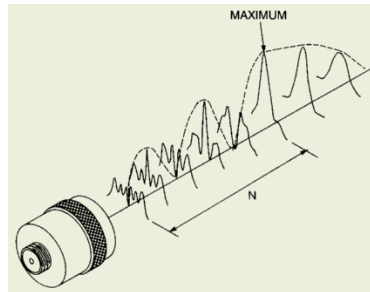
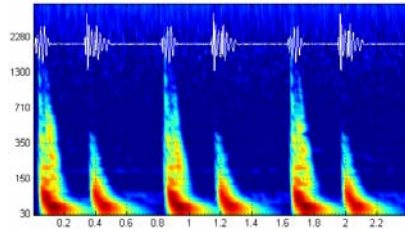


Physik der Ultrasonographie



KAD 2014.02.27

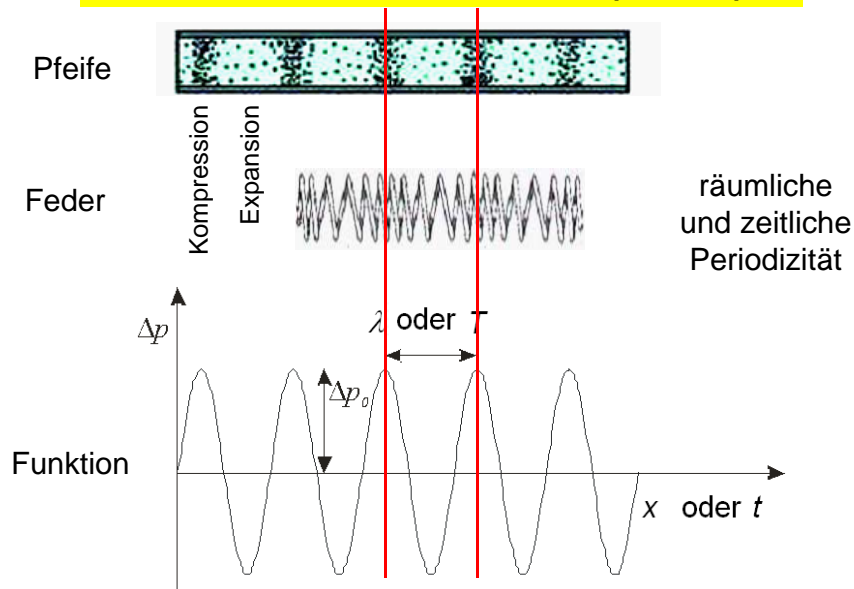


Frage in einer Kneipe: Wieviel Wein befindet sich in dem Fass? Ist es bis zum Rand voll, halb gefüllt oder fast leer? Medizinische Frage: Wieviel Luft befindet sich in der Lunge?

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



Schall: mechanische Welle (Modell)



Longitudinalwelle
(in der Flüssigkeit und in Gase nur diese)



Transversalwelle

hydrostatischer Druck + Druckveränderung, Schalldruck

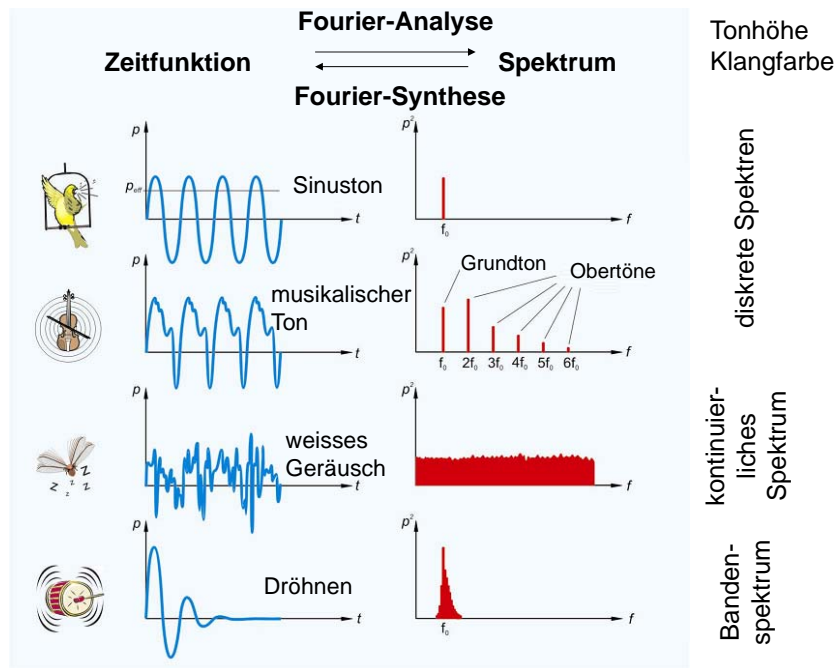
$$p_{\text{gesamt}} = p_{\text{hydrostat}} + \Delta p$$

Druck DC + AC Amplitude Phase

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

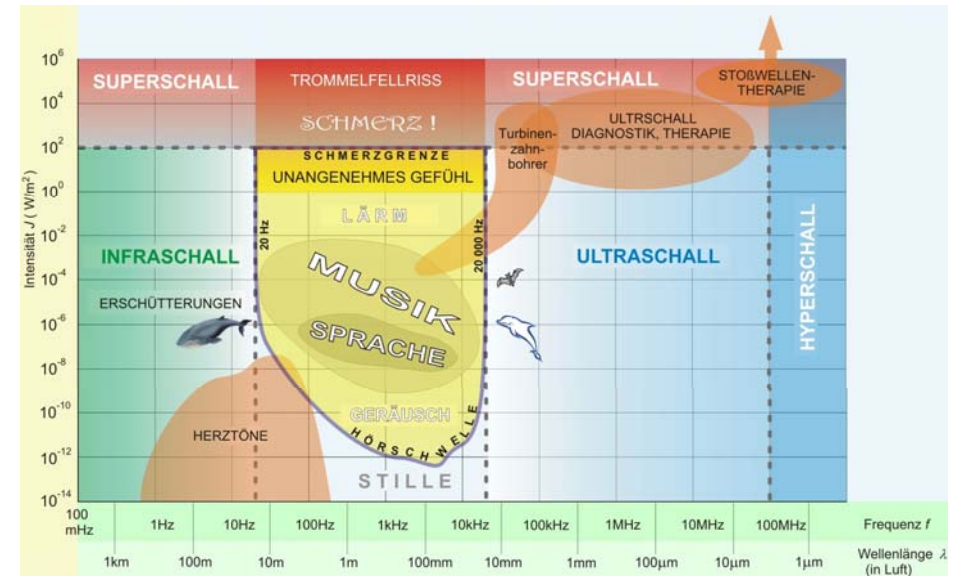
$$c \cdot T = \lambda, \quad c = f \cdot \lambda$$





5

Intensität und Frequenzbereiche der mechanischen Welle



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)

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

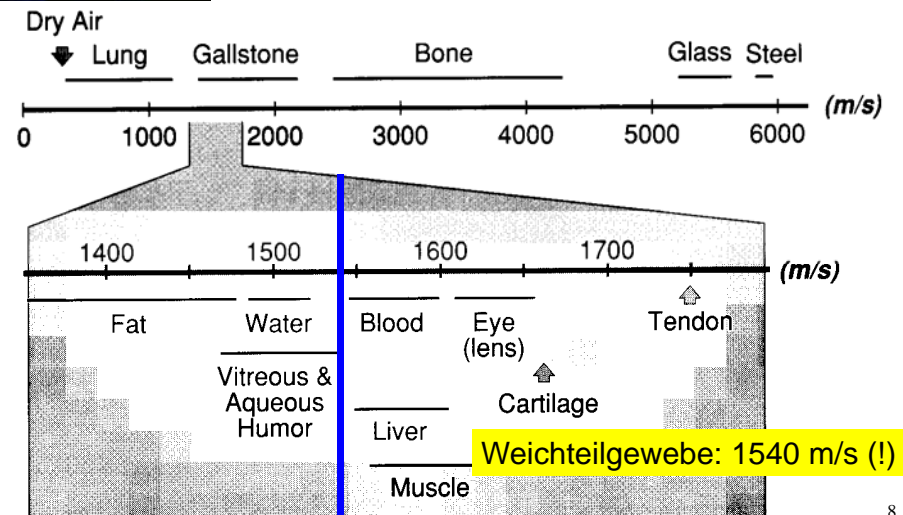
$$Z = c\rho = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}$$

akustische Impedanz
(nützliche Form)



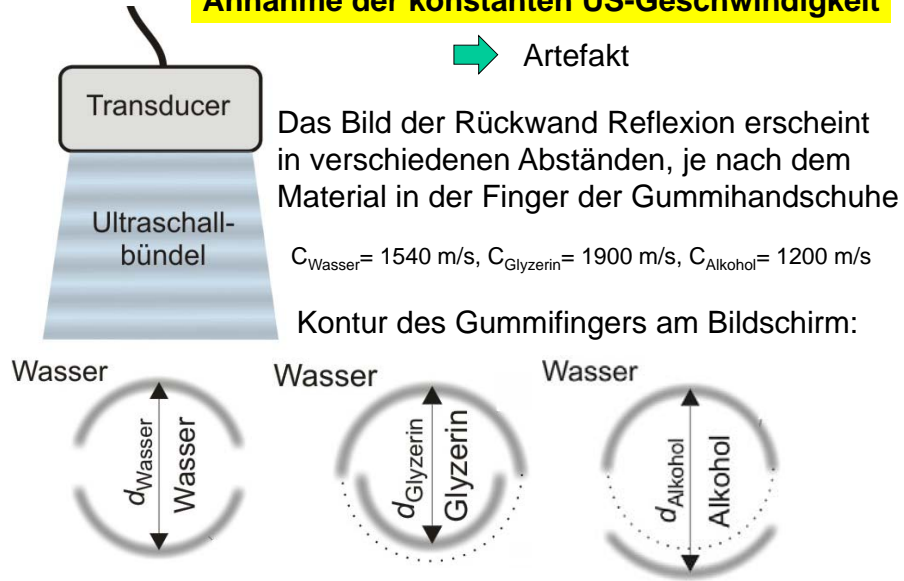
7

Fortpflanzungsgeschwindigkeit des US in verschiedenen Medien (Organen, Geweben)



