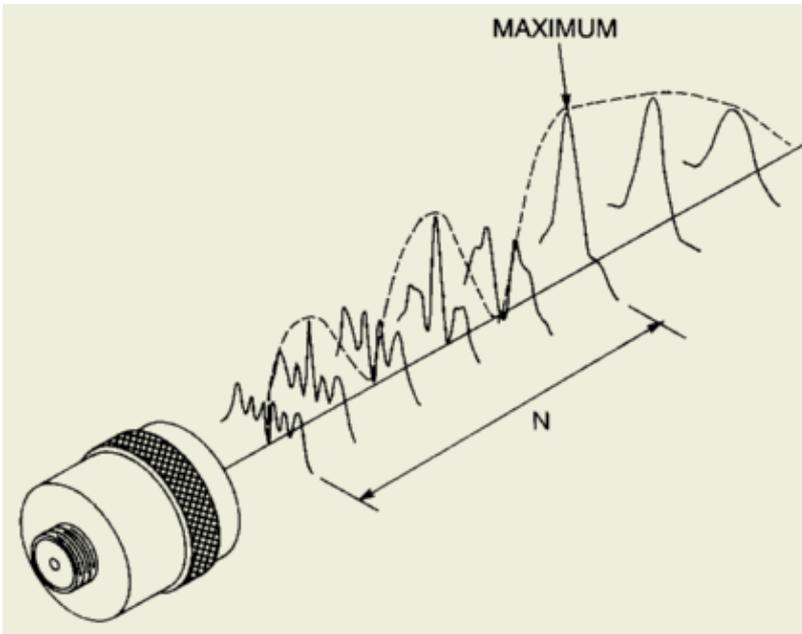
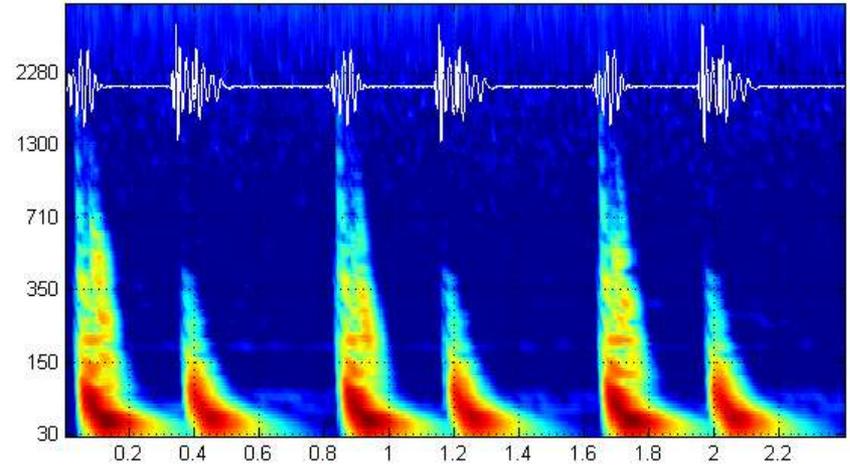
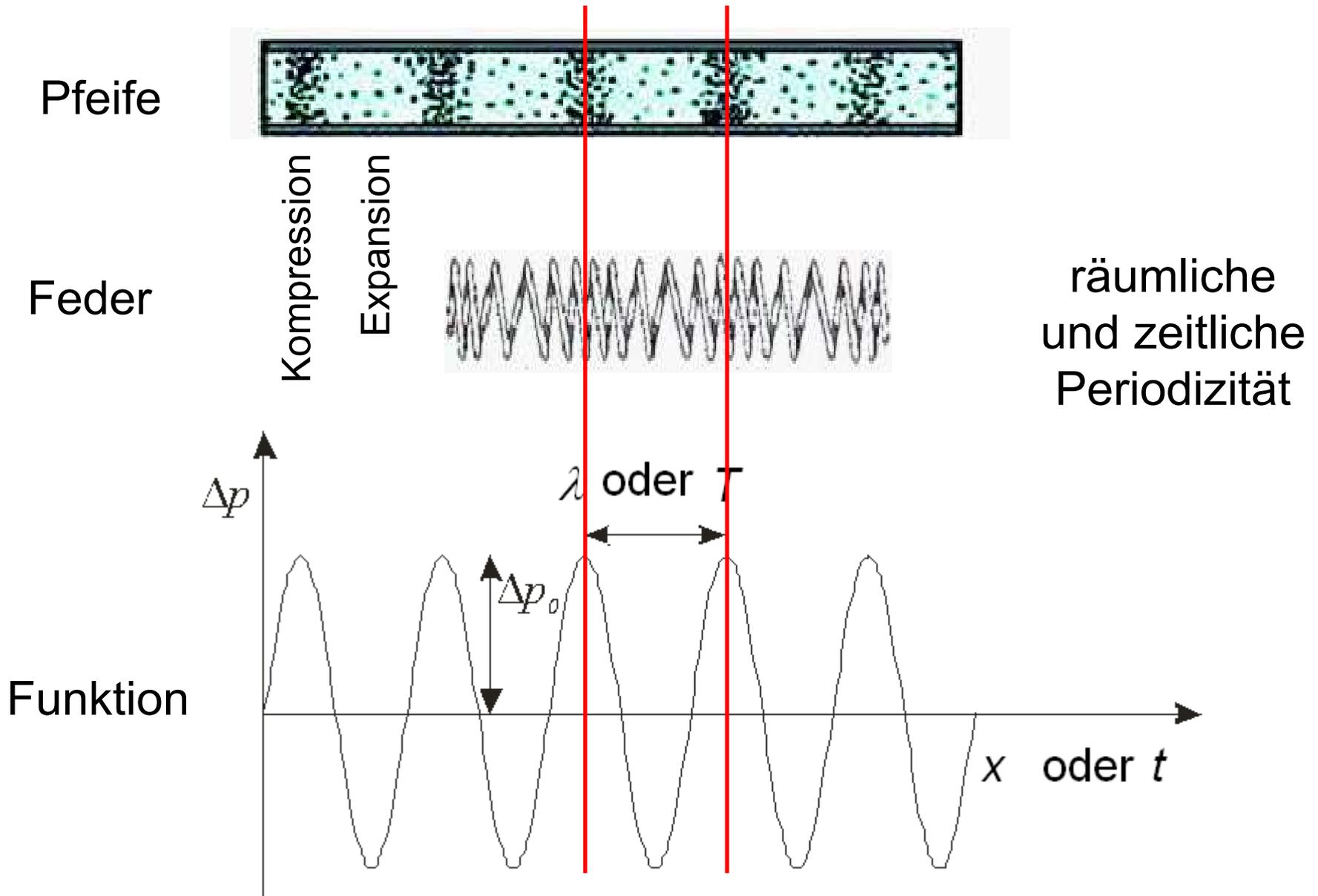
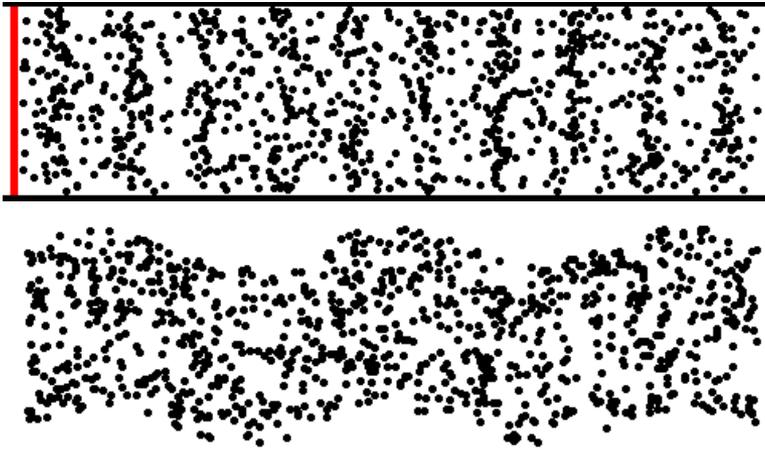


