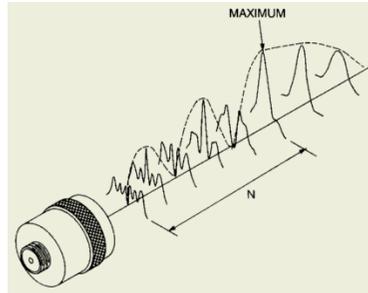
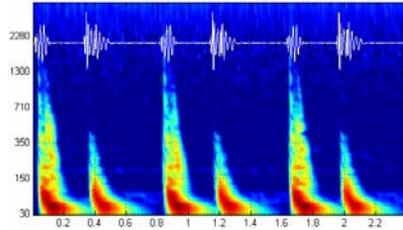


# Physik der Ultrasonographie



KAD 2018.02.21

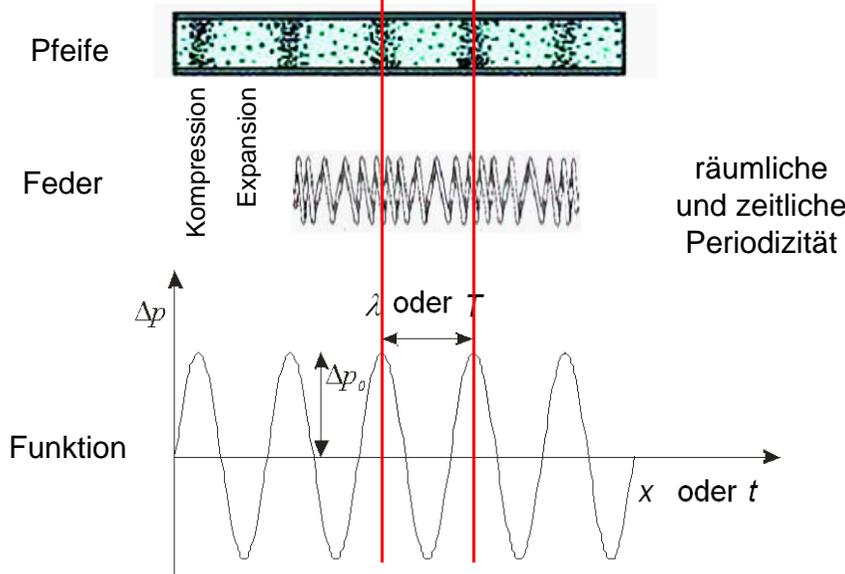


Frage in einer Kneipe: Wieviel Wein befindet sich in dem Fass? Ist es bis zum rand voll, halb gefüllt oder fast leer? Medizinische Frage: Wieviel Luft befindet sich in der Lunge?

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



# Schall: mechanische Welle (Modell)



**Longitudinalwelle**  
(in der Flüssigkeit und in Gase nur diese)



**Transversalwelle**

hydrostatischer Druck + Druckveränderung, Schalldruck

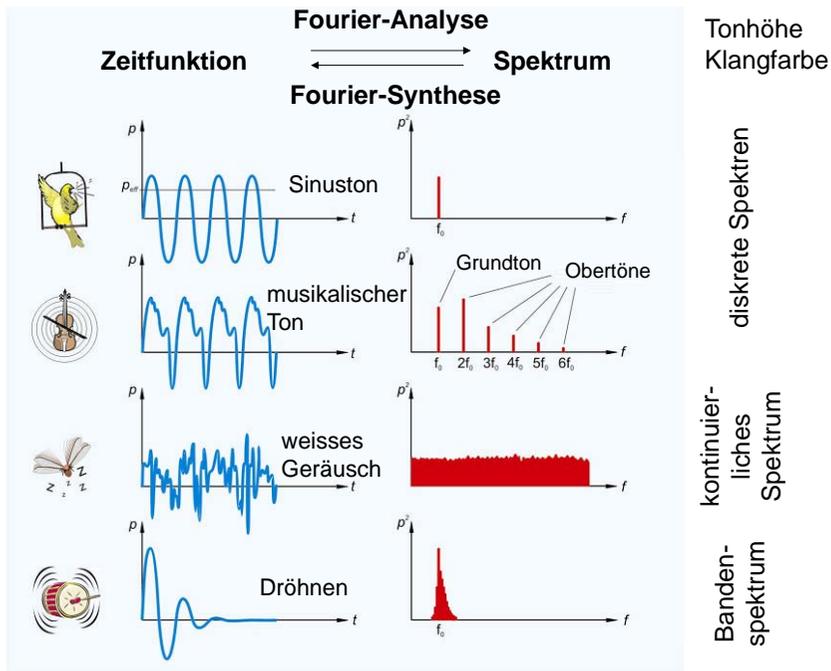
$$p_{\text{gesamt}} = p_{\text{hydrostat}} + \Delta p$$

Druck DC + AC Amplitude Phase

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

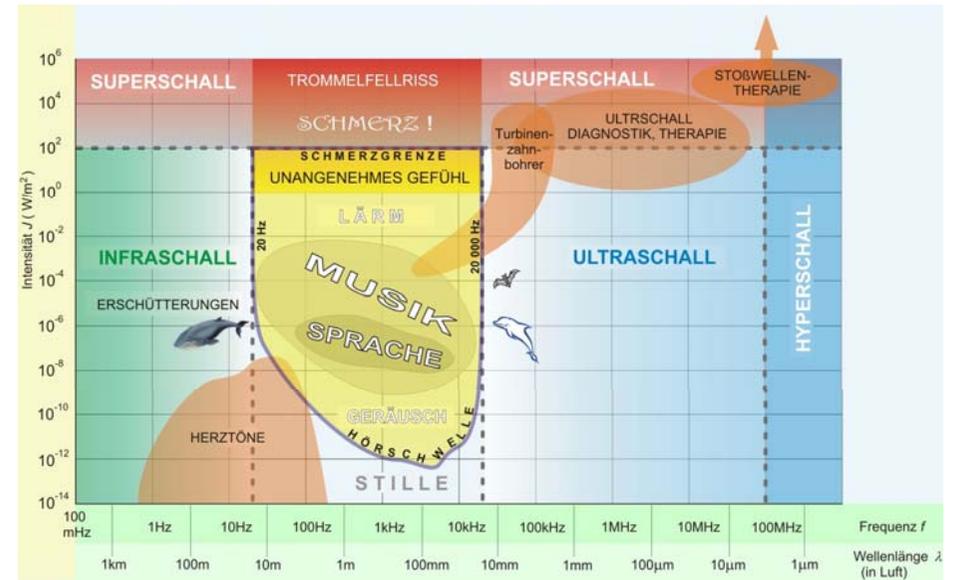


$$c \cdot T = \lambda, \quad c = f \cdot \lambda$$



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

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

akustische **Impedanz**,  
 Wellenwiderstand  
 (Definition)

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

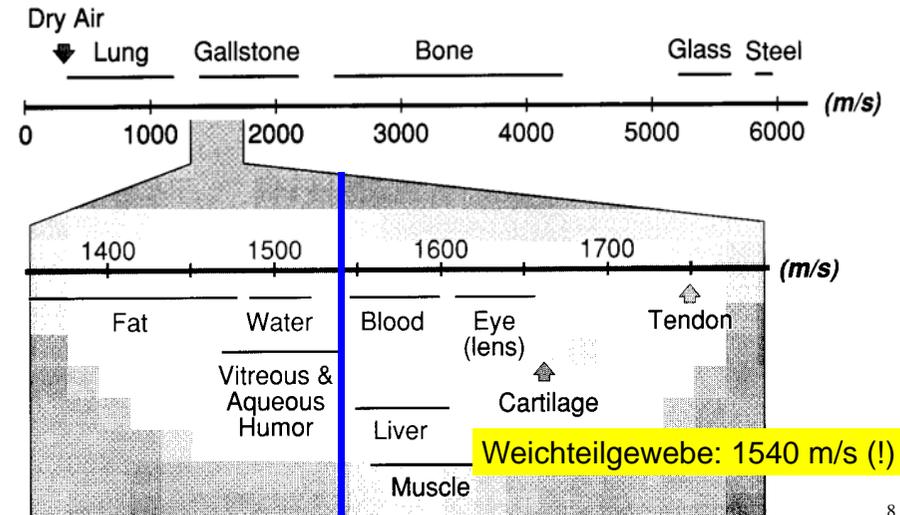
$$Z = c\rho = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}$$

akustische Impedanz  
 (nützliche Form)