8

Annahme der konstanten US-Geschwindigkeit



Praktikum, US, Abb.15

9

Intensität des Ultraschalls

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

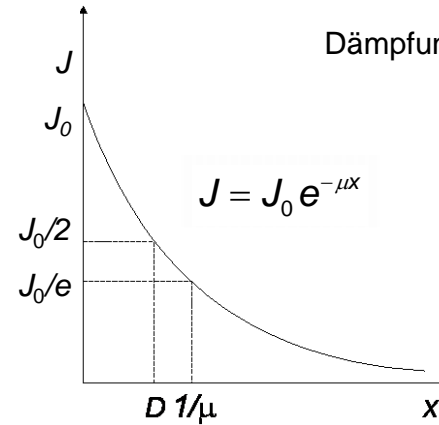
$$P_{el} = \frac{1}{Z_{el}} U_{eff}^2$$

Intensität =

Energie-Strom Stärke

elektrische Analogie

Energieverlust während der Fortpflanzung (Absorption)



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

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

μ ist in dem
diagnostischen
Frequenzbereich
proportional der Frequenz

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

μ ist in dem diagnostischen Frequenzbereich proportional der Frequenz

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

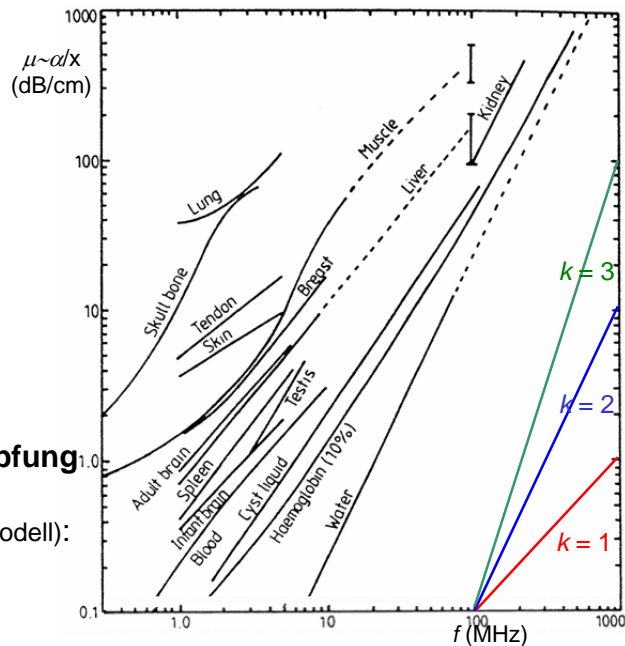
$$\log \mu \sim k \log f$$

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

spezifische Dämpfung
for soft tissues

(homogen Gewebe-Modell):

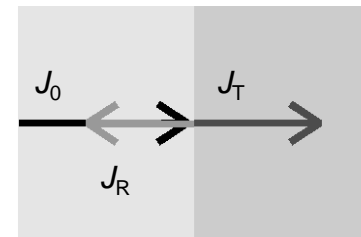
$$\frac{\alpha}{f \times} \sim 1 \frac{\text{dB}}{\text{cm MHz}}$$



11

Erscheinungen an der Grenzflächen

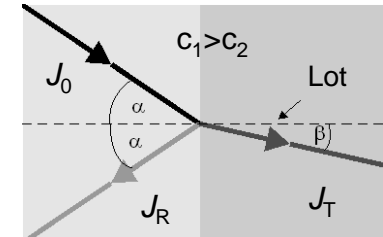
senkrechter Einfall



$$J_0 = J_R + J_T$$

Reflexion und Transmission

schräger Einfall



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

Snellius-Descartes

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:

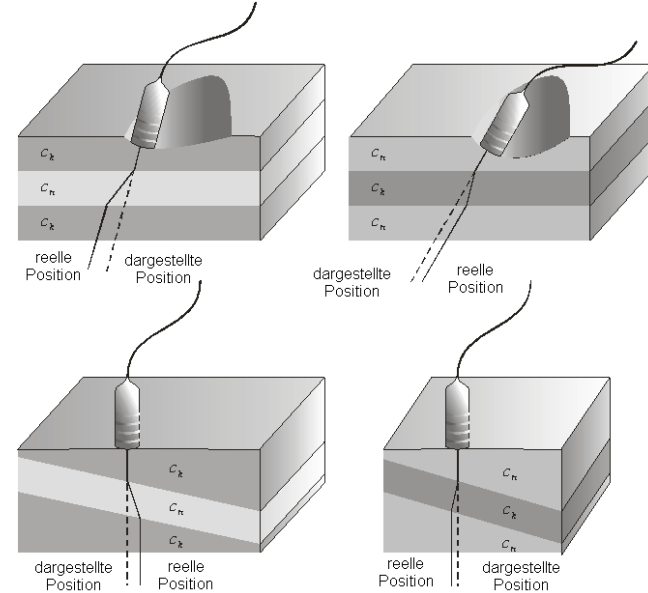
$$Z_{\text{Kopplungsm}} \approx \sqrt{Z_{\text{Quelle}} Z_{\text{Haut}}}$$



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

13

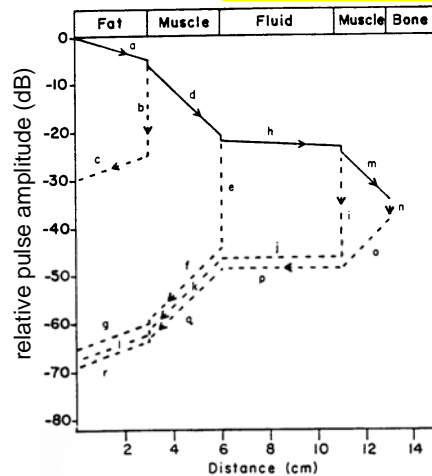
Schräger Einfall bzw. schräge Grenzfläche



Lehrbuch Abb. S.140

14

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

15

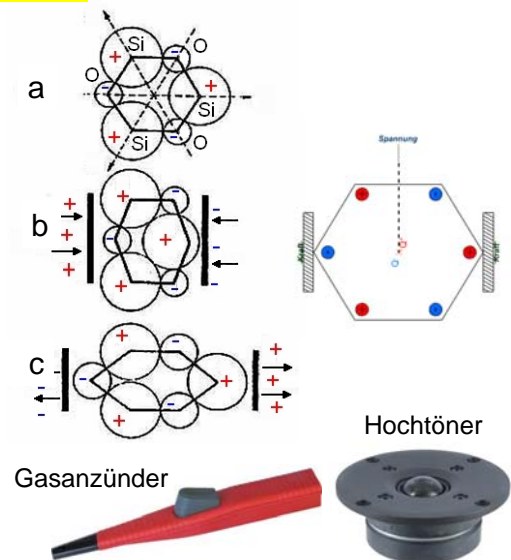
Erzeugung des Ultraschalls. Piezoelektrischer Effekt

Erzeugung von US: reziproker ~
Detektierung 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.

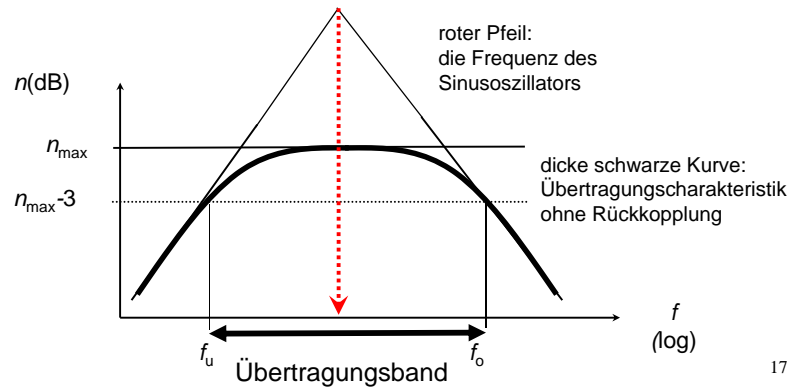


Elektrische Signalquelle: Sinusoszillator

Mitkopplung (positiv rückgekoppelter Verstärker)