Physik der Ultrasonographie



Schall: mechanische Welle (Modell)





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

Transversalwelle

hydrostatischer Druck + Druckveränderung,
Schalldruck

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

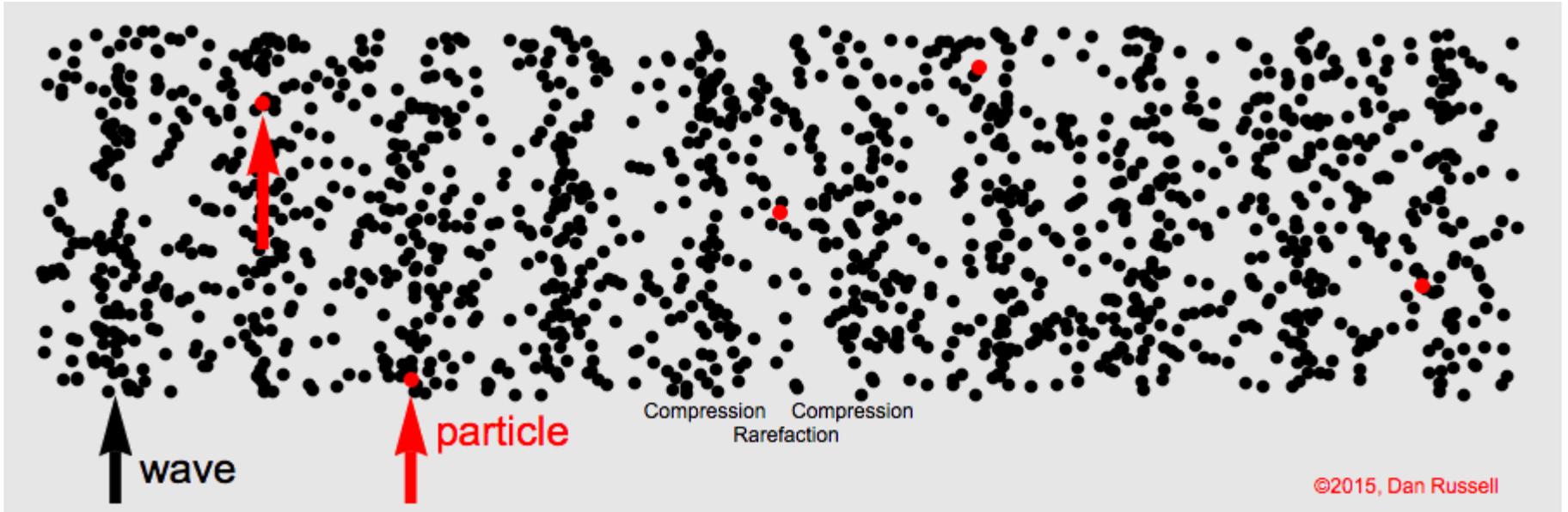
Druck DC + AC Amplitude Phase

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

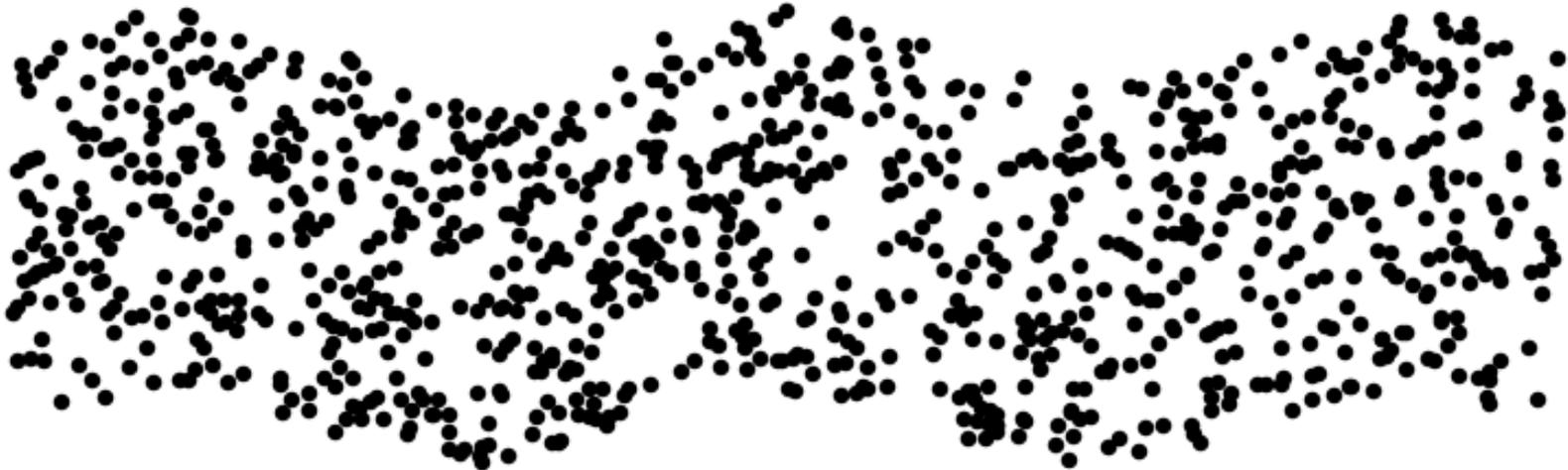
$$c \cdot T = \lambda, \quad c = f \cdot \lambda$$