7



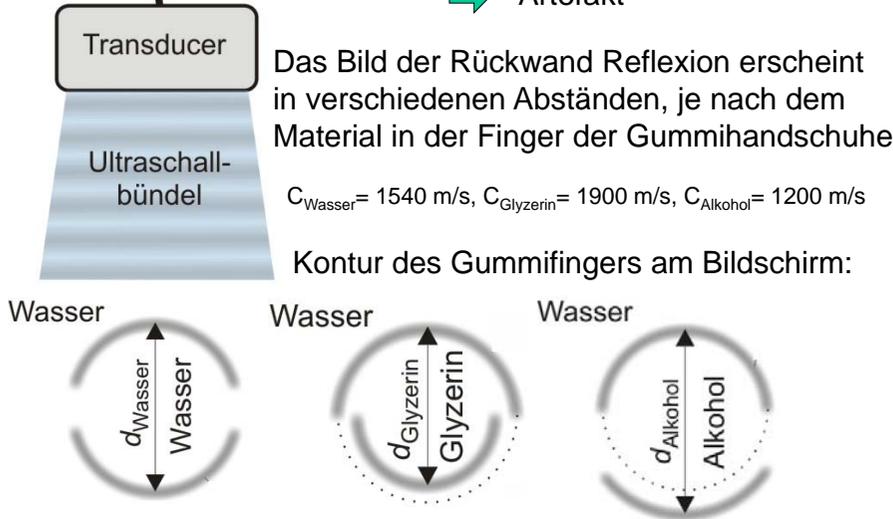
**Fortpflanzungsgeschwindigkeit des US in verschiedenen Medien (Organen, Geweben)**



8

## Annahme der konstanten US-Geschwindigkeit

→ Artefakt



Praktikum, US, Abb.15

9

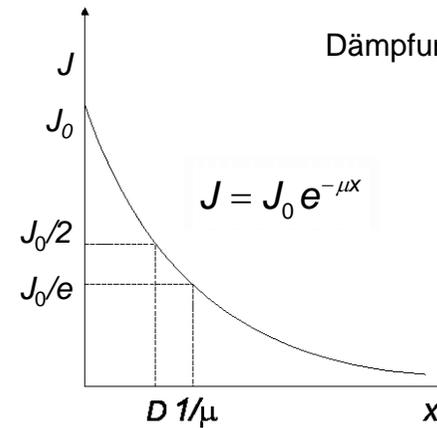
## Intensität des Ultraschalls

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

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

Intensität = Energie-Strom Stärke  
elektrische Analogie

## Energieverlust während der Fortpflanzung (Absorption)



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

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

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

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

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

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

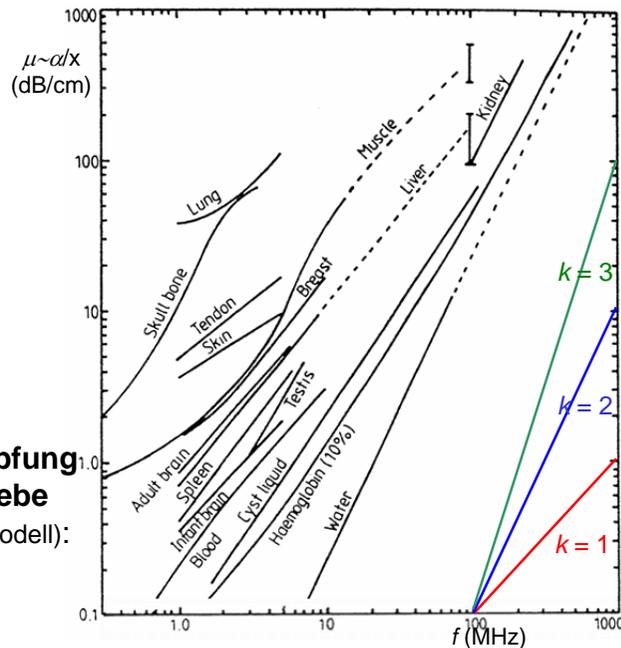
$$\log \mu \sim k \log f$$

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

## spezifische Dämpfung für Weichteilgewebe

(homogen Gewebe-Modell):

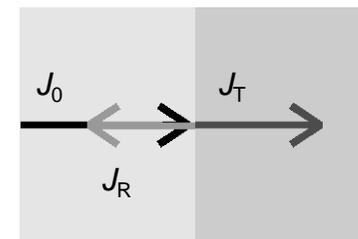
$$\frac{\alpha}{f \cdot x} \sim 1 \frac{\text{dB}}{\text{cm MHz}}$$



11

## Erscheinungen an der Grenzflächen

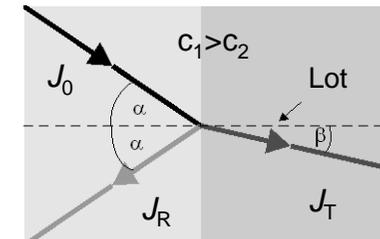
senkrechter Einfall



$$J_0 = J_R + J_T$$

Reflexion und Transmission

schräger Einfall



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

Snellius-Descartes

Lehrbuch, Abb. II.47.

12

## 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:

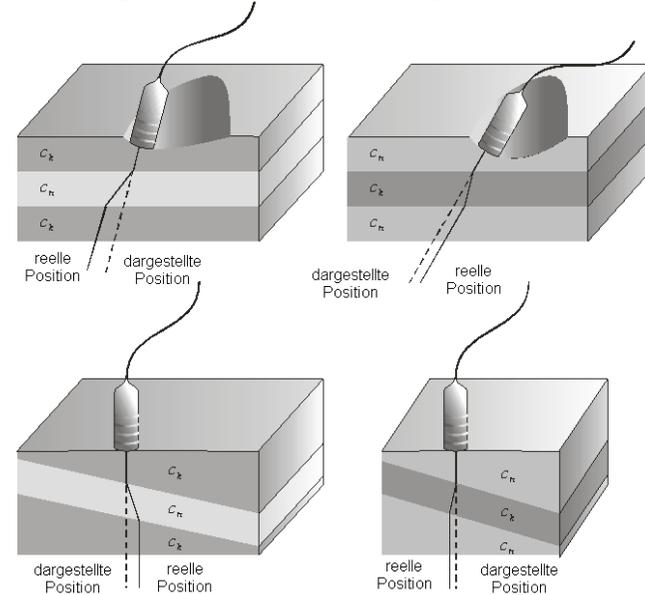
$$Z_{\text{Kopplungsm}} \approx \sqrt{Z_{\text{Quelle}} Z_{\text{Haut}}}$$

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

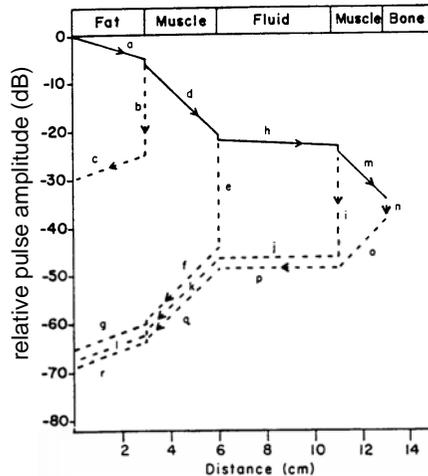
## Schräger Einfall bzw. schräge Grenzfläche



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

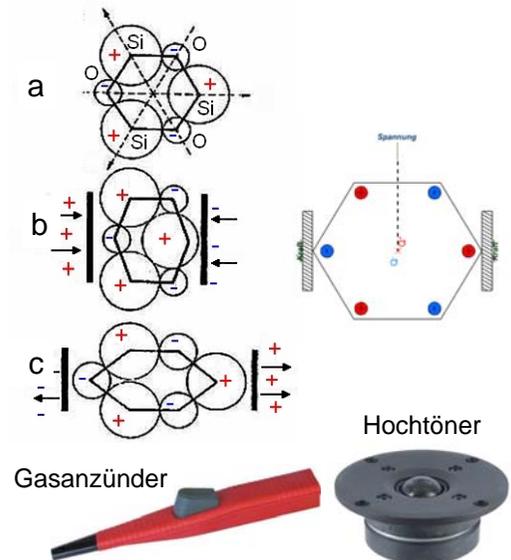
## Erzeugung des Ultraschalls. Piezoelektrischer Effekt

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.



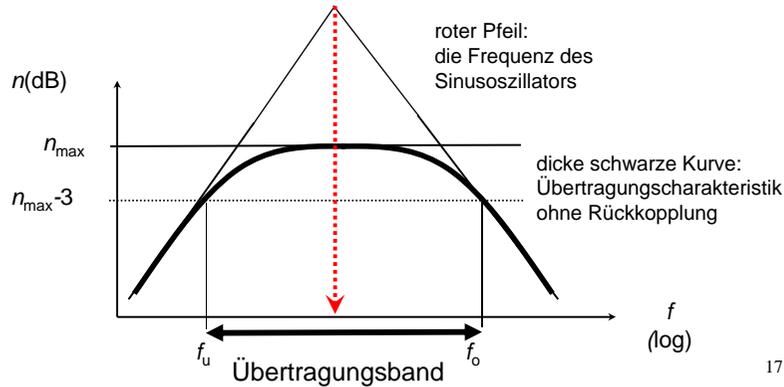
16

## Elektrische Signalquelle: Sinusoszillator

Mitkopplung (positiv rückgekoppelter Verstärker)