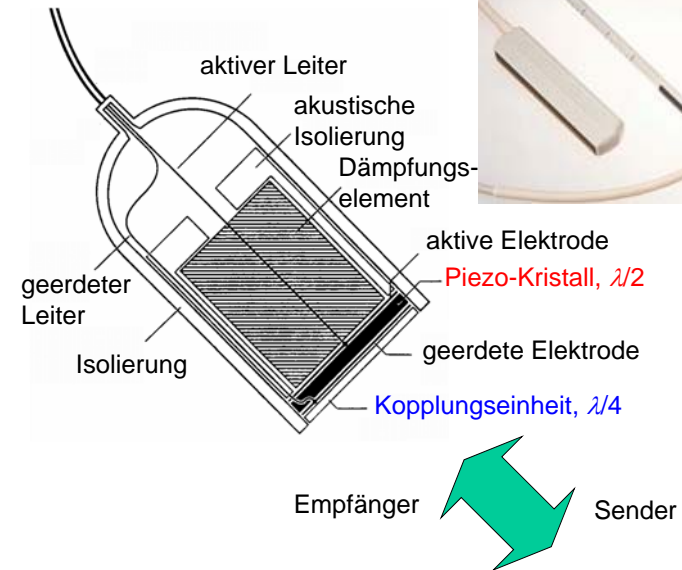
$$A_{U, \text{Rückkopplung}} = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

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



17

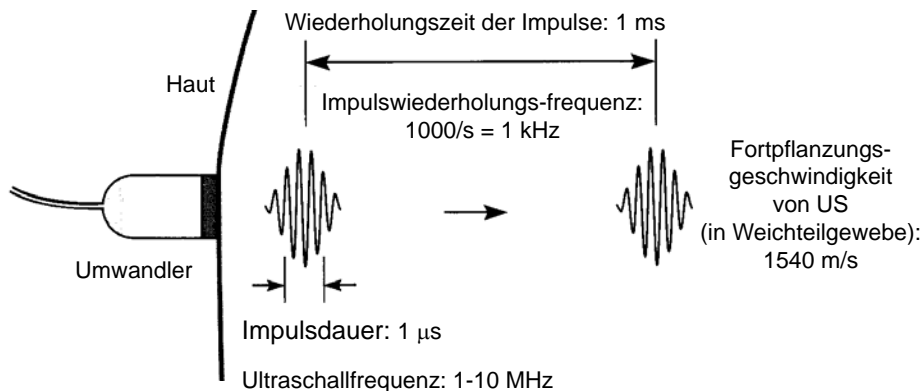
Ultraschall-Wandler



18

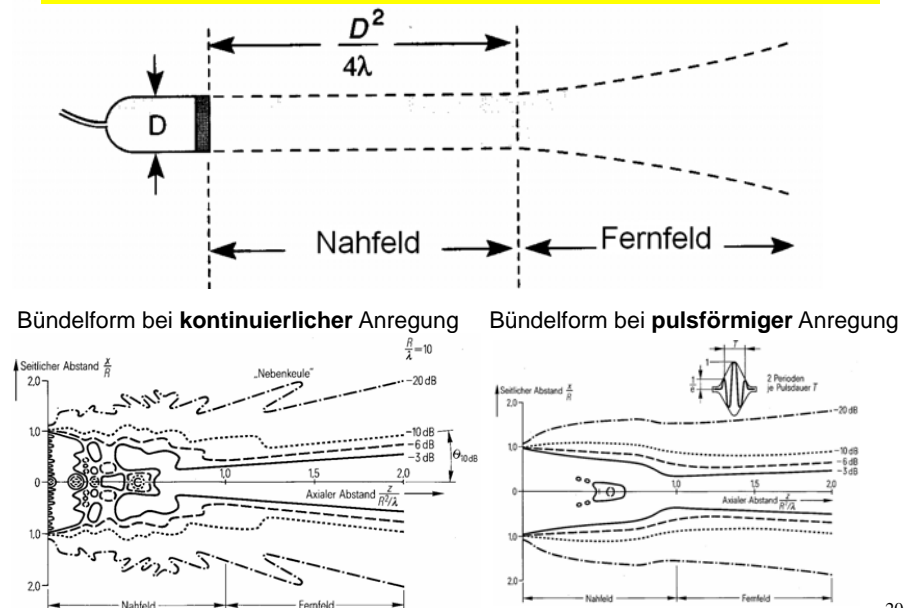
Charakteristiken der Ultraschall-Impulse

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

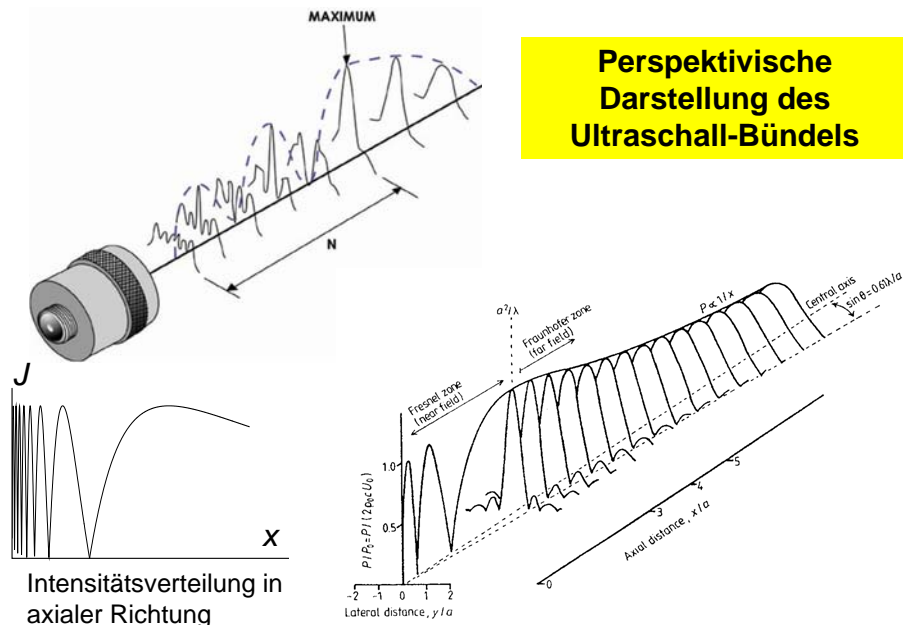


19

Bündelform des Ultraschalls (vereinfachtes Bild)



20



vgl. Lehrbuch Abb. S.500

21

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

22

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

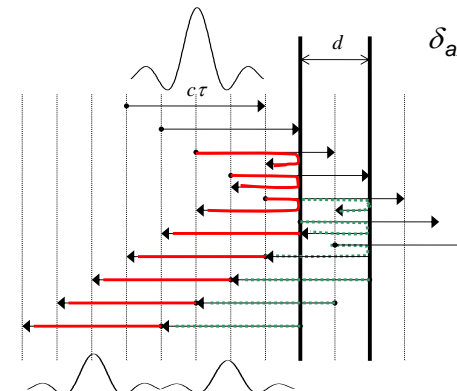
23

Axiale Auflösungsgrenze

τ : Impulsdauer

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

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

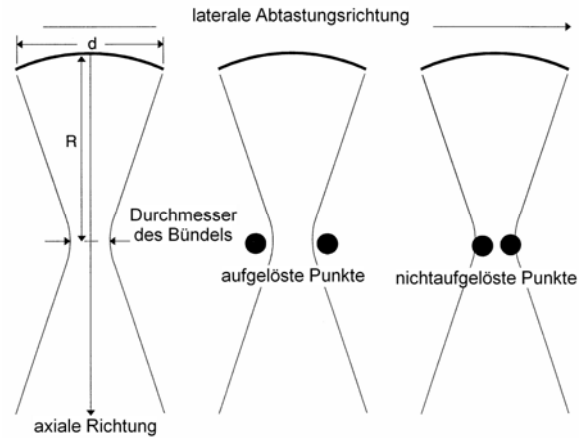


Die Auflösungsgrenze ist gleich der Hälfte der Impulslänge, weil es keine Überlappung der Echosignale (roter Pfeil und grüner Pfeil) gibt.

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

24

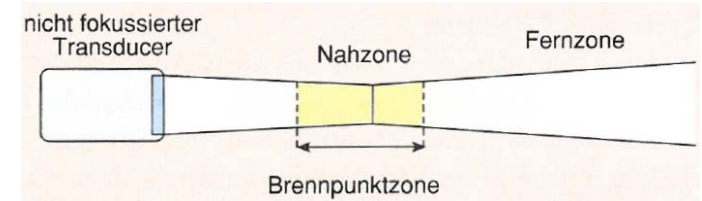
Laterale Auflösungsgrenze



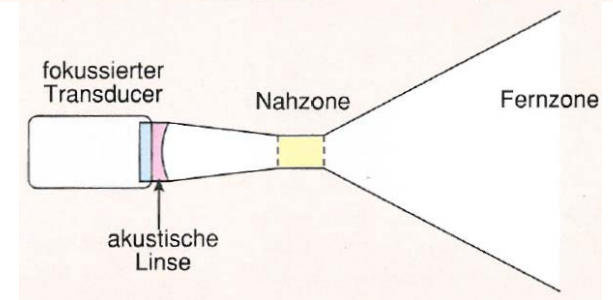
$$\delta_{\text{lat}} \sim \frac{R}{d} \cdot \lambda = f\# \cdot \lambda$$