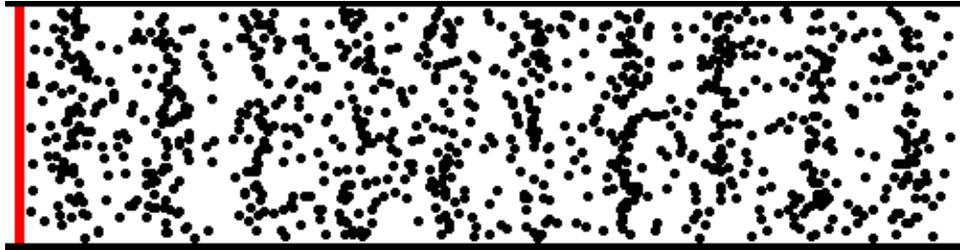
Longitudinalwelle



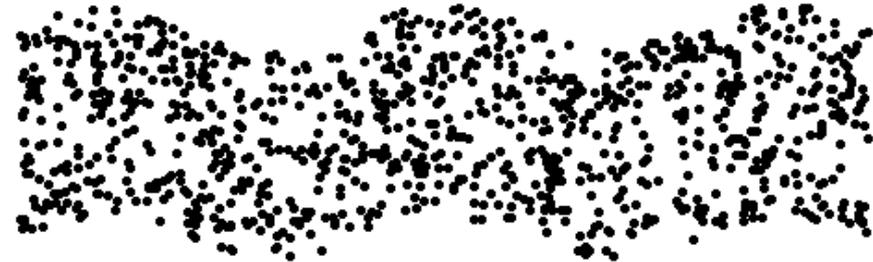
Transversalwelle



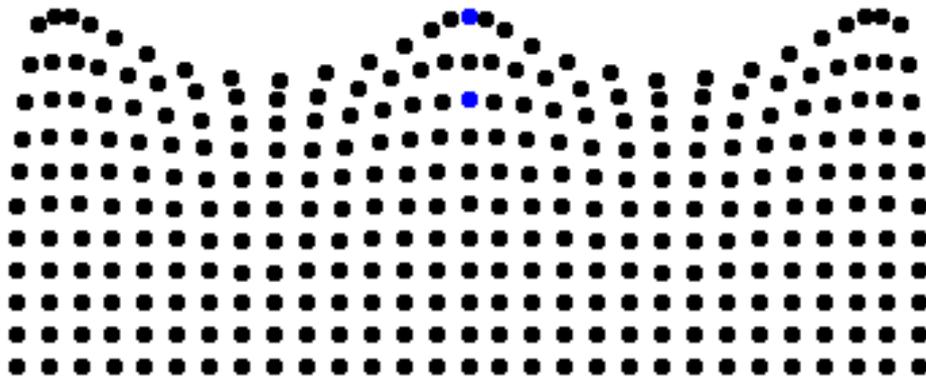
Longitudinalwelle



Transversalwelle

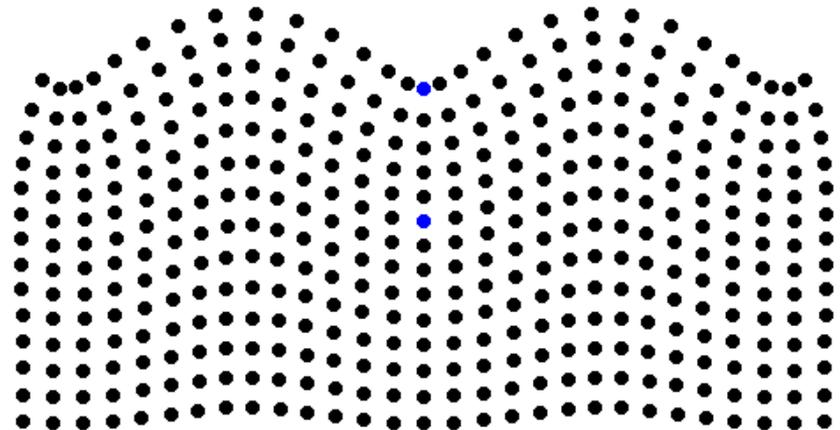


Oberflächenwelle



©1999, Daniel A. Russell

Rayleigh-Welle



©1999, Daniel A. Russell

Fourier-Analyse

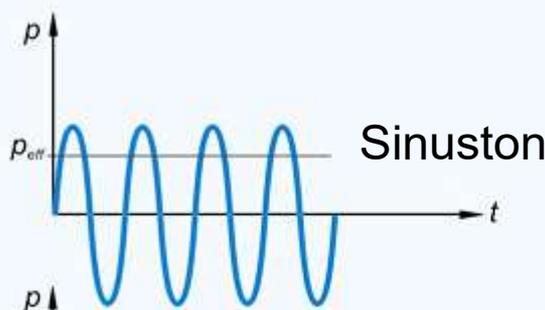
Zeitfunktion



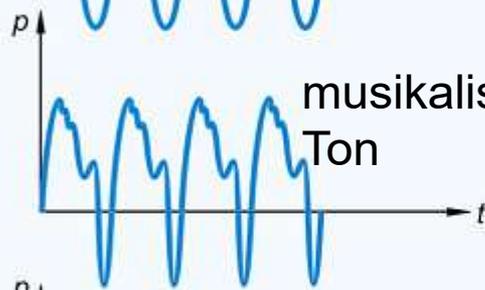
Spektrum

Fourier-Synthese

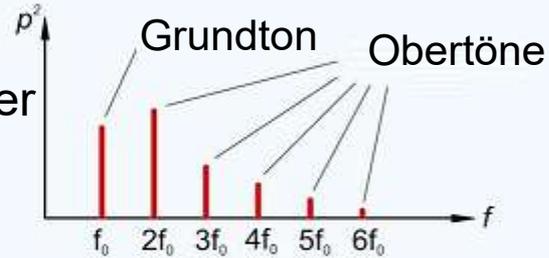
Tonhöhe
Klangfarbe



Sinuston



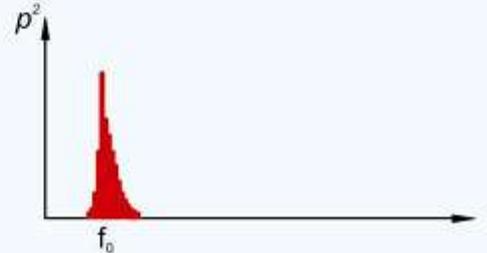