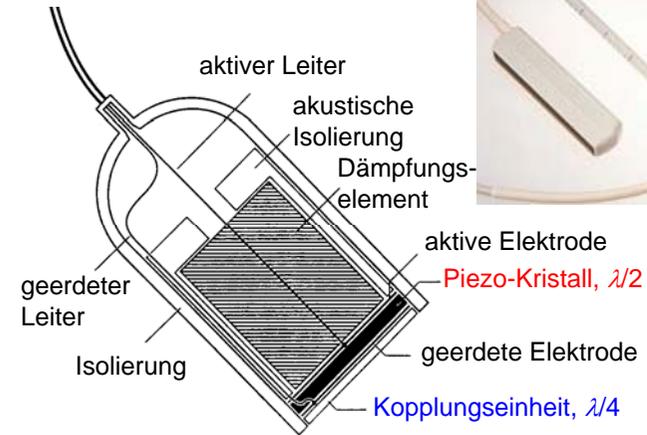
$$A_{U, \text{Rückkopplung}} = \frac{A_U}{1 - \beta A_U}$$

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



17

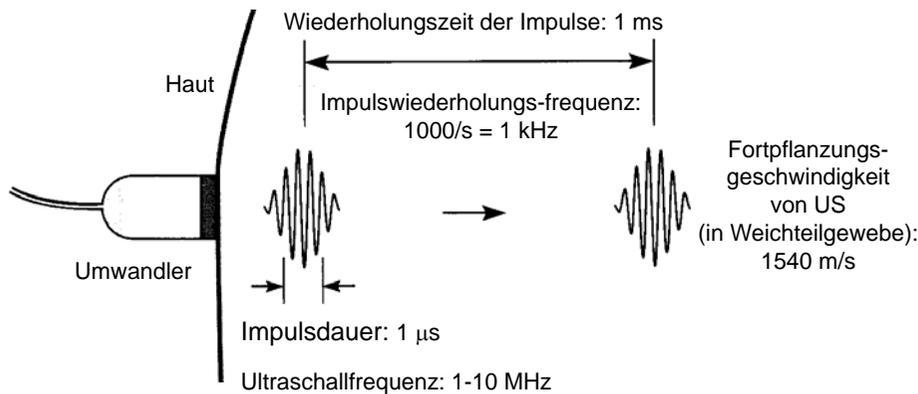
## Ultraschall-Wandler



18

## Charakteristiken der Ultraschall-Impulse

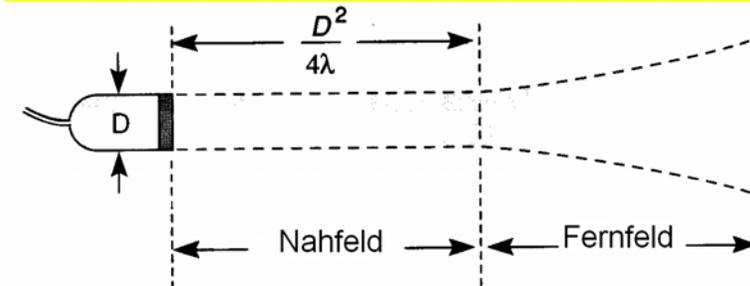
Transducer/Umwandler:  
Sender und Empfänger dieselbe Einheit  
zeitliche Trennung – anstatt der kontinuierlichen Welle  
nur Impulse



Lehrbuch, Abb. VIII.32.

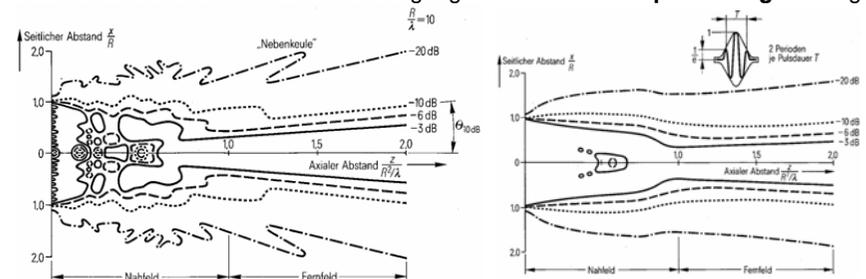
19

## Bündelform des Ultraschalls (vereinfachtes Bild)

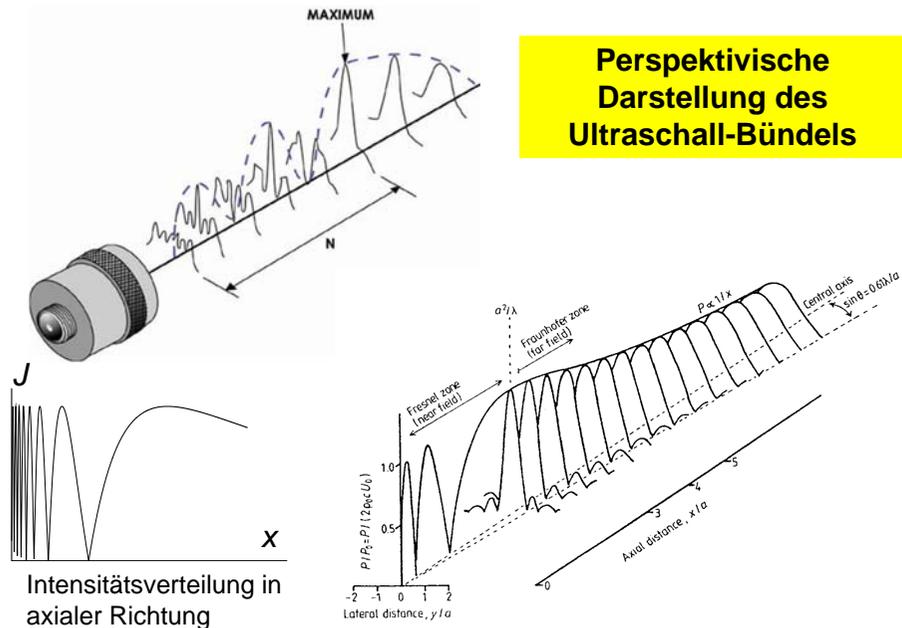


Bündelform bei **kontinuierlicher** Anregung

Bündelform bei **pulsförmiger** Anregung



20



**Perspektivische Darstellung des Ultraschall-Bündels**

Intensitätsverteilung in axialer Richtung

vgl. Lehrbuch Abb. S.500

**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)

Die Impulslänge ist umgekehrt proportional zur Frequenz.

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

**Frequenzabhängigkeit der Ultraschallreichweite**

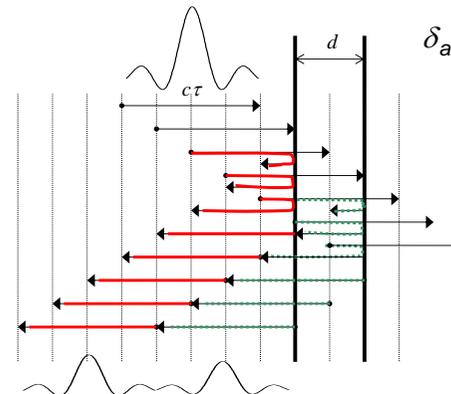
Frequenz <i>f</i> in Mhz	Eindringtiefe <i>x</i> in cm	Untersuchungsgebiet
1	50	
2-3,5	25-15	Fetus, Leber, Herz, Veterinärmedizin (Großtiere)
3,5	15	Niere, Veterinärmedizin (große Hunde)
5	10	Gehirn, Veterinärmedizin (mittelgroße Hunde)
7,5	7	Schilddrüse, Brustdrüse, oberflächliche Gefäße, Veterinärmedizin (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

**Axiale Auflösungsgrenze**

$\tau$  : Impulsdauer

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

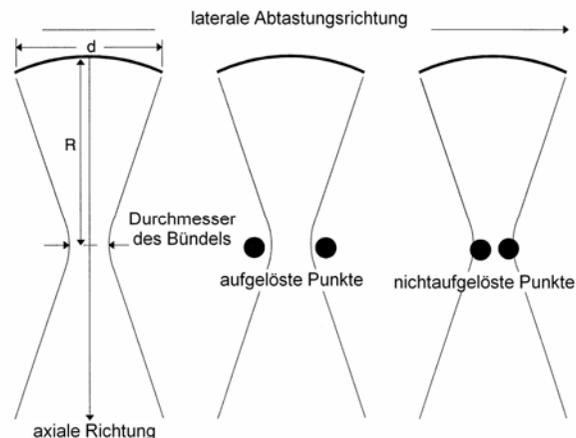
$\delta_{ax} = d = \frac{c\tau}{2}$  Auflösungsgrenze



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

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

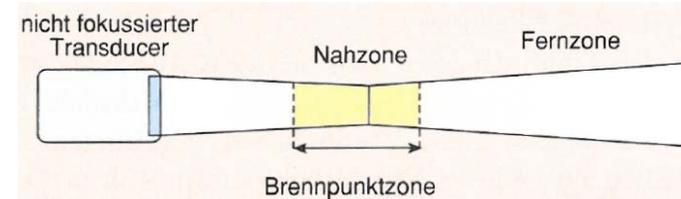
## Laterale Auflösungsgrenze



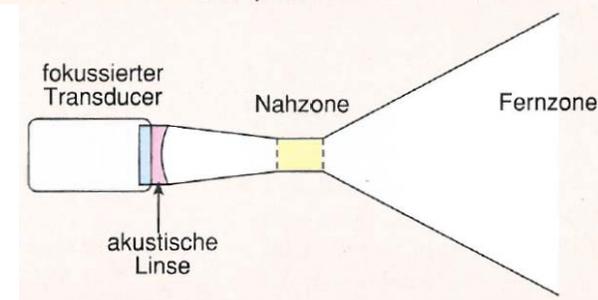
$$\delta_{\text{lat}} \sim \frac{R}{d} \cdot \lambda = f\# \cdot \lambda$$