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

25



Fokussieren

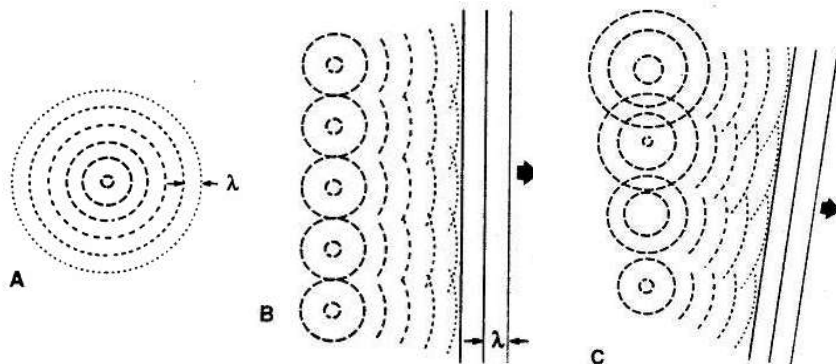


Vorteil: die laterale Auflösung verbessert sich
Nachteil: die Divergenz des Bündels im Fernfeld vergrößert sich und die **Schärfentiefe** verschlechtert sich

26

Lehrbuch Abb. S.501

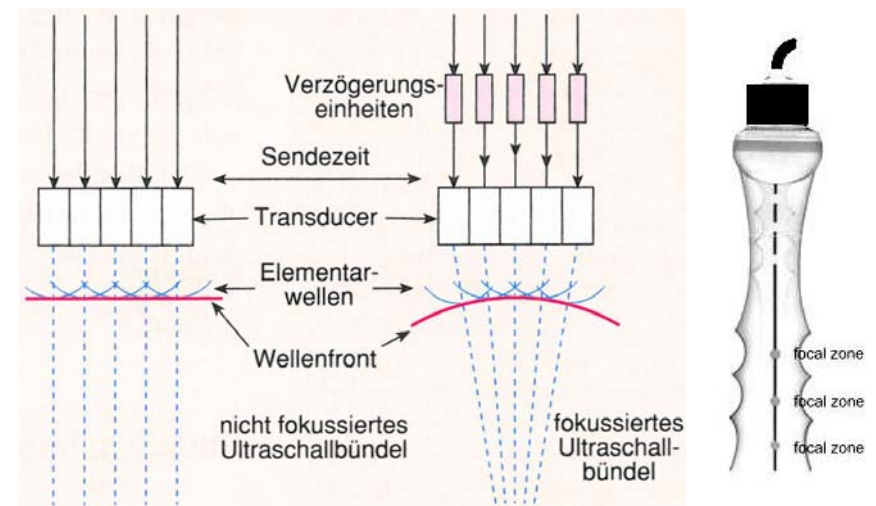
Huygens Prinzip



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

27

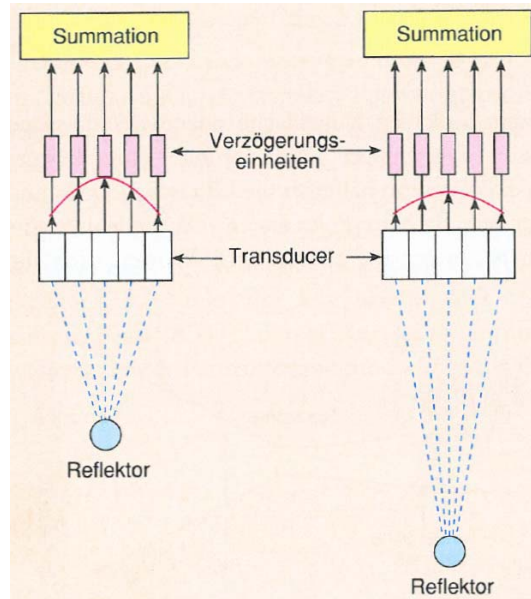
Elektronisches Fokussieren beim Senden



Lehrbuch Abb. S.501

28

Elektronisches Fokussieren beim Detektieren



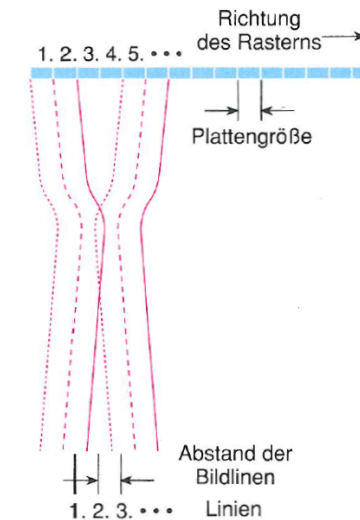
Lehrbuch Abb. S.502

29

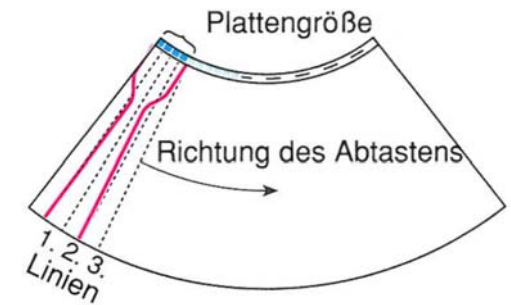
Elektronische Abtastprinzipien

Vielelement „linear array“

Vielelement „curved array“



vgl. Lehrbuch Abb. VIII. 36-37

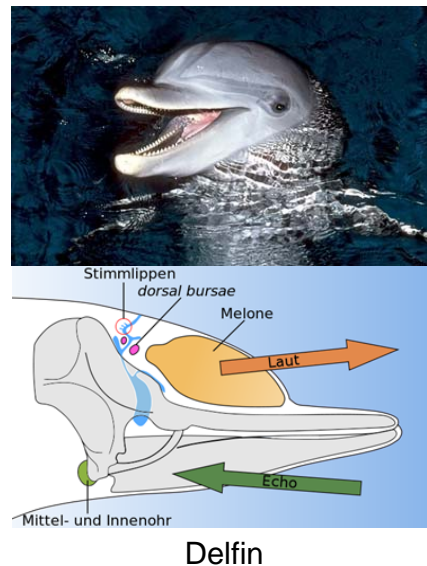
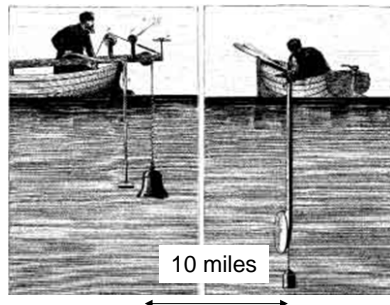


30

Echo-Prinzip

1794 Spallanzani:
Echoortung von Fledermäusen

1822 Colladen:
Schallgeschwindigkeit in Wasser
(im Genfer See)

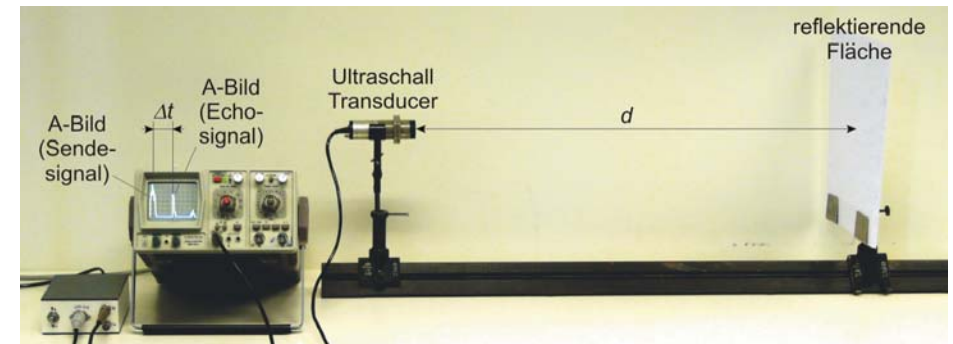


Delfin

31

Echo-Prinzip

kurze Ultraschallimpulse werden mit einem Speziellschallkopf durch die Luft zu einer reflektierenden Fläche geschickt, dann das Echo mit demselben Ultraschallkopf registriert



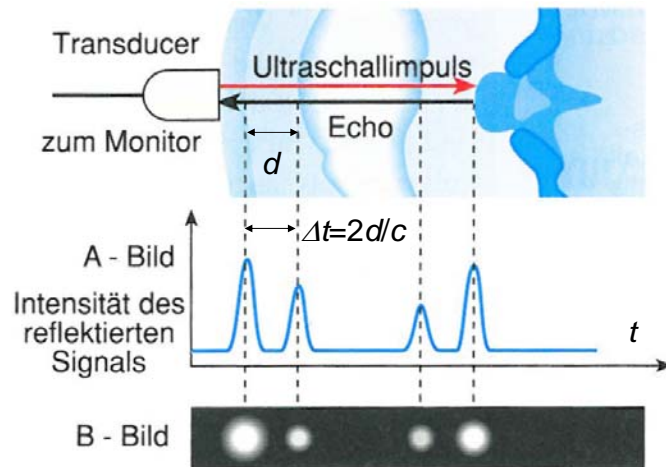
$$c\Delta t = d + d = 2d$$

US Praktikum, Abb.13

32



Echo-Prinzip, US-Bilder

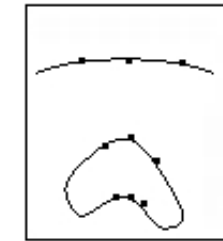
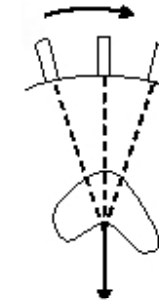