musikalischer
Ton



weisses
Geräusch



Dröhnen

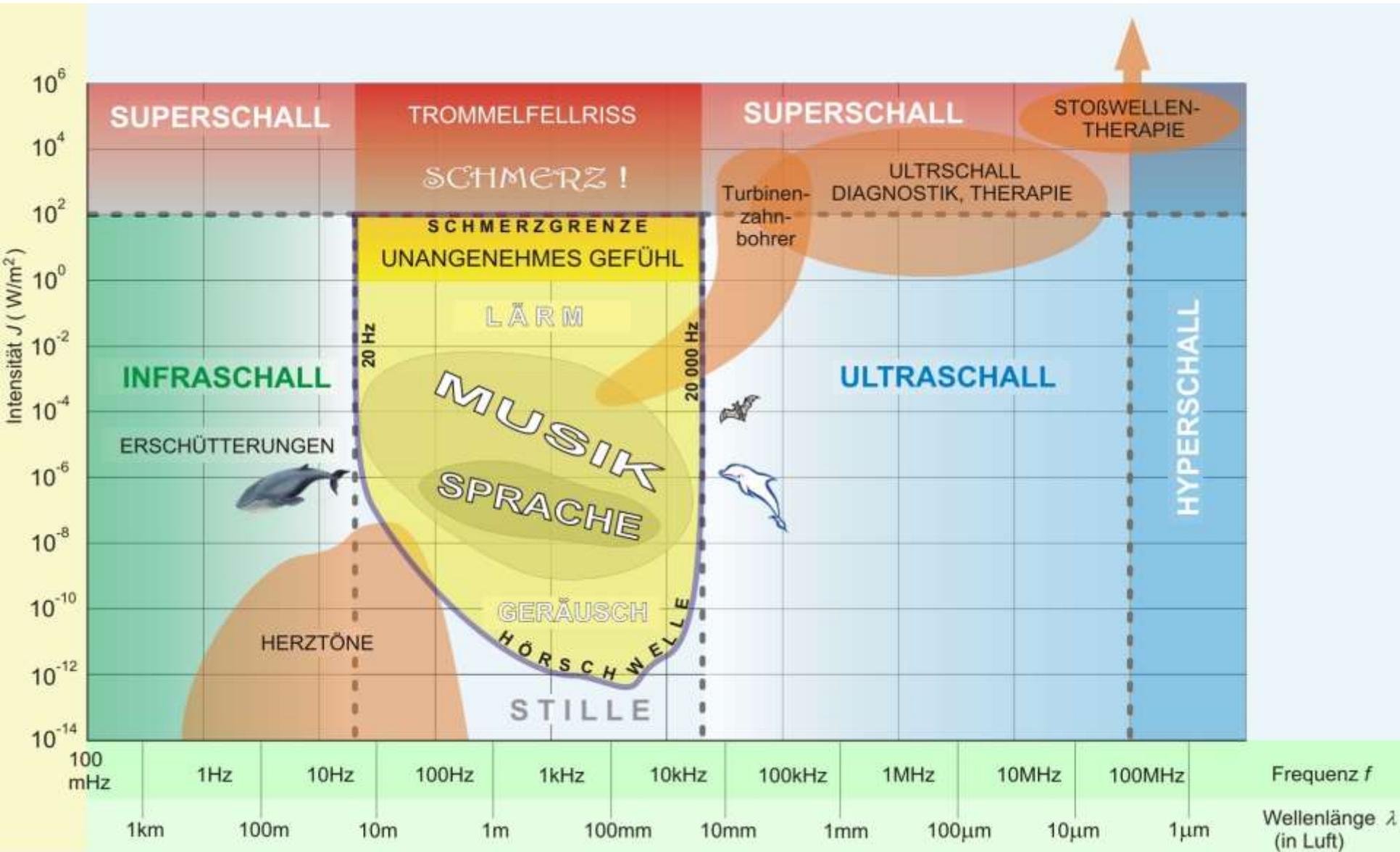


diskrete Spektren

kontinuierliches
Spektrum

Bandenspektrum

Intensität und Frequenzbereiche der mechanischen Welle



Die Rolle des elastischen Mediums



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

Kompressibilität,
relative Volumen-verminderung
geteilt durch Druck

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

Fortpflanzungsgeschwindigkeit

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

akustische **Impedanz**,
Wellenwiderstand
(Definition)