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

25



## Fokussieren

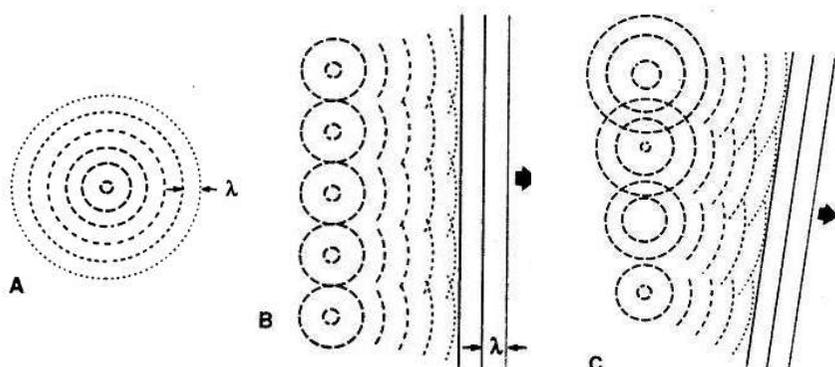


Vorteil: die laterale Auflösung verbessert sich  
 Nachteil: die Divergenz des Bündels im Fernfeld vergrößert sich und die **Schärftiefe** verschlechtert sich

26

Lehrbuch Abb. S.501

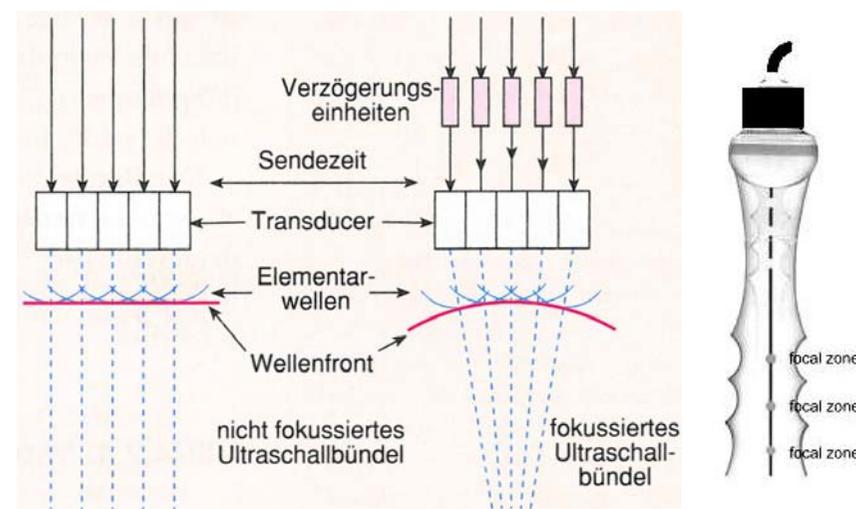
## Huygens Prinzip



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

27

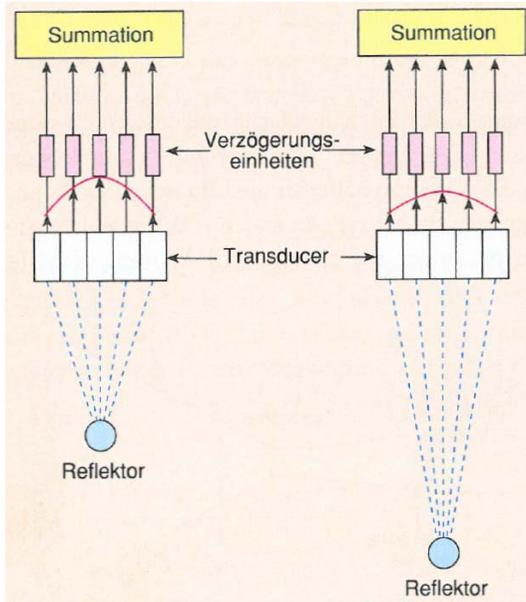
## Elektronisches Fokussieren beim Senden



Lehrbuch Abb. S.501

28

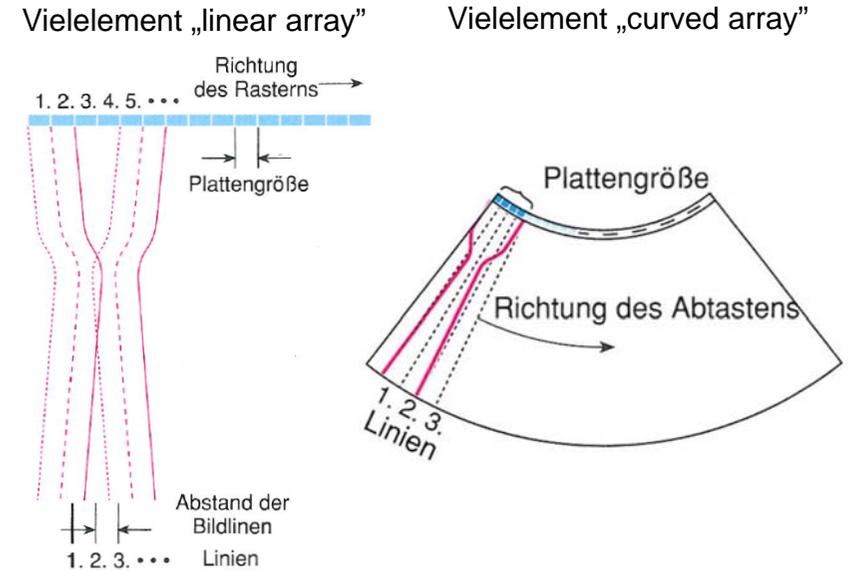
## Elektronisches Fokussieren beim Detektieren



Lehrbuch Abb. S.502

29

## Elektronische Abtastprinzipien



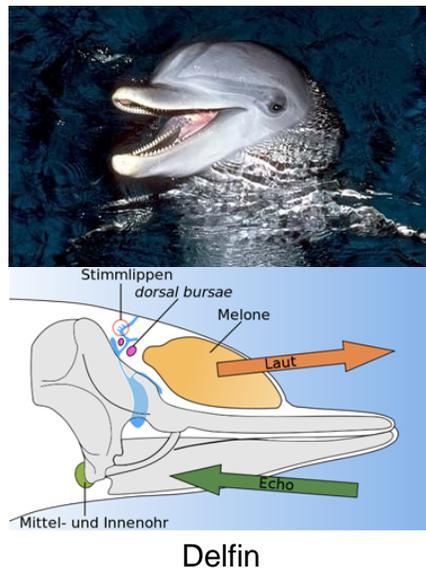
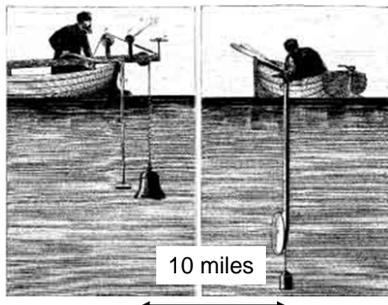
vgl. Lehrbuch Abb. VIII. 36-37

30

## Echo-Prinzip

1794 Spallanzani:  
Echoortung von Fledermäusen

1822 Colladen:  
Schallgeschwindigkeit in Wasser  
(im Genfer See)

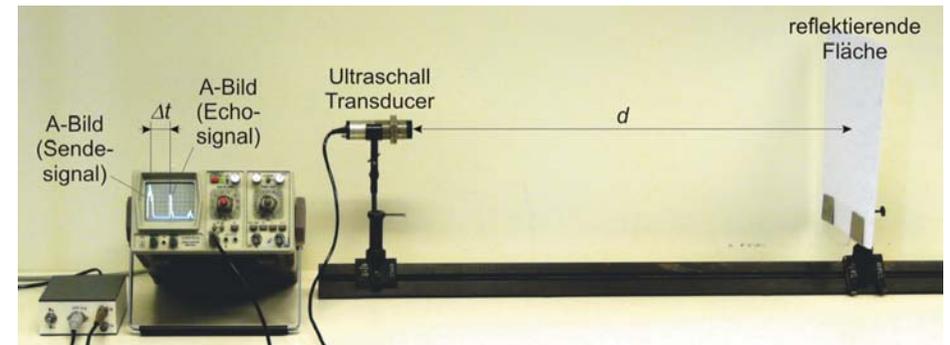


Delfin

31

## Echo-Prinzip

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



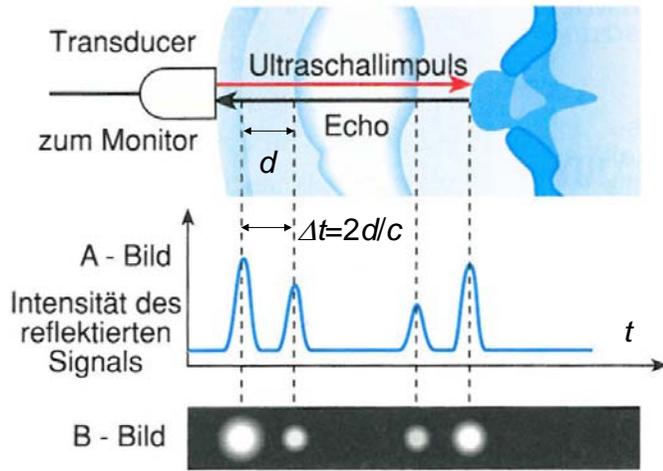
$$c\Delta t = d + d = 2d$$

US Praktikum, Abb.13

32



## Echo-Prinzip, US-Bilder

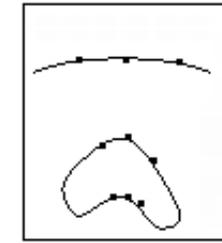
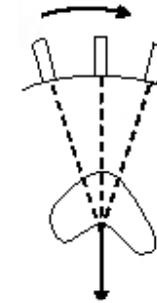