Amplitude
nur
eindimensional

Brightness=
= Helligkeit

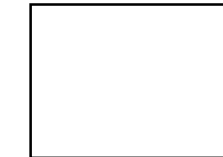
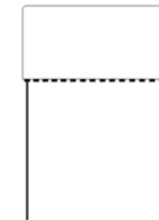
2-dimensionales B-Bild

bewegender
Wandler

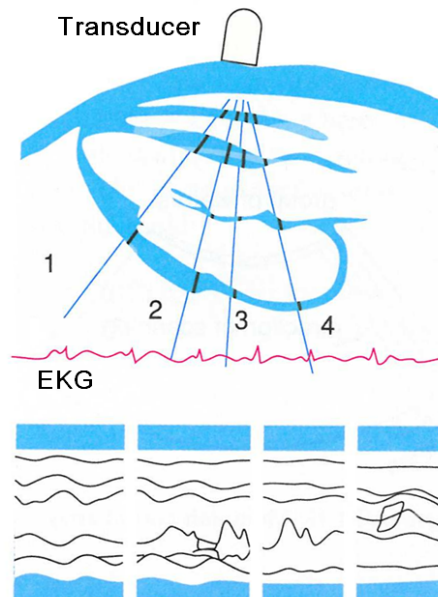


B-Abtastung

Bildschirm



TM-Bild



EKG-Signal
als Referenz

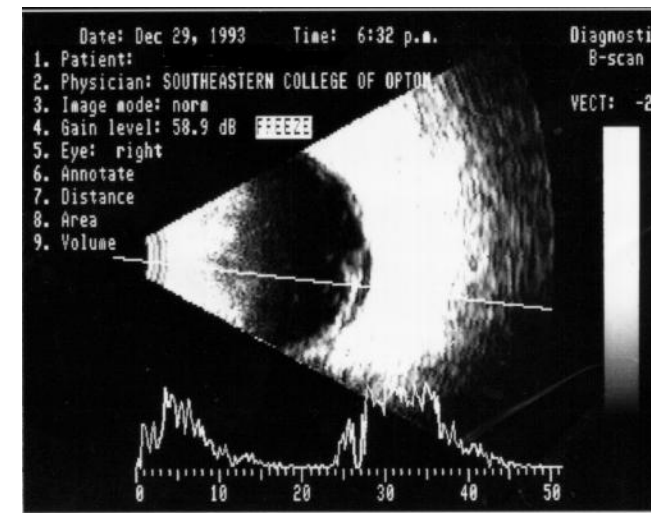
zeitliche
Veränderung des
(hier: vertikalen)
eindimensionalen
B-Bildes

Zeit

(T)M-Bild

Time-
Motion

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



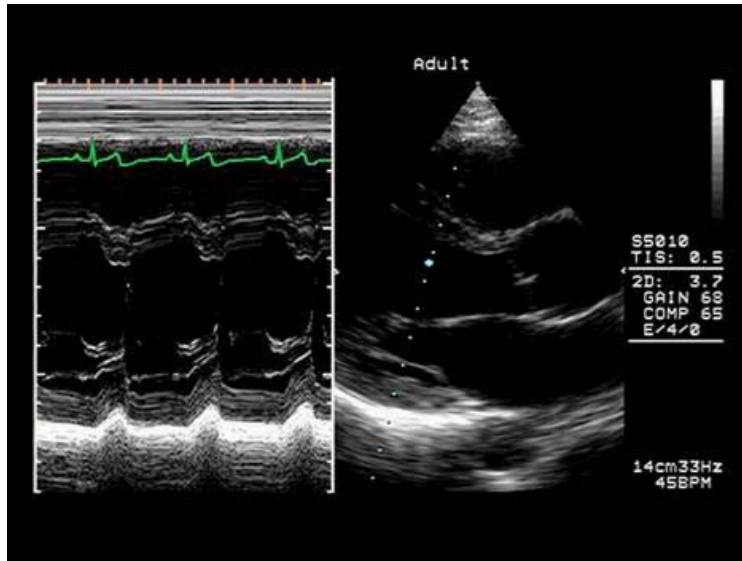
reelle Schall-
geschwindigkeiten
um eine präzise
Abstandsmessung:

Hornhaut:
1641 m/s

vordere
Augenkammer:
1532 m/s

Linse: 1641 m/s

Glaskörper:
1532 m/s

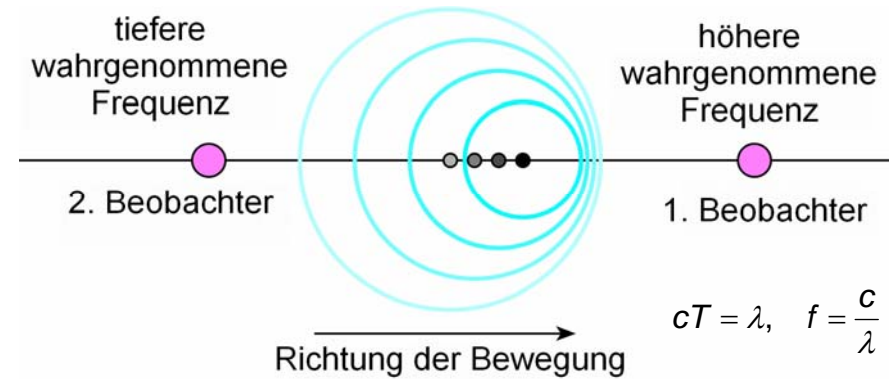


37

Der Doppler Effekt

Bewegen sich eine Wellenquelle und der Beobachter gegeneinander, so nimmt der Beobachter Frequenzen wahr, die sich von der ursprünglichen Frequenz unterscheiden.

(C. Doppler, 1842)



Lehrbuch Abb. VIII.39

38

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

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

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

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

- (c) Signalquelle bewegt, Beobachter bewegt

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

- (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)

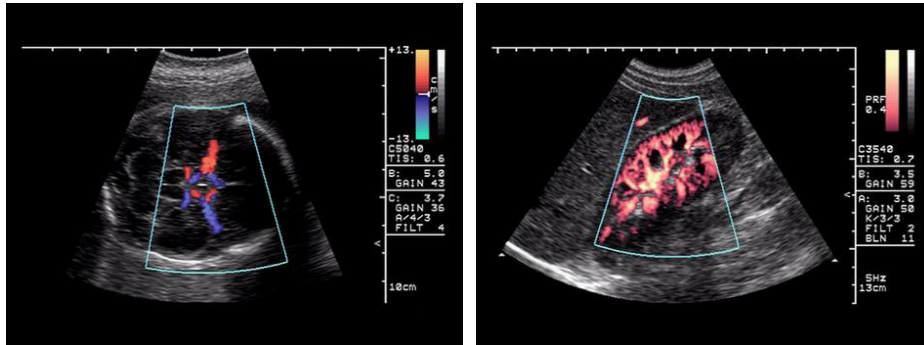
$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

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

40

Farbkodierung

Blutströmung mit Richtung auf den Wandler hin – warme Farben
Blutströmung vom Wandler weg – kalte Farben



BART: Blue Away Red Towards

power Doppler

41

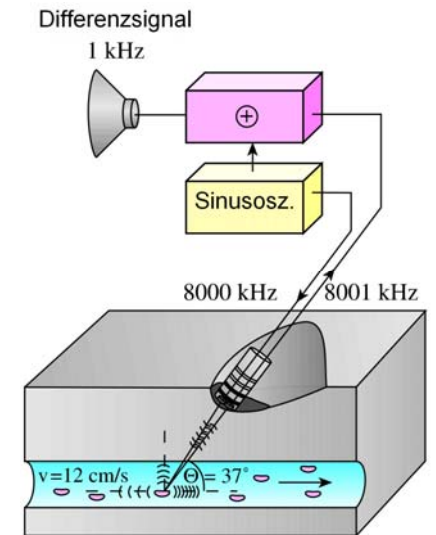
Rotblutzellen als Streuzentren. CW Doppler Gerät für die Messung des Durchströmungsgeschwindigkeit

CW: kontinuierliche Welle (Dauerschall)
Sender und Empfänger getrennt

$$|f_D| = 2 \frac{v_R \cos \theta}{c} f$$

zB. $f = 8000 \text{ kHz}$
 $v = 12 \text{ cm/s}$
 $c = 1600 \text{ m/s}$
 $\theta = 37^\circ$

$\Rightarrow f_D = 1 \text{ kHz}$
(Schwebung)



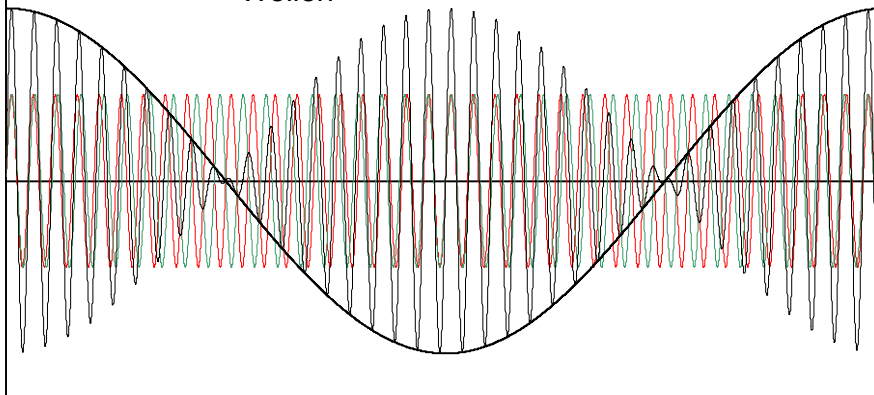
42

Lehrbuch Abb. VIII. 41

Schwebung

$$f_{\text{rot}} \geq f_{\text{grün}}$$

Die Frequenz der Schwebung ist gleich der Differenz der Frequenzen von interferierenden Wellen