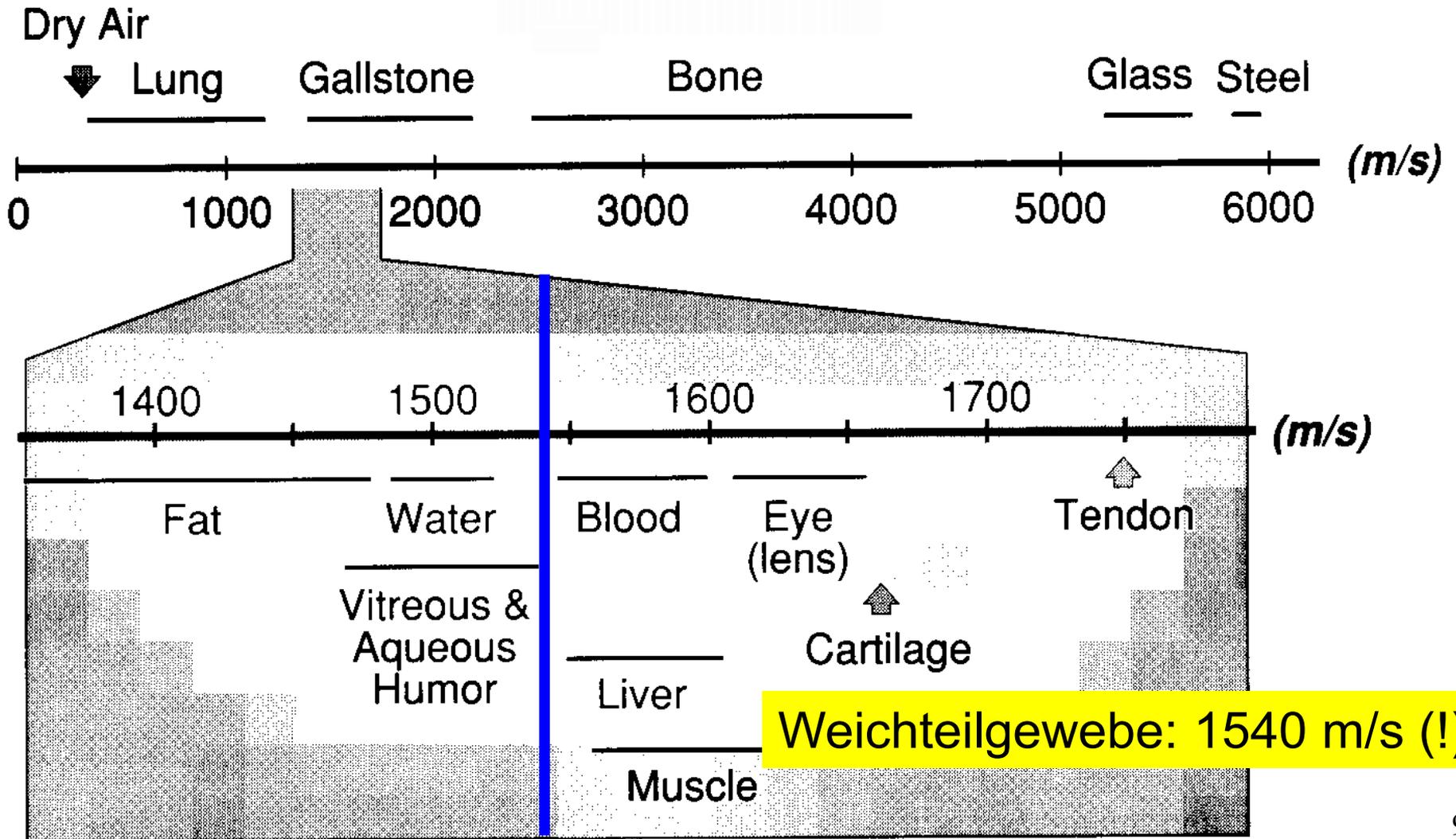
$$Z_{\text{el}} = \frac{U}{I}$$

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

akustische Impedanz
(nützliche Form)

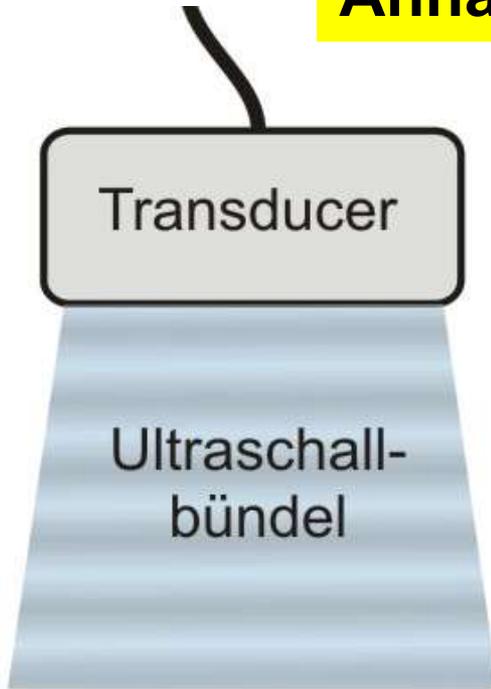


Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Schallwellen in verschiedenen Medien (Organen, Geweben)



Annahme der konstanten US-Geschwindigkeit

➔ Artefakt

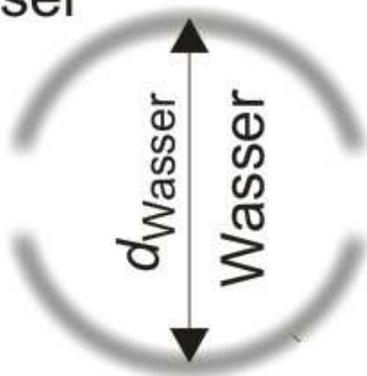


Das Bild der Rückwand Reflexion erscheint in verschiedenen Abständen, je nach dem Material in der Finger der Gummihandschuhe

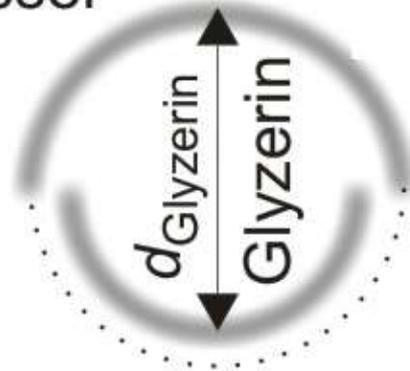
$$C_{\text{Wasser}} = 1540 \text{ m/s}, C_{\text{Glycerin}} = 1900 \text{ m/s}, C_{\text{Alkohol}} = 1200 \text{ m/s}$$

Kontur des Gummifingers am Bildschirm:

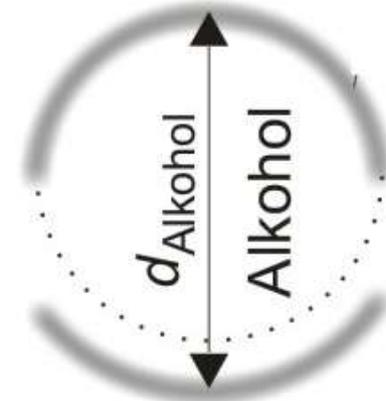
Wasser



Wasser



Wasser



Intensität des Ultraschalls

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

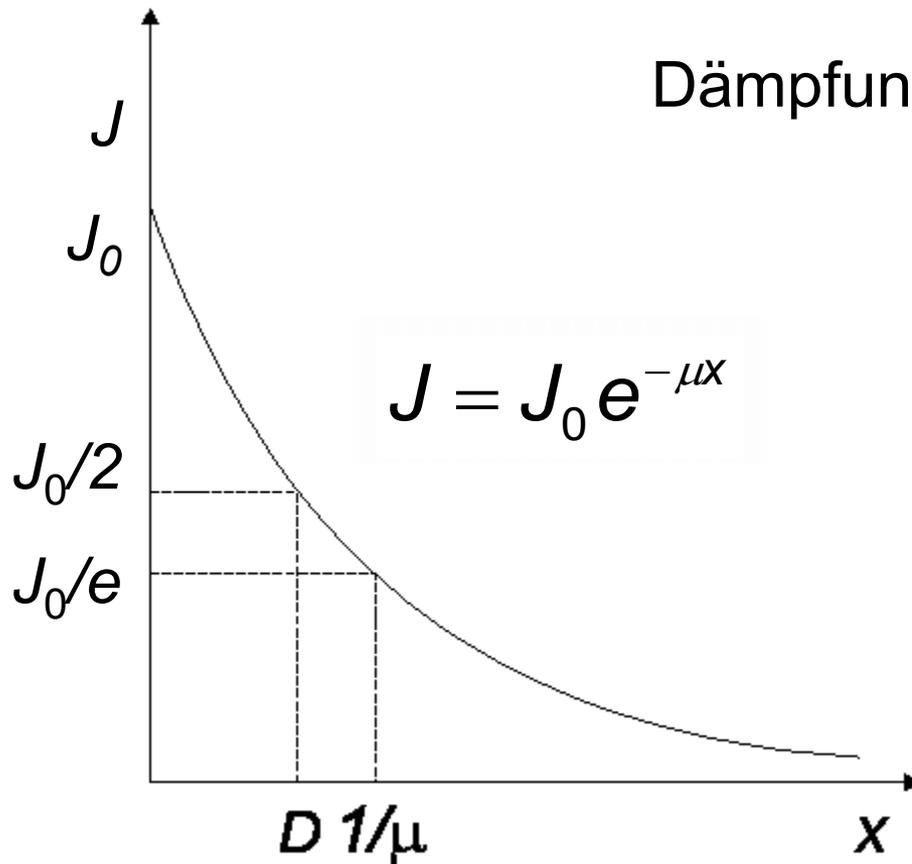
$$P_{\text{el}} = \frac{1}{Z_{\text{el}}} U_{\text{eff}}^2$$