Amplitude  
nur  
eindimensional

Brightness=  
= Helligkeit

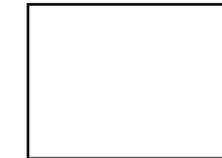
## 2-dimensionales B-Bild

bewegender  
Wandler

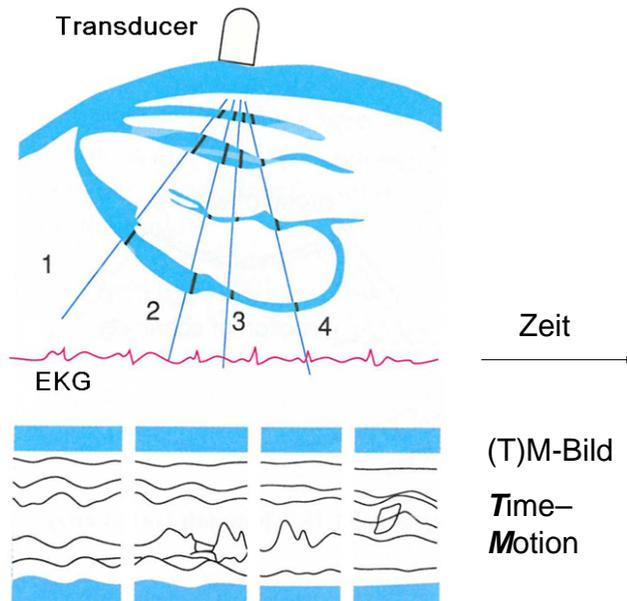


B-Abtastung

Bildschirm



## TM-Bild



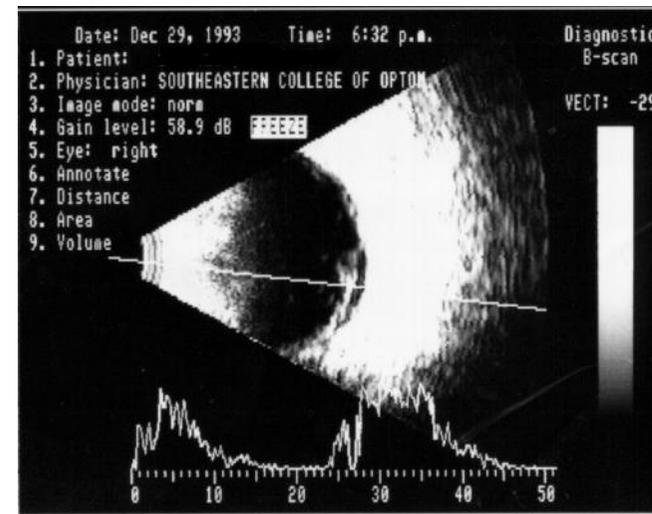
EKG-Signal  
als Referenz

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

(T)M-Bild

Time-  
Motion

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



reelle Schall-  
geschwindigkeiten  
um eine präzise  
Abstandsmessung:

Hornhaut:  
1641 m/s

vordere  
Augenkammer:  
1532 m/s

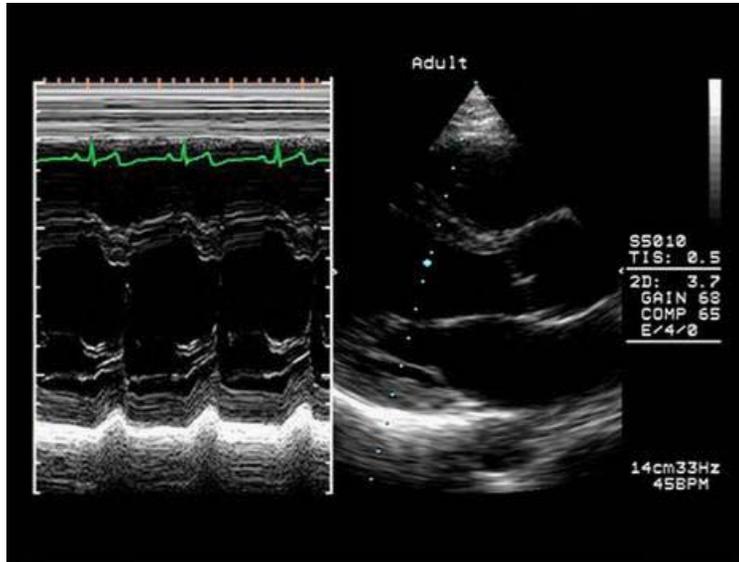
Linse: 1641 m/s

Glaskörper:  
1532 m/s

TM-Bild

Echokardiographie

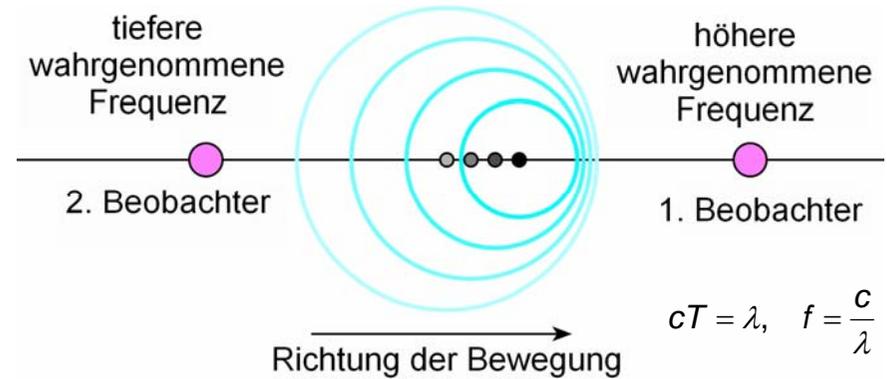
B-Bild



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,  $f_D$ )

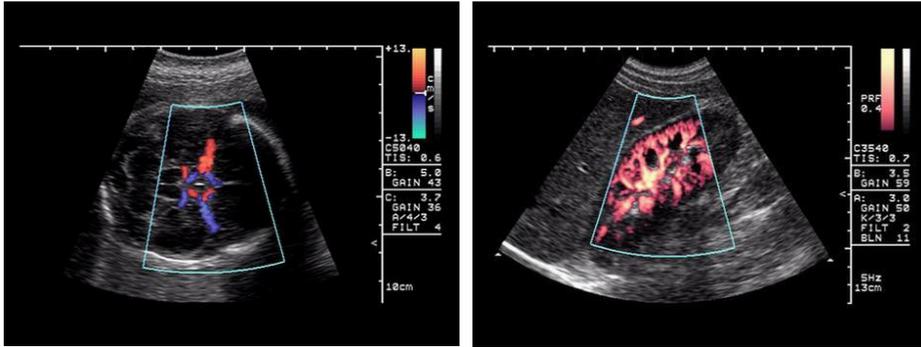
$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

wenn  $v$  und  $c$  sind nichtparallele, 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

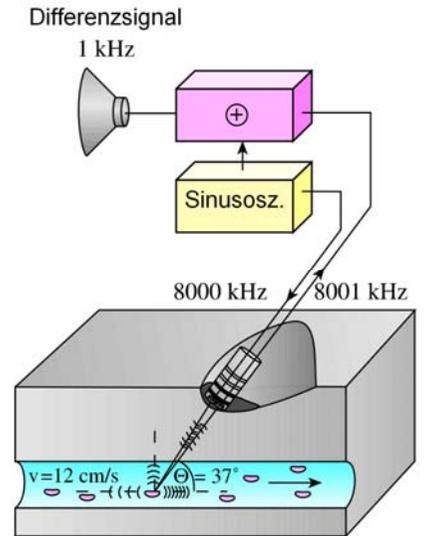
## Rotblutzellen als Streuzentren. CW Doppler Gerät für die Messung des Durchströmungsgeschwindigkeit