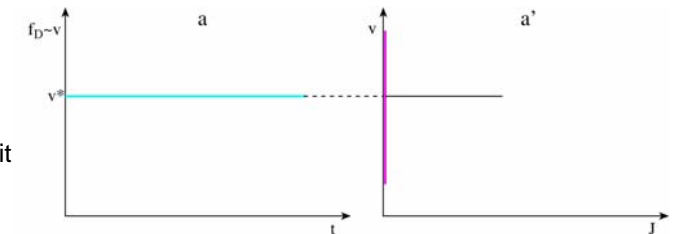


mathematische Formel: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

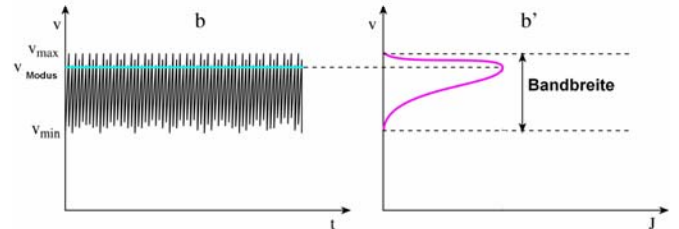
43

Doppler-Kurven

eine konstante Geschwindigkeit (v^*)



eine Geschwindigkeitsverteilung



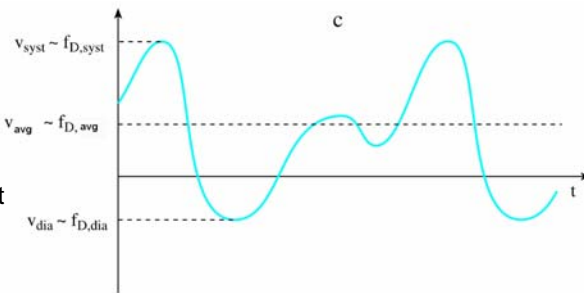
TM-Bild der Geschwindigkeitsverteilung

Verteilungsfunktion bei einer bestimmten Zeit

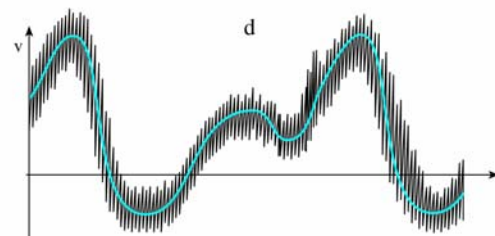
44

Doppler-Kurven

Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeit

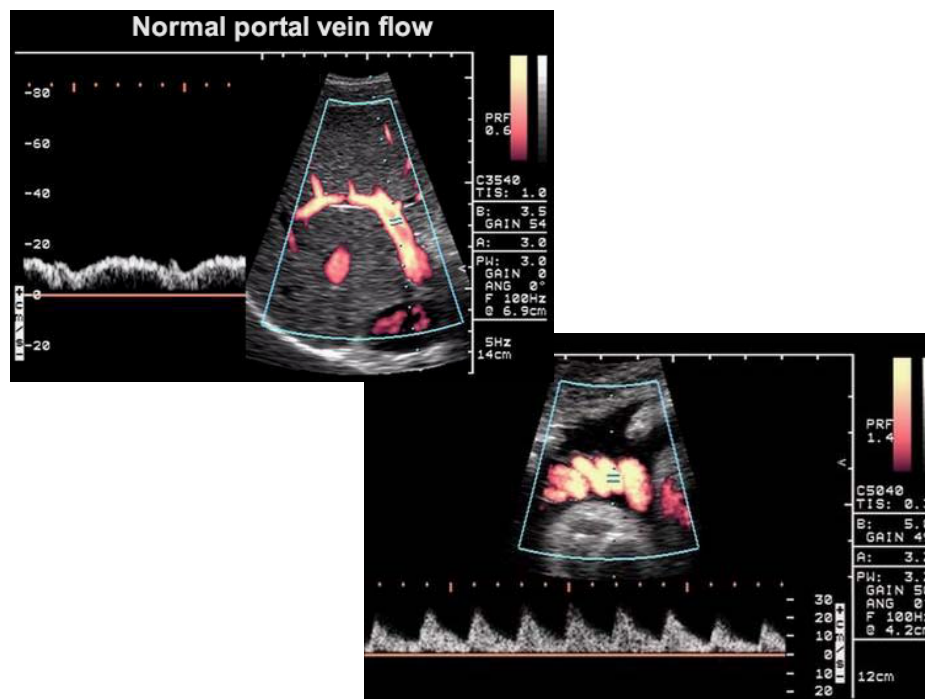
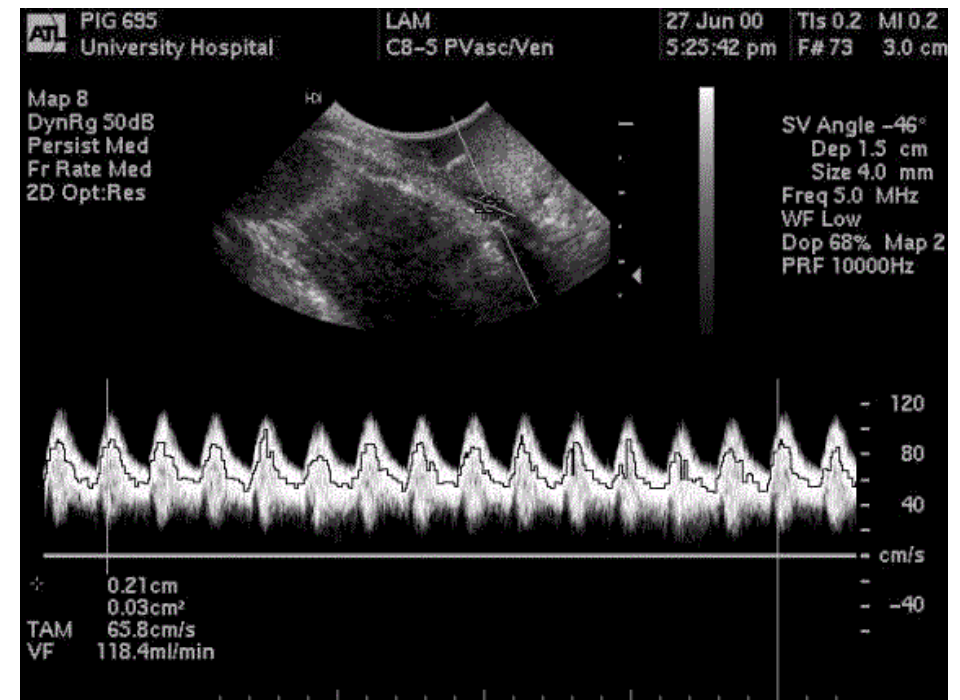


Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeitsverteilung



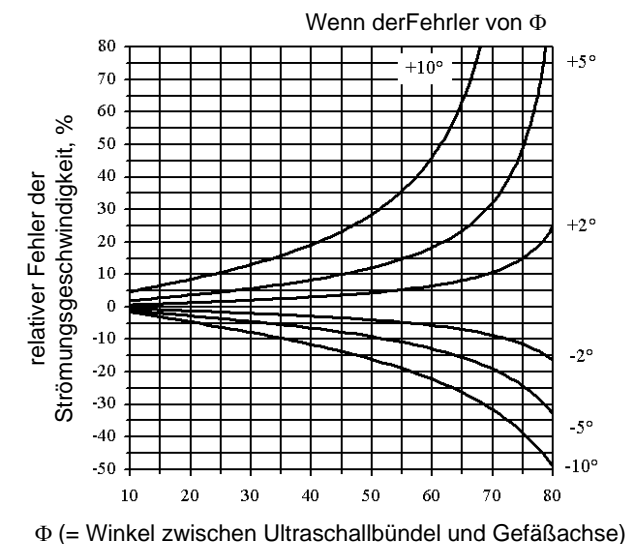
„TM-Bild“ der Geschwindigkeitsverteilung

45



Ergänzungsmaterial

Winkelfehler

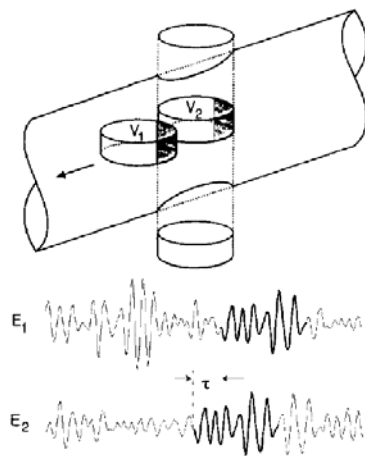


Zeitbereichskorrelation Verfahren (CVI-Q = Color Velocity Imaging Quantification)

Wenn die reflektierende Fläche und / oder die Ultraschall-Streuungszentrum bewegt werden dann die US-Echosignal bei einer festen Position hängt von der Zeit ab.