Intensität =

Energie-Strom Stärke

elektrische Analogie

Energieverlust während der Fortpflanzung (Absorption)



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

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

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

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

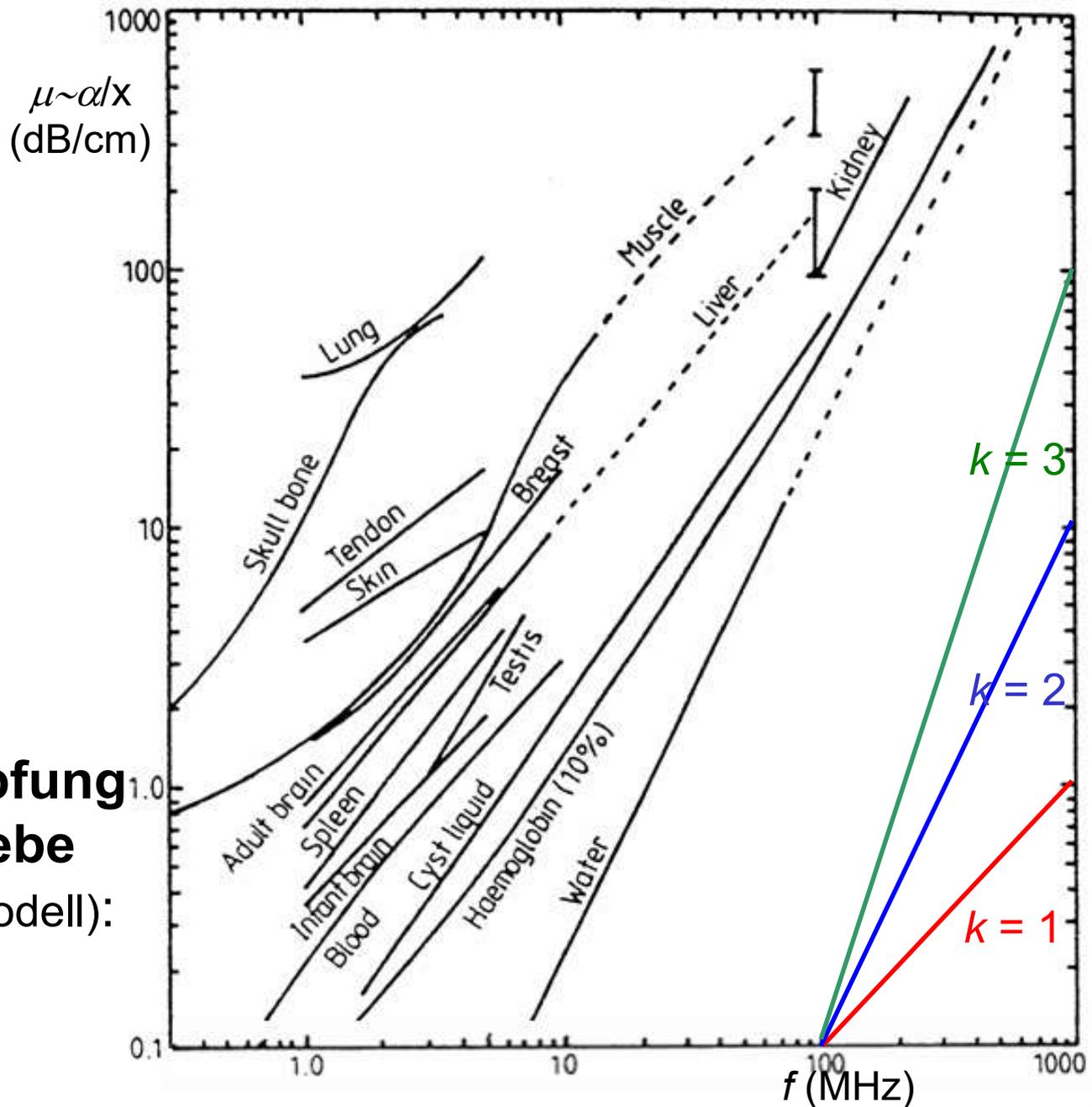
$$\log \mu \sim k \log f$$

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

spezifische Dämpfung für Weichteilgewebe

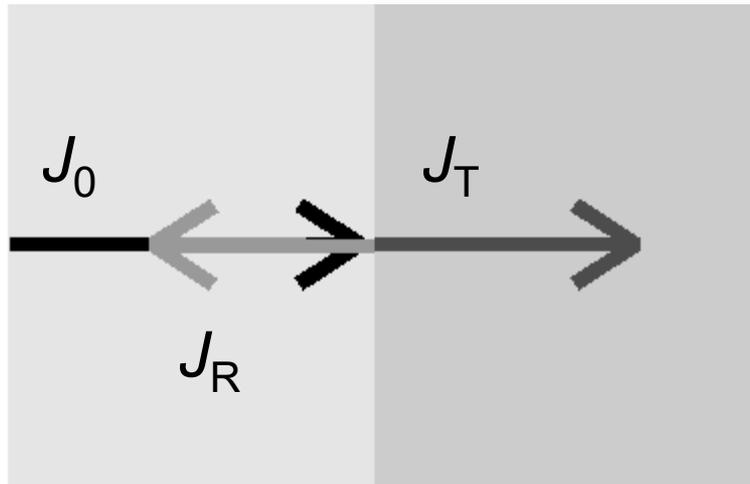
(homogen Gewebe-Modell):

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



Erscheinungen an der Grenzflächen

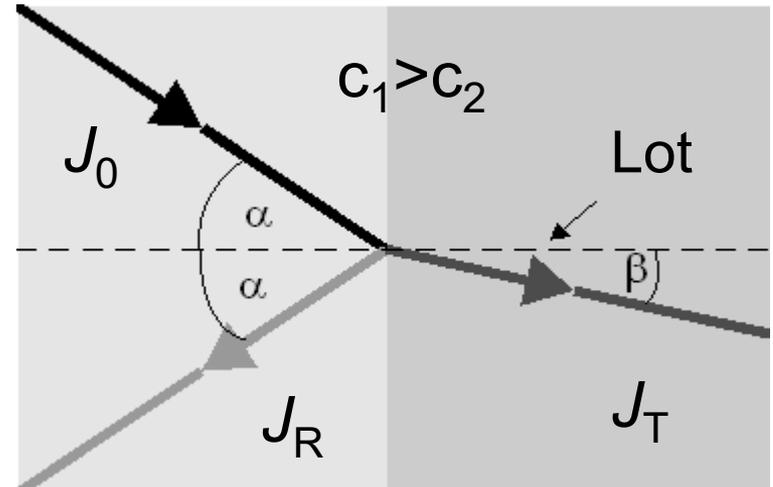
senkrechter Einfall



$$J_0 = J_R + J_T$$

Reflexion und Transmission

schräger Einfall



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

Snellius-Descartes

Reflexion (für senkrechten Einfall)