CW: kontinuierliche Welle (Dauerschall)  
 Sender und Empfänger getrennt

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

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

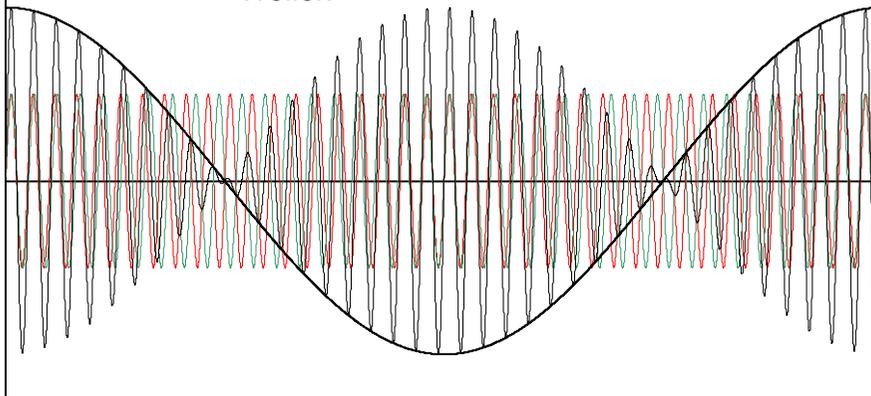
$\Rightarrow f_D = 1 \text{ kHz}$   
 (Schwebung)



## Schwebung

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

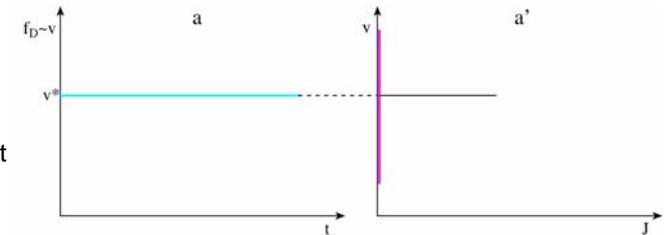
Die Frequenz der Schwebung ist gleich der Differenz der Frequenzen von interferierenden Wellen



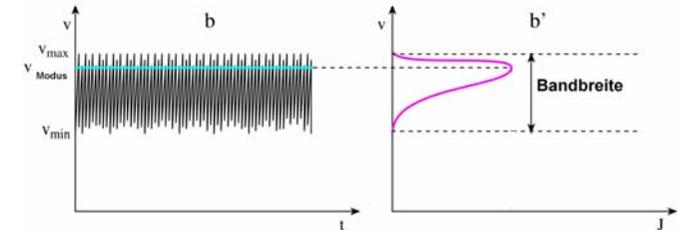
mathematische Formel: 
$$\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$$

## Doppler-Kurven

eine konstante Geschwindigkeit ( $v^*$ )



eine Geschwindigkeitsverteilung

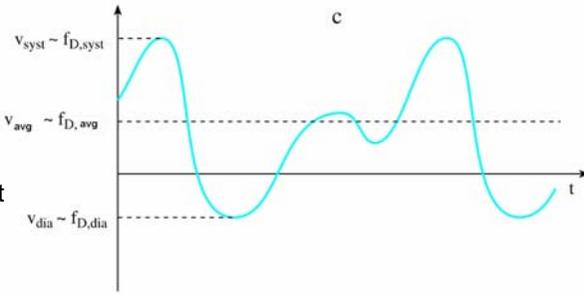


TM-Bild der Geschwindigkeitsverteilung

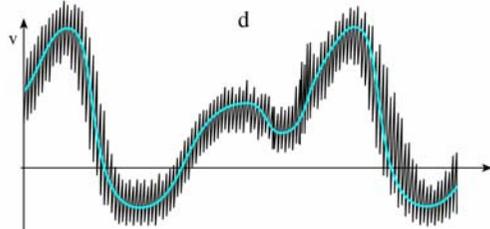
Verteilungsfunktion bei einer bestimmten Zeit

## Doppler-Kurven

Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeit

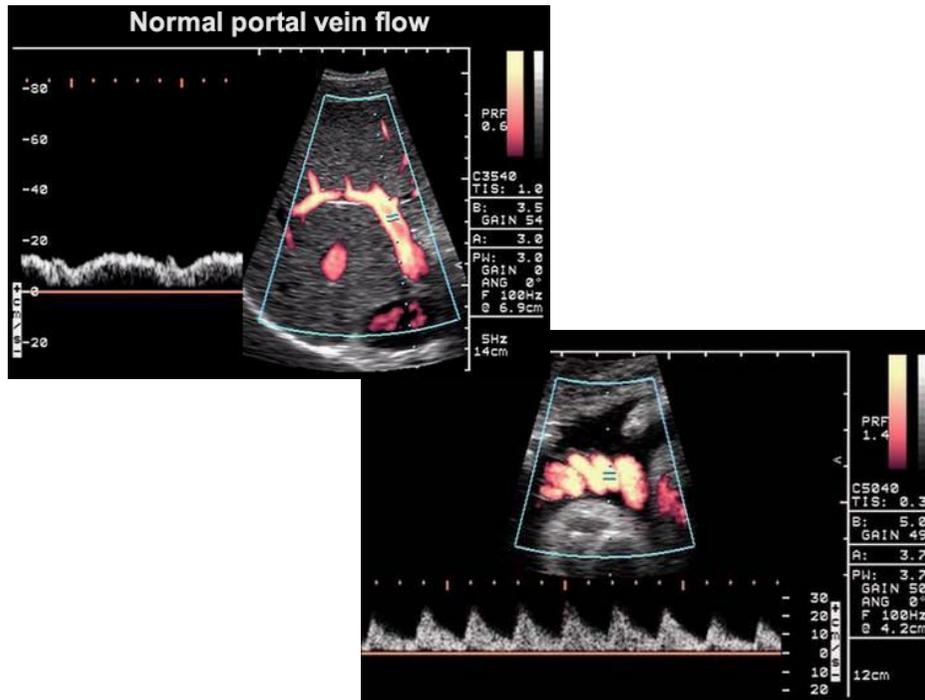
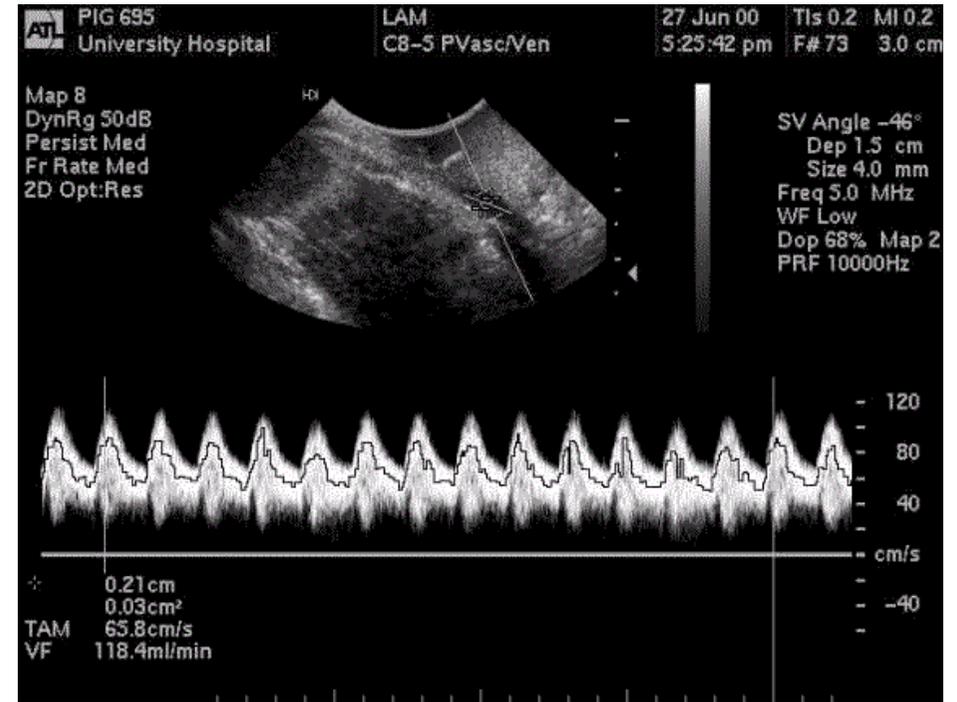


Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeitsverteilung



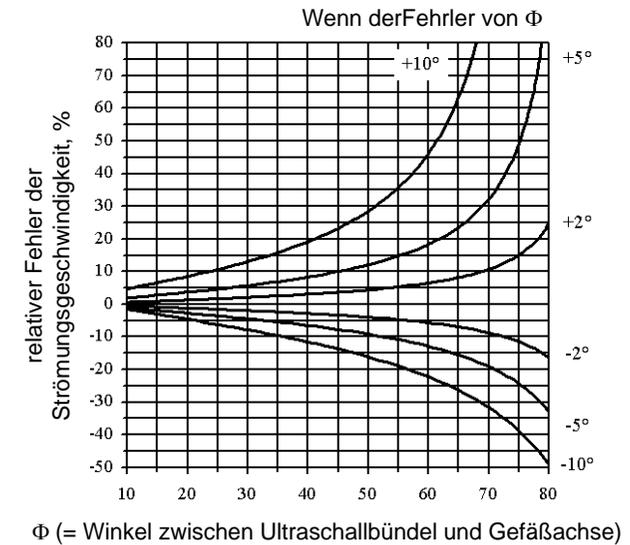
„TM-Bild“ der Geschwindigkeitsverteilung

45



Ergänzungsmaterial

## Winkelfehler



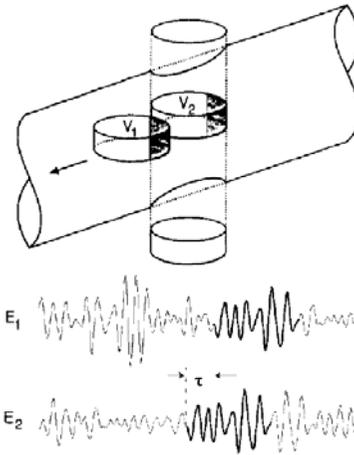
## Speckle Tracking/Zeitbereichskorrelation Verfahren (CVI-Q = Color Velocity Imaging Quantification)

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?