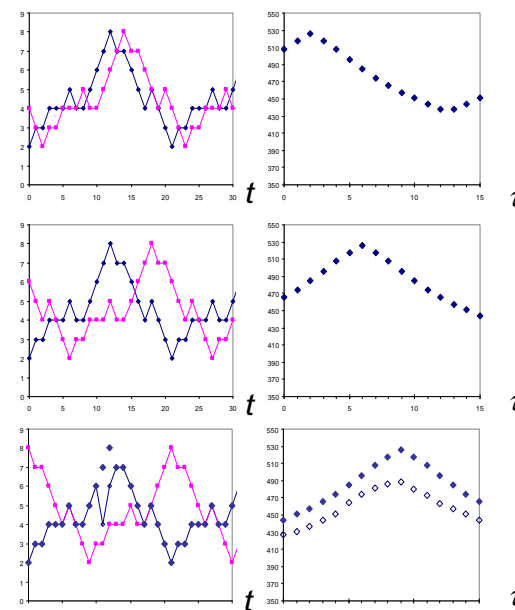
Ähnliche US-Echosignal-Muster kann in einem gewissen Abstand von der früheren Position gemessen werden.

Wie kann die Ähnlichkeit dieser Funktionen verglichen werden?



49

Zeitbereich Korrelationsfunktion



$$f_{\text{blau}}(t) = f_{\text{rosa}}(t + \tau^*)$$

$$\tau^* = 2e$$

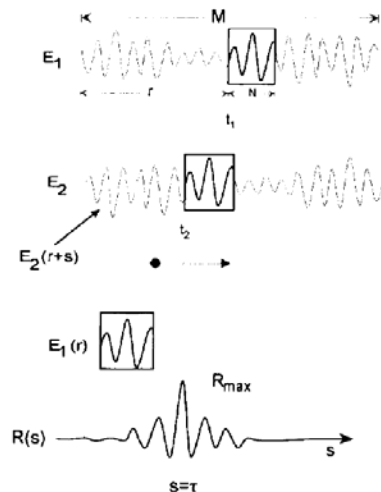
$$\tau^* = 6e$$

$$\tau^* = 9e$$

$$f_{\text{leer}}(t) \cong f_{\text{blau}}(t)$$

50

Ergänzungsmaterial

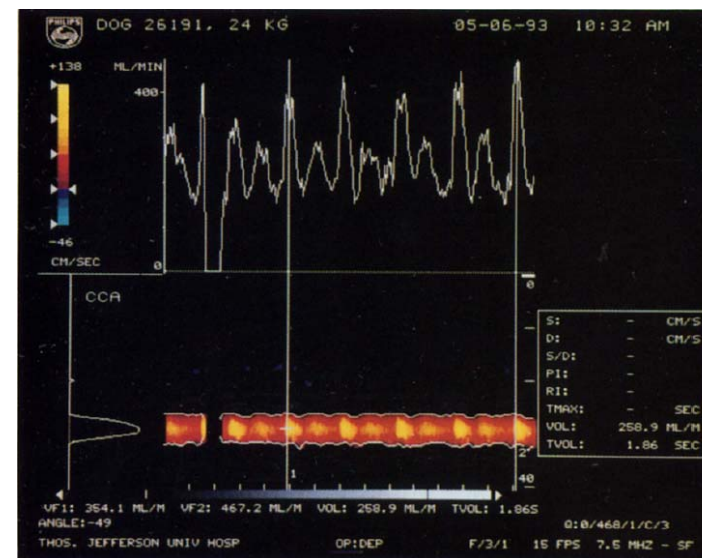


Korrelationsverfahren entfernt ein Fenster mit einer Breite von N von der Echosignal E_1

E_1 wird an verschiedenen Stellen entlang eines anderen Echosignals E_2 korreliert

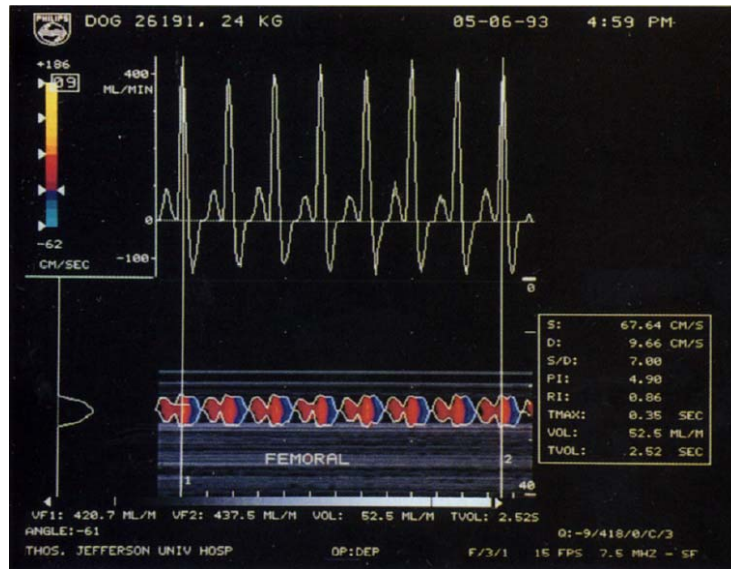
Position des Maximums entspricht $s = \tau$

51



Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 21, No. 8, pp. 1037-1045, 1995

52



Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 21, No. 8, pp. 1037-1045, 1995

53

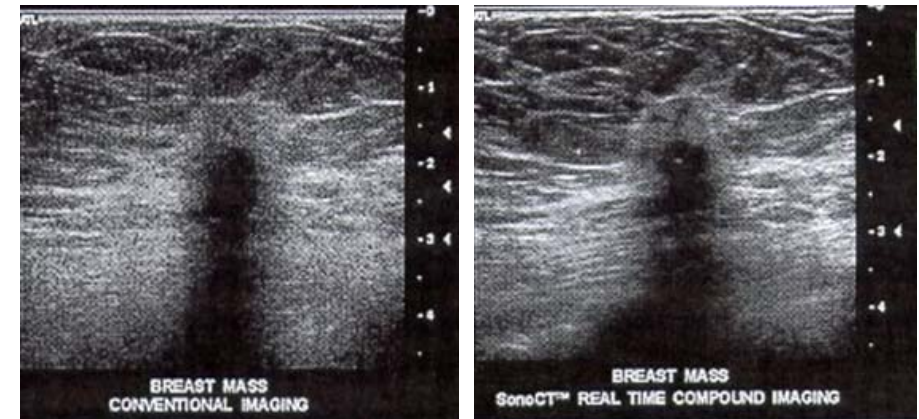
Sono-CT

Bildrekonstruktion aus mehreren multidirektionale B-Bildern

Vorteile von SonoCT: bessere Abgrenzung/Visualisierung von Grenzen

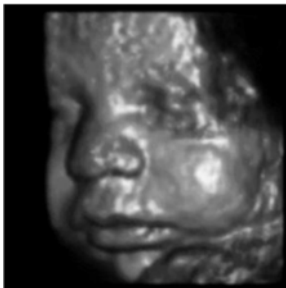
Artefakt-freie Darstellung

Brust Fibroadenoma

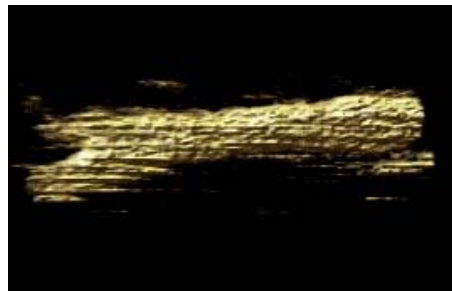


3D Rekonstruktion

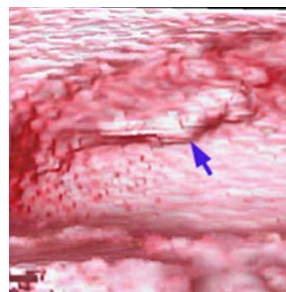
Gesicht eines Fötus



Halsarterie



Harnblase



5

Sonoelastografie

Palpation:

eines der ältesten klinischen Verfahren, Analyse der Gewebeelastizität/ Gewebesteifigkeit

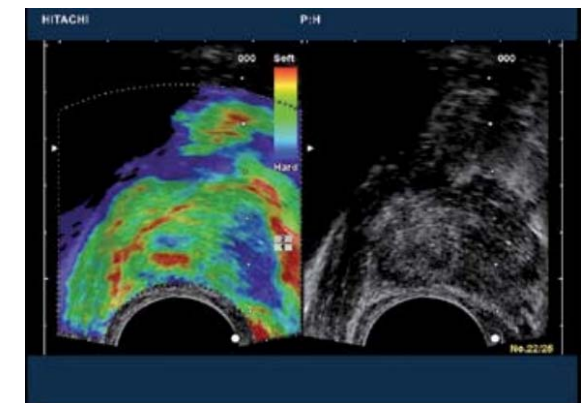
Bildgebungsverfahren zur Berechnung und Darstellung der relativen Gewebesteifigkeit durch leichte sequentielle Kompressionszyklen

Prostatakrebs (ein Karzinom durch Biopsie)

rechts: das herkömmliche B-Bild (Läsion ist nicht ersichtlich)

links: Darstellung der relativen Gewebesteifigkeit (Elastographie)

Farbkodierung: blau für harte „Feder“ (kleine Elastizität, grosse Steifigkeit - bösartig)
rot für weiche „Feder“ (grosse Elastizität, kleine Steifigkeit - gutartig)



56

US-Kontrastmittel

ursprünglich: es wurde zur Verstärkung insuffizienter Echosignale entwickelt

Mikrobläschen (Gas + Hülle) als Streuzentren,
Rayleigh-Streuung

Gasart (Luft, N₂, Perfluorokarbon, ...)