Reflexionskoeffizient :

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

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

“totale” Reflexion :

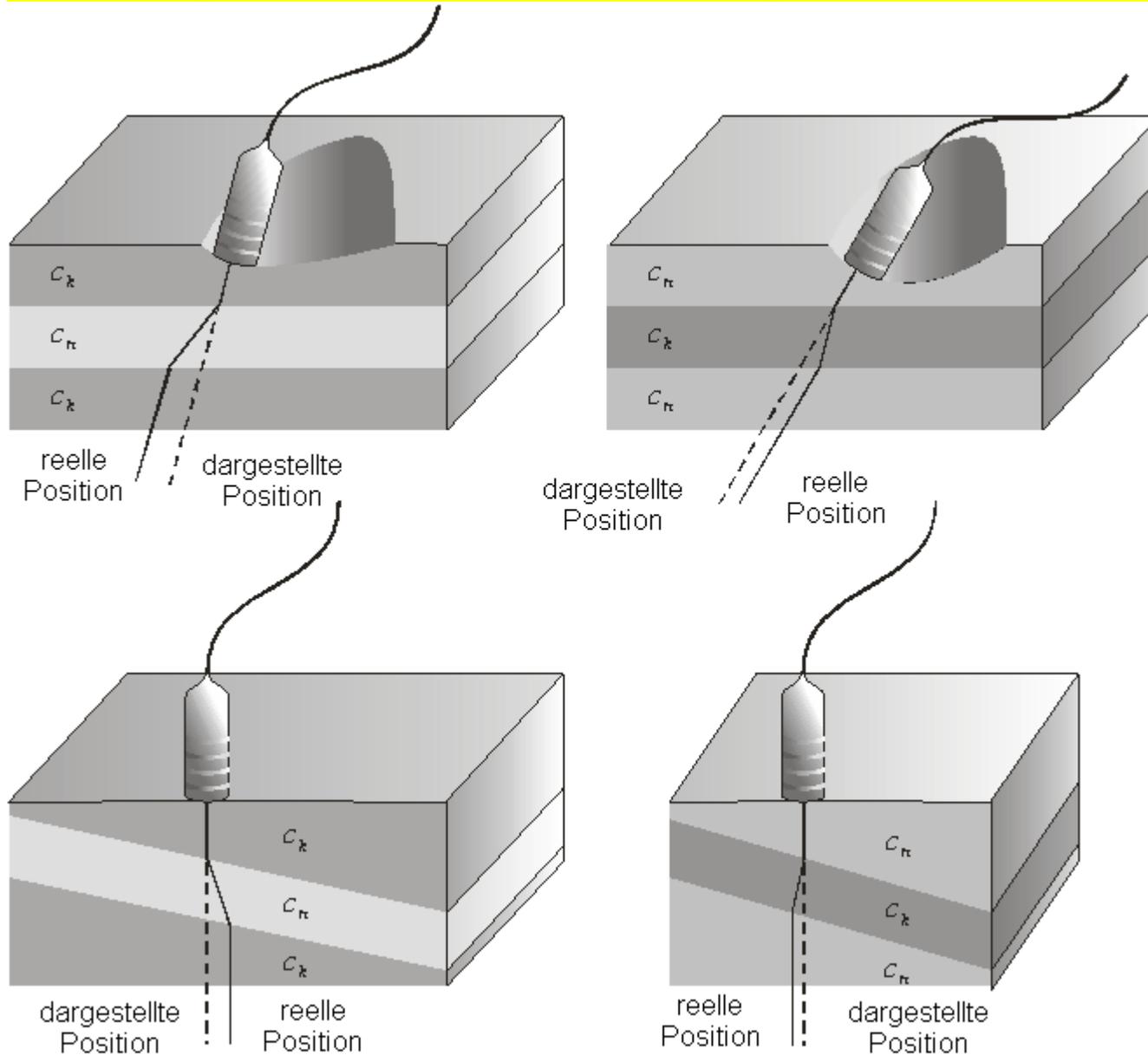
$$Z_1 \ll Z_2, \quad R \approx 1$$

optimale Kopplung:

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



Schräger Einfall bzw. schräge Grenzfläche



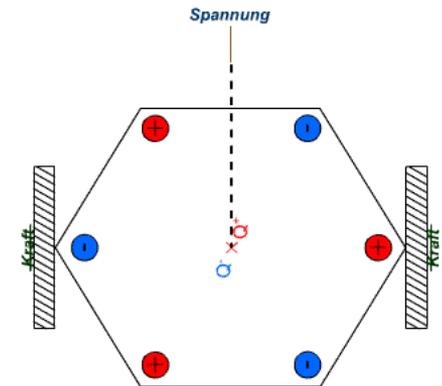
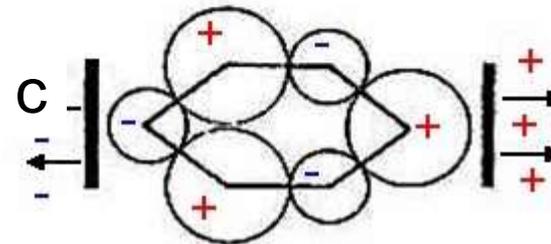
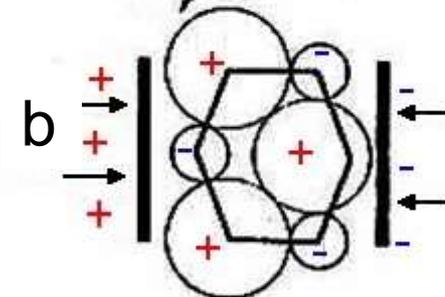
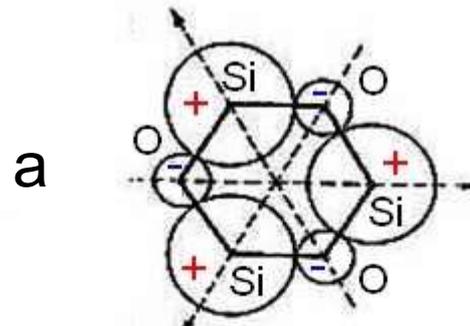
Erzeugung des Ultraschalls. Piezoelektrischer Effekt

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.



