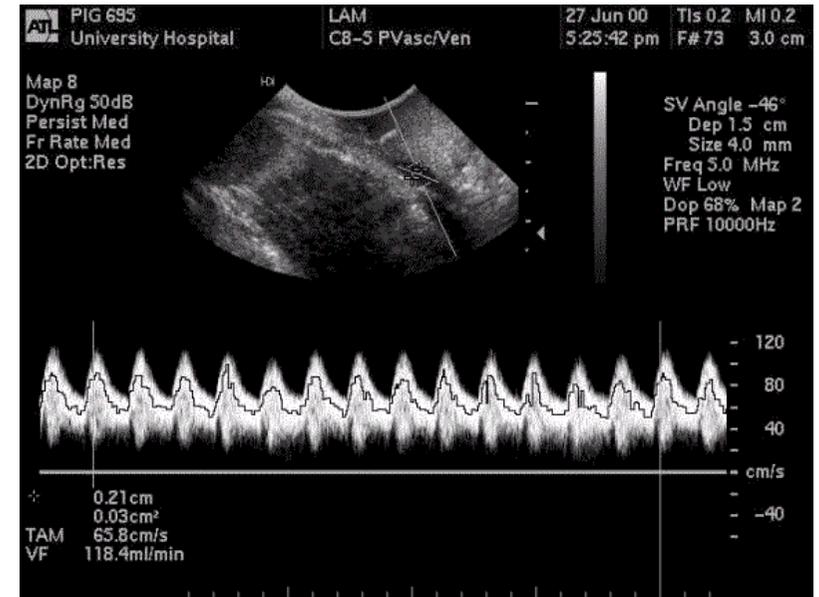


Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeitsverteilung

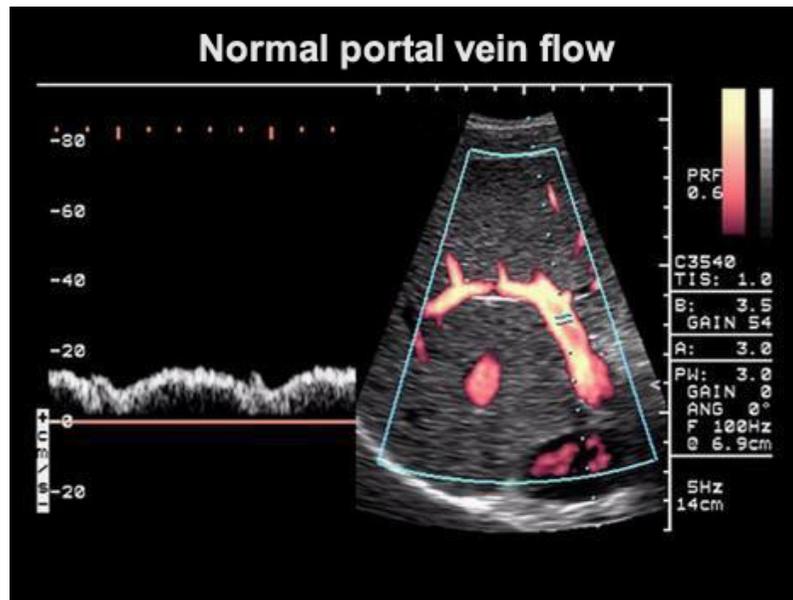


TM-Bild der Geschwindigkeitsverteilung

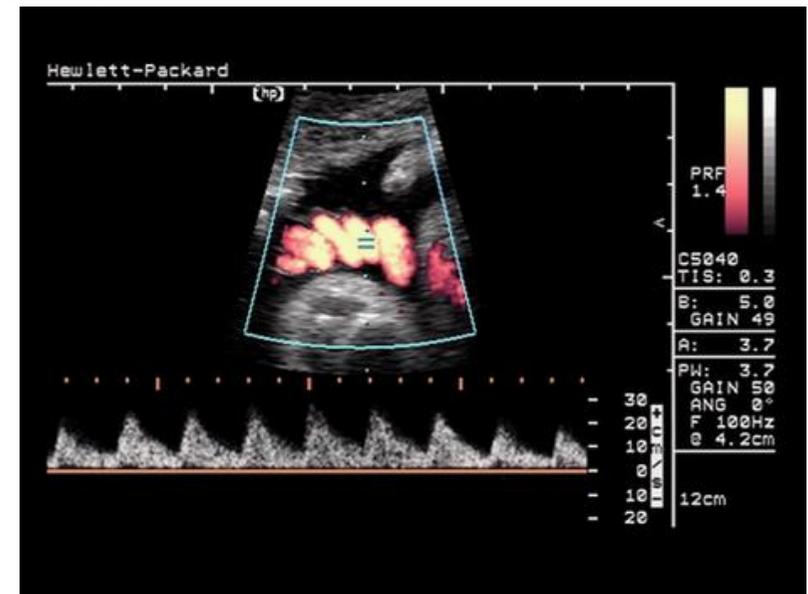
Ergänzungsmaterial



Ergänzungsmaterial

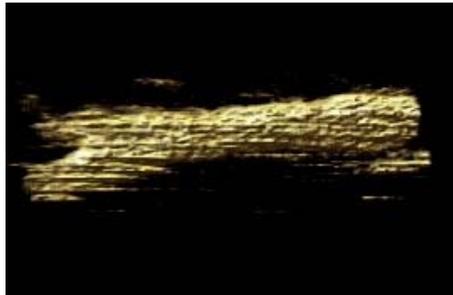


Ergänzungsmaterial

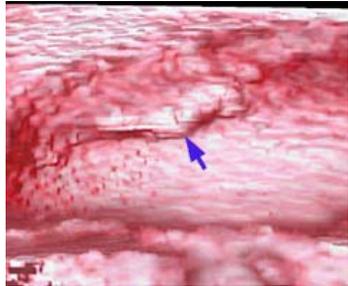


3D Rekonstruktion

Halsarterie



Harnblase



Sicherheit

in der Diagnostik:

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

vgl. Schmerzgrenze: 10 W/m^2

in der Therapie: 1 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