Hüllentyp: Albumin, Lipide, Polymer, ...

Lebensdauer von Mikrobläschen:

1. Generation: < 1 min, ..., 3. Generation: > 5 min

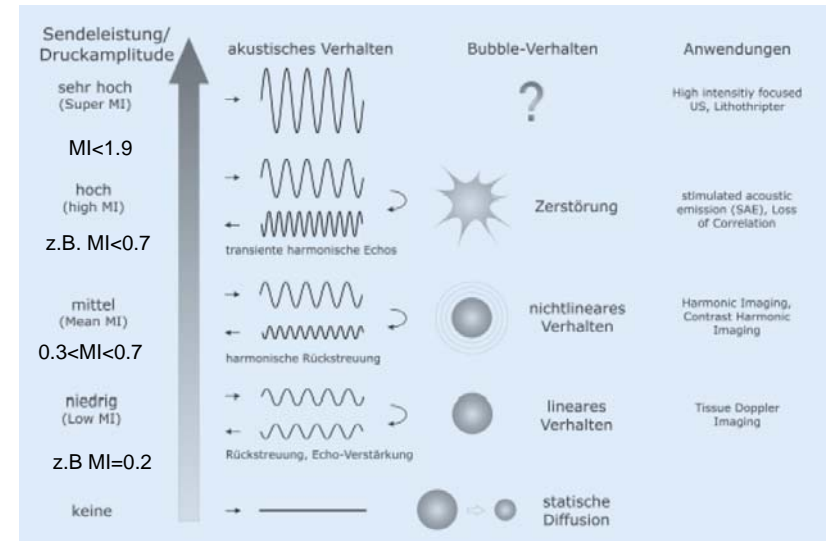
Darstellung von Vaskularität und Gefäßgeometrie in Organen
möglich (kapilläres Volumen und kapillärer Fluss)

mechanischer
Index

$$MI = \frac{p_{\max}}{\sqrt{f_{\text{avg}}}}, \quad [p_{\max}] = \text{MPa}, [f_{\text{avg}}] = \text{MHz}$$

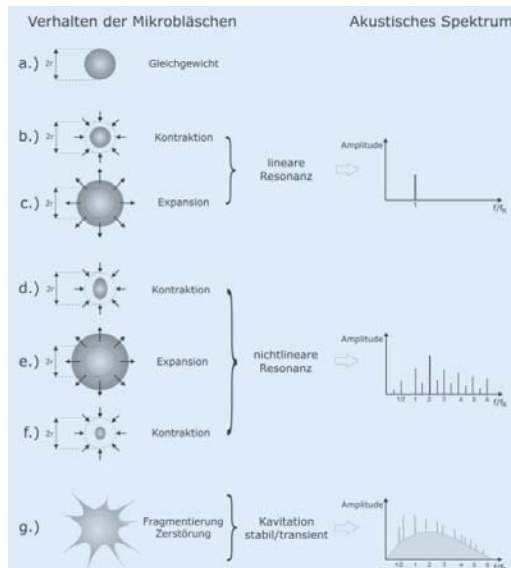
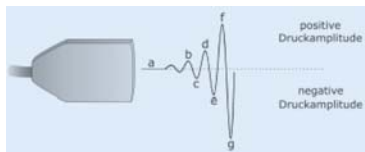
57

Einfluss der Sendeleistung auf das akustische Verhalten von Mikrobläschen

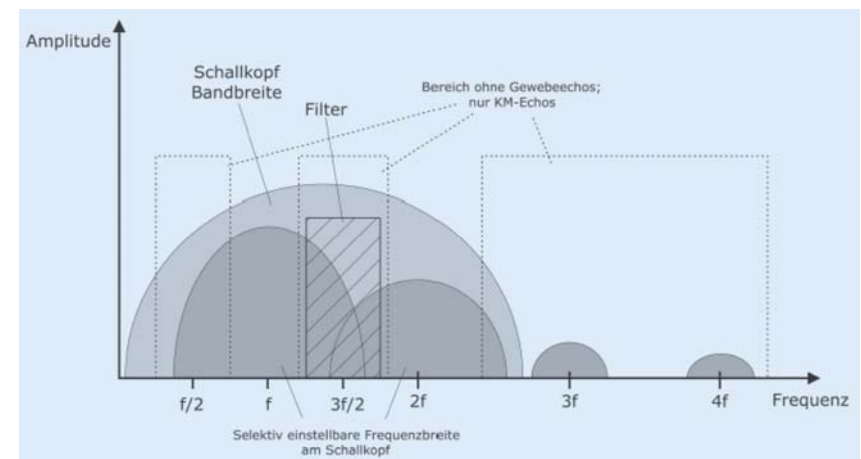


58

US-Bildgebung mittels Oberwellen (Contrast harmonic imaging=CHI)



C. Kollmann · M. Putzer
**Ultraschallkontrastmittel –
physikalische Grundlagen**
Radiologe 2005 · 45:503–512

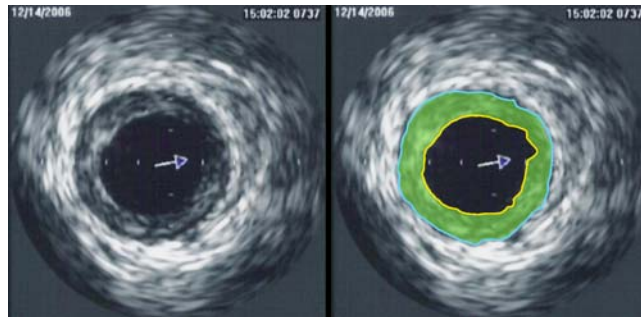
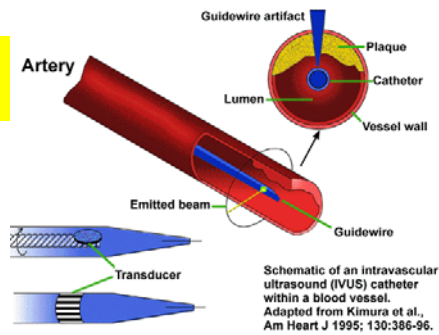


Frequenzbereiche, die bei Harmonic-imaging-
Techniken zur Bildgebung herangezogen werden

60

Intravaskuläre Ultraschall (IVUS)

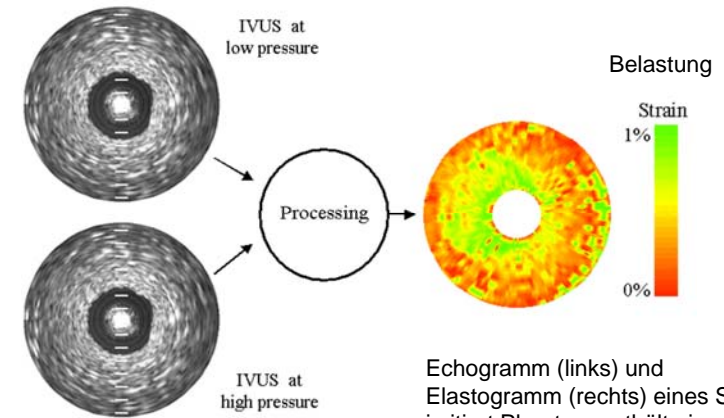
20-40 MHz,
Bildwechselfrequenz: 30 Hz



Lumen der
Koronararterie:
gelb

äußere
elastische
Membran: blau

Intravaskuläre Sonoelastografie



Echogramm (links) und
Elastogramm (rechts) eines Schiffes
initiiert Phantom enthält eine
isoechogene weichen Läsion von 7
bis 11 Uhr. Die Läsion ist unsichtbar
im Echogramm, während sie sich
deutlich in der dargestellten
Elastogramm

Sicherheit

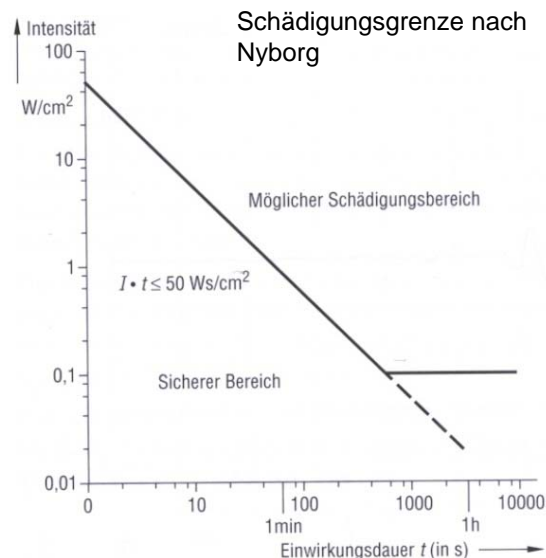
in der Diagnostik:

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

vgl. Schmerzgrenze: 10 W/m^2

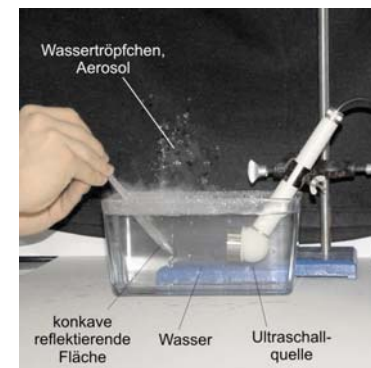
in der Therapie: 1 W/cm^2

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



63

Fortsetzung:
Ultraschall Praktikum



64