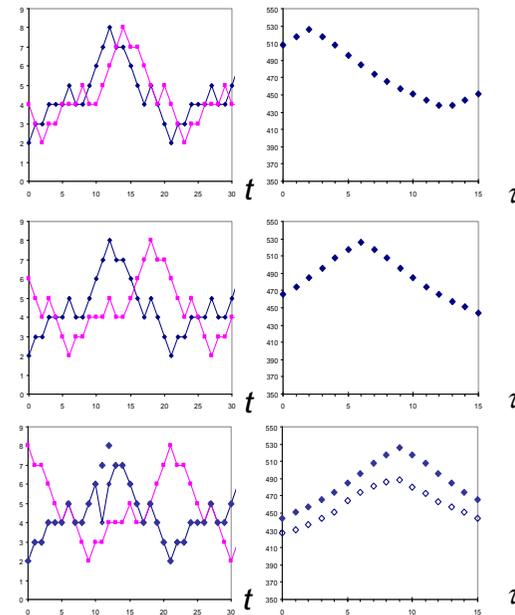
Der Vorteil des Speckle Tracking liegt darin, dass es **den Winkelfehler umgeht**.



49

### Zeitbereich

### Korrelationsfunktion



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

$$\tau^* = 2e$$

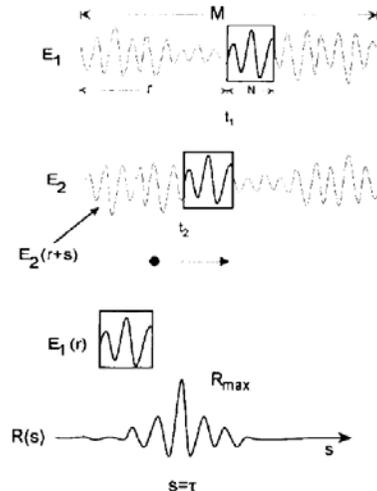
$$\tau^* = 6e$$

$$\tau^* = 9e$$

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

50

### Ergänzungsmaterial

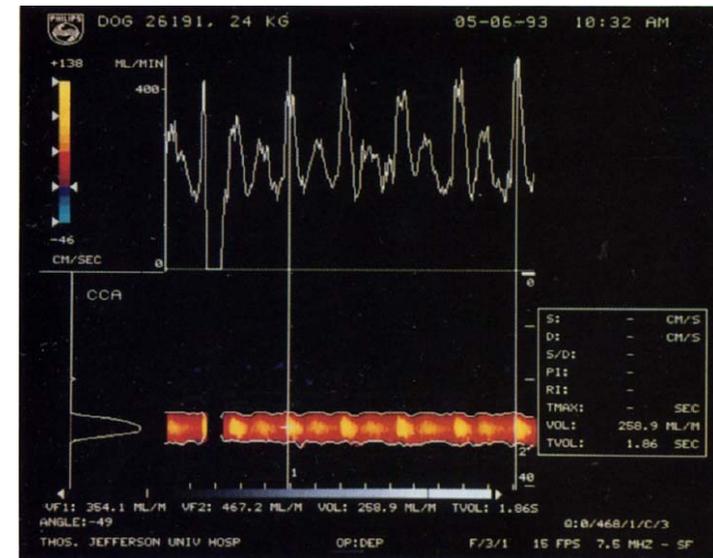


Korrelationsverfahren entfernt ein Fenster mit einer Breite von N von der Echosignal  $E_1$

$E_1$  wird an verschiedenen Stellen entlang eines anderen Echosignals  $E_2$  korreliert

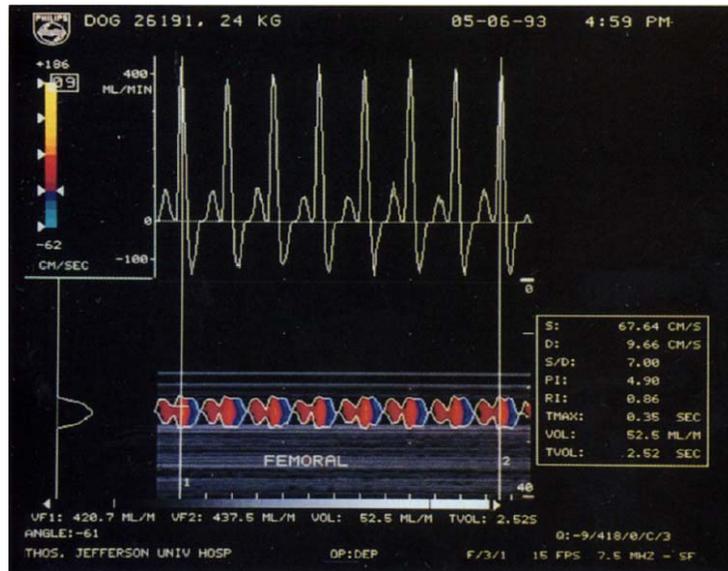
Position des Maximums entspricht  $s = \tau$

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

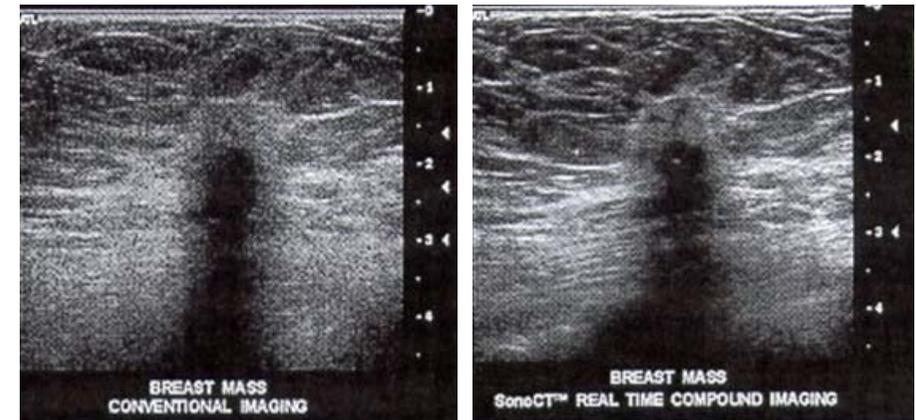
## Sono-CT

Bildrekonstruktion aus mehreren multidirektionale B-Bildern

Vorteile von SonoCT: bessere Abgrenzung/Visualisierung von Grenzen

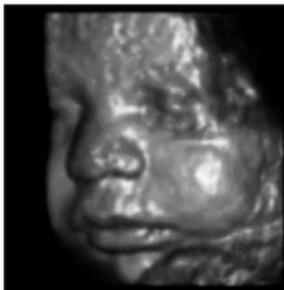
Artefakt-freie Darstellung

Brust Fibroadenoma

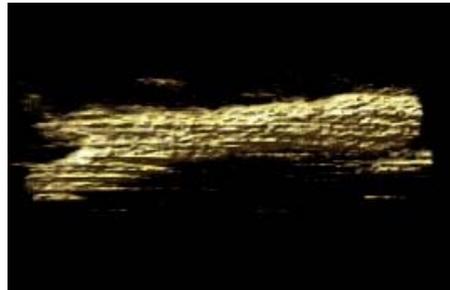


## 3D Rekonstruktion

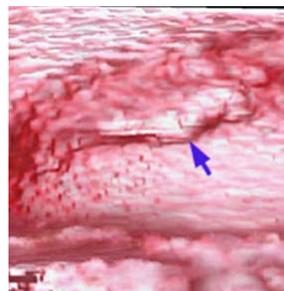
Gesicht eines Fötus



Halsarterie



Harnblase



## Sonoelastografie

**Palpation:**

eines der ältesten klinischen Verfahren, **Analyse der Gewebeelastizität/** Gewebesteifigkeit

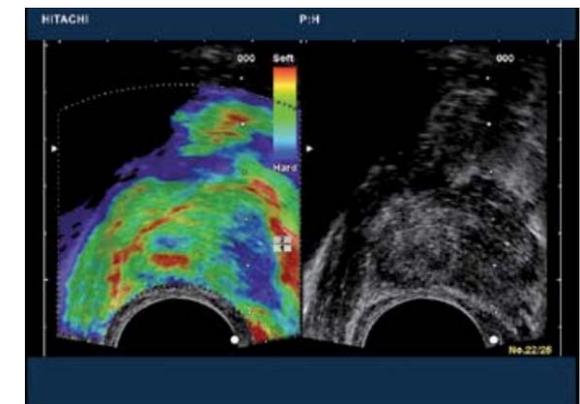
Bildgebungsverfahren zur Berechnung und Darstellung der relativen Gewebesteifigkeit durch leichte sequentielle Kompressionszyklen

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)



## US-Kontrastmittel

ursprünglich: es wurde zur Verstärkung insuffizienter Echosignale entwickelt

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

Gasart (Luft, N<sub>2</sub>, Perfluorokarbon, ...)