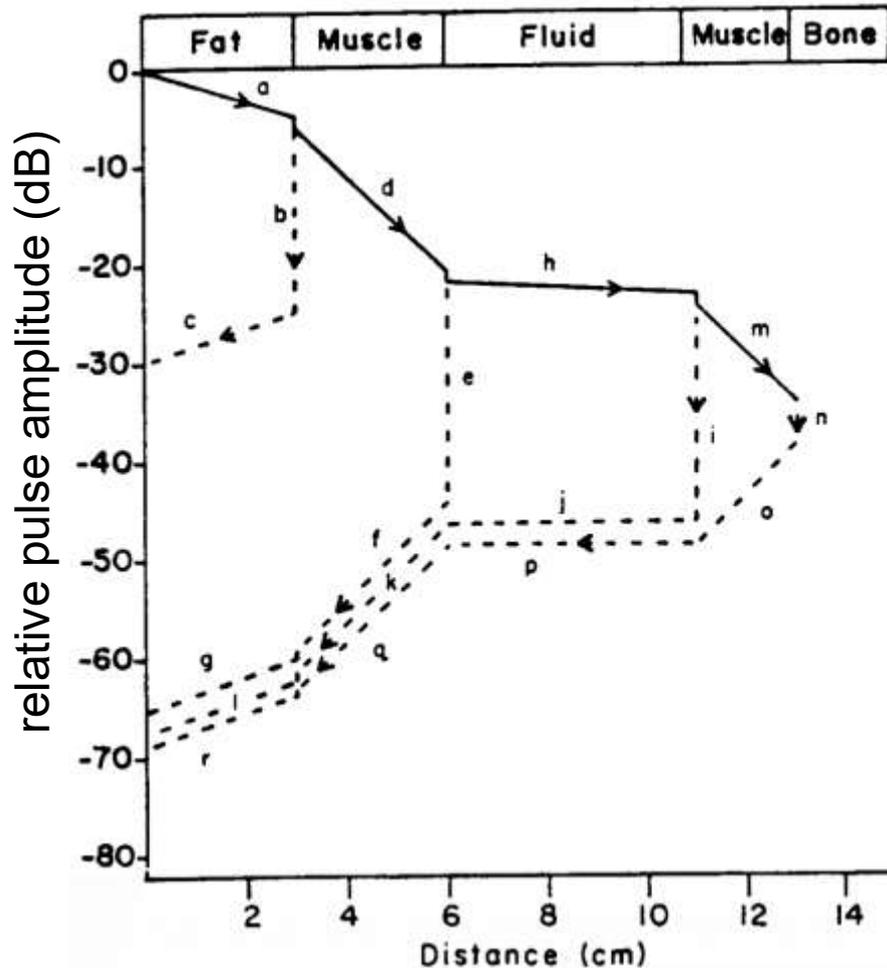
Gasanzünder



Hochtöner



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)

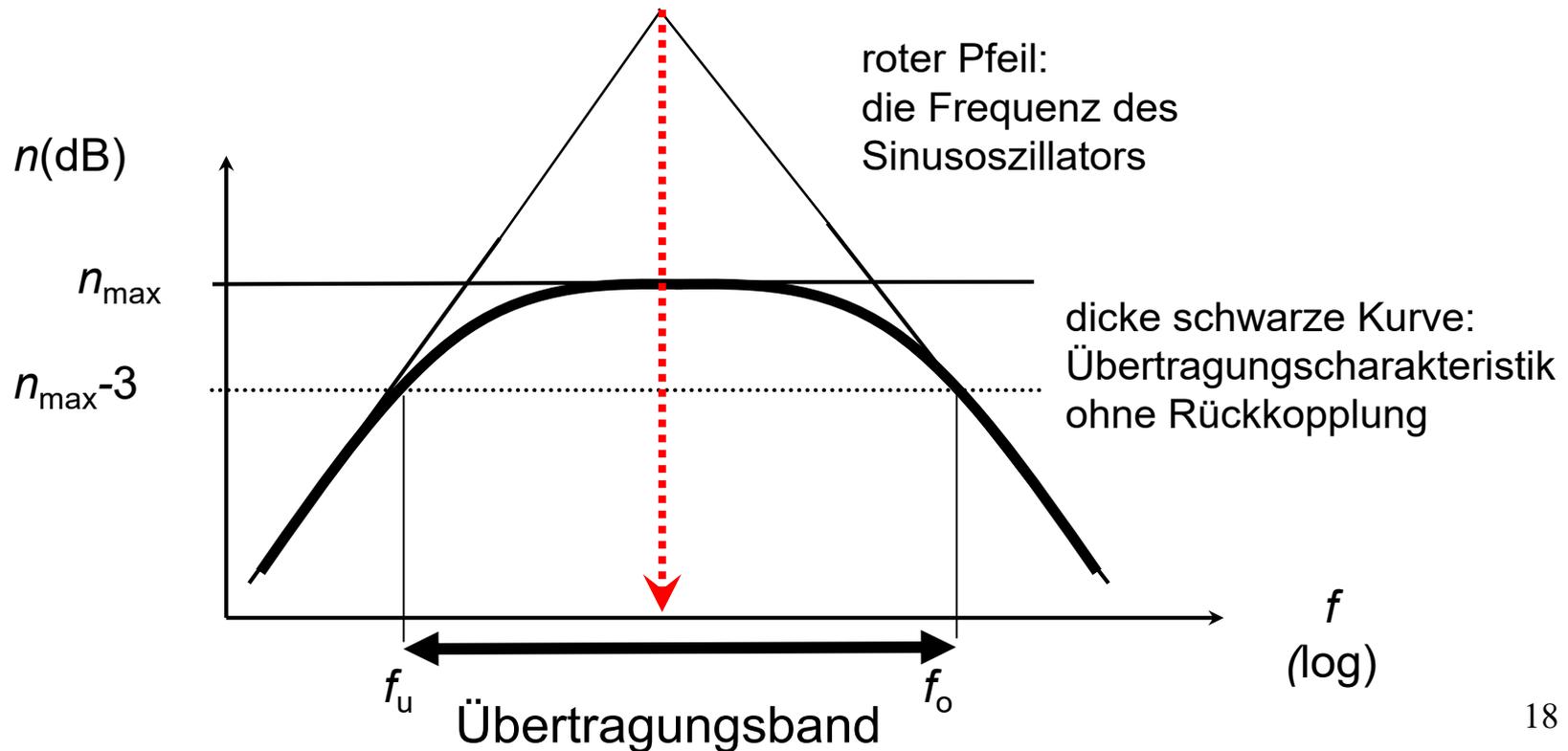
Grenzfläche	R	$10\lg R$ (dB)	T	$10\lg T$ (dB)
Fett/Muskel	0.01	-20.0	0.990	-0.044
Muskel/Blut	0.001	-30.0	0.999	-0.004
Muskel/Knochen	0.41	-3.9	0.590	-2.291

Elektrische Signalquelle: Sinusoszillator