Hüllentyp: Albumin, Lipide, Polymer, ...

Lebensdauer von Mikrobläschen:

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

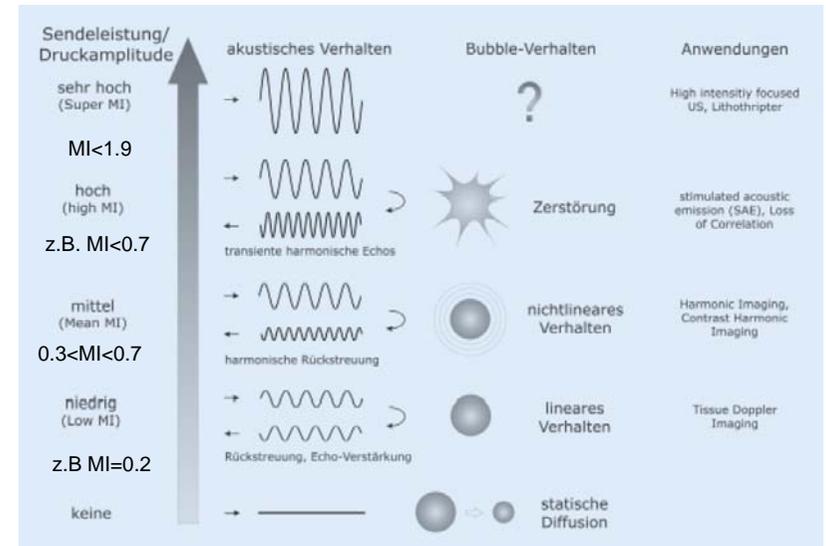
Darstellung von Vaskularität und Gefäßgeometrie in Organen möglich (kapilläres Volumen und kapillärer Fluss)

mechanischer Index

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

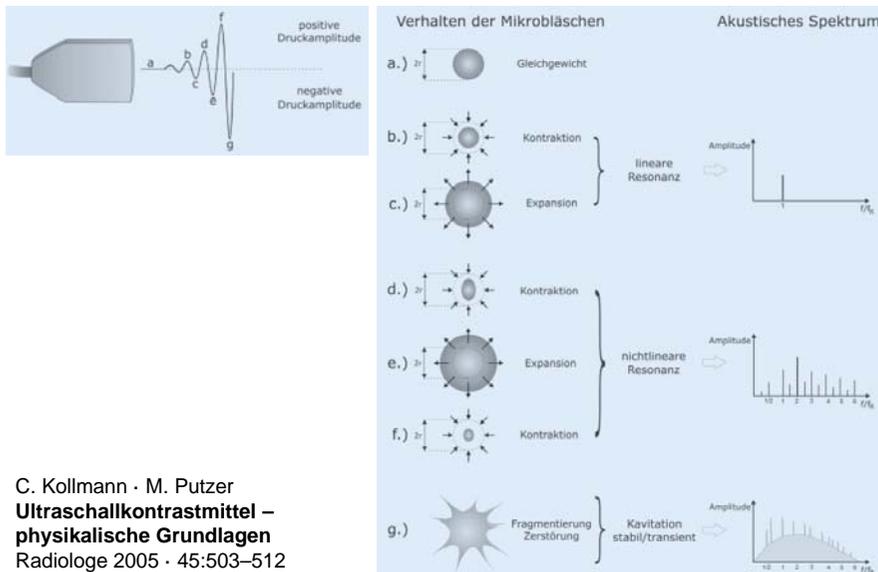
57

## Einfluss der Sendeleistung auf das akustische Verhalten von Mikrobläschen

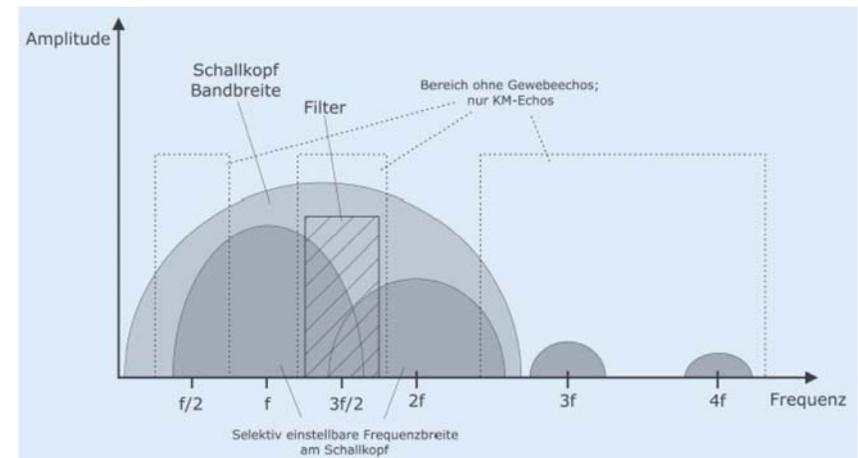


58

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



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

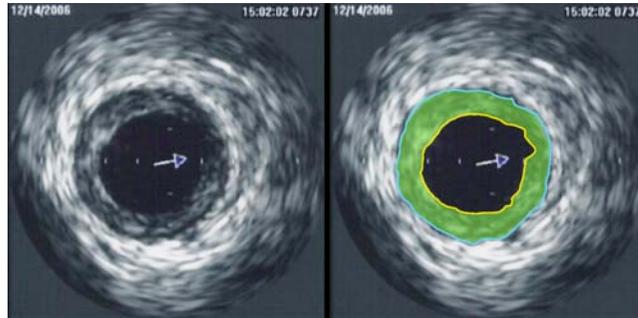
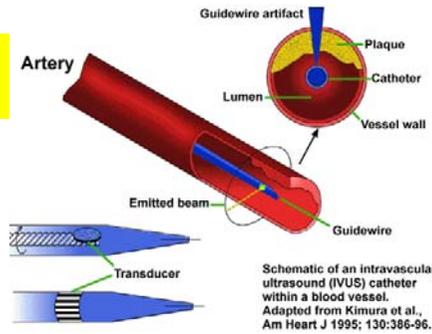


Frequenzbereiche, die bei Harmonic-imaging-Techniken zur Bildgebung herangezogen werden

60

## Intravaskuläre Ultraschall (IVUS)

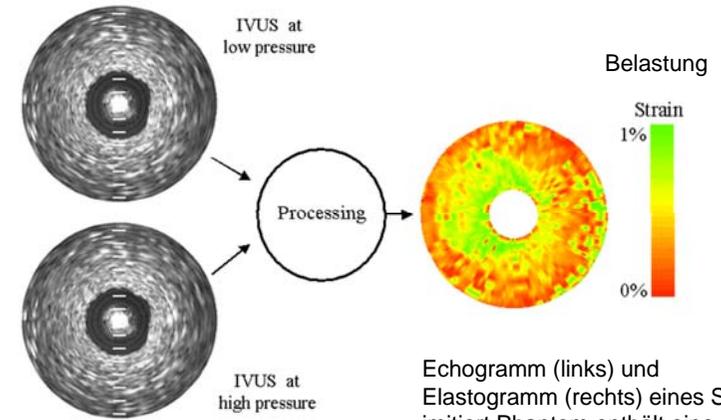
20-40 MHz,  
Bildwechselfrequenz: 30 Hz



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

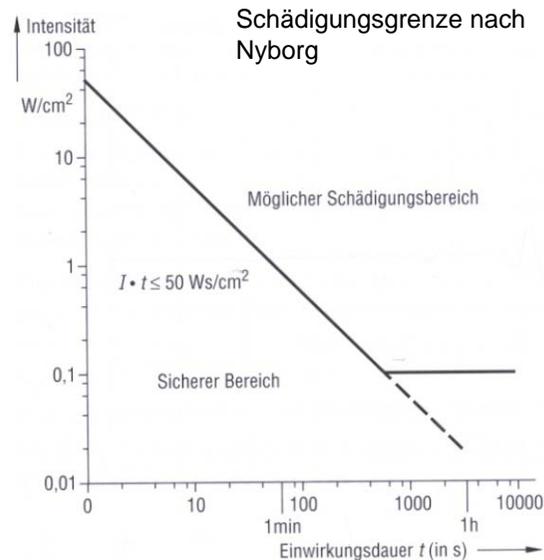
in der Diagnostik:

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

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

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



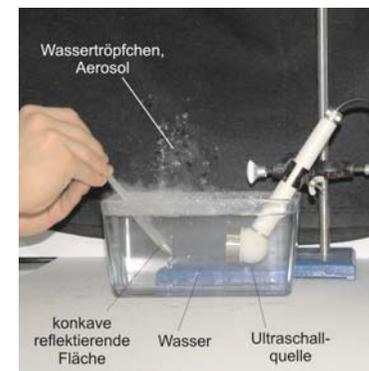
63

Fortsetzung:

Ultraschall Praktika:

Institut f. Biophysik

Skill-Zentrum



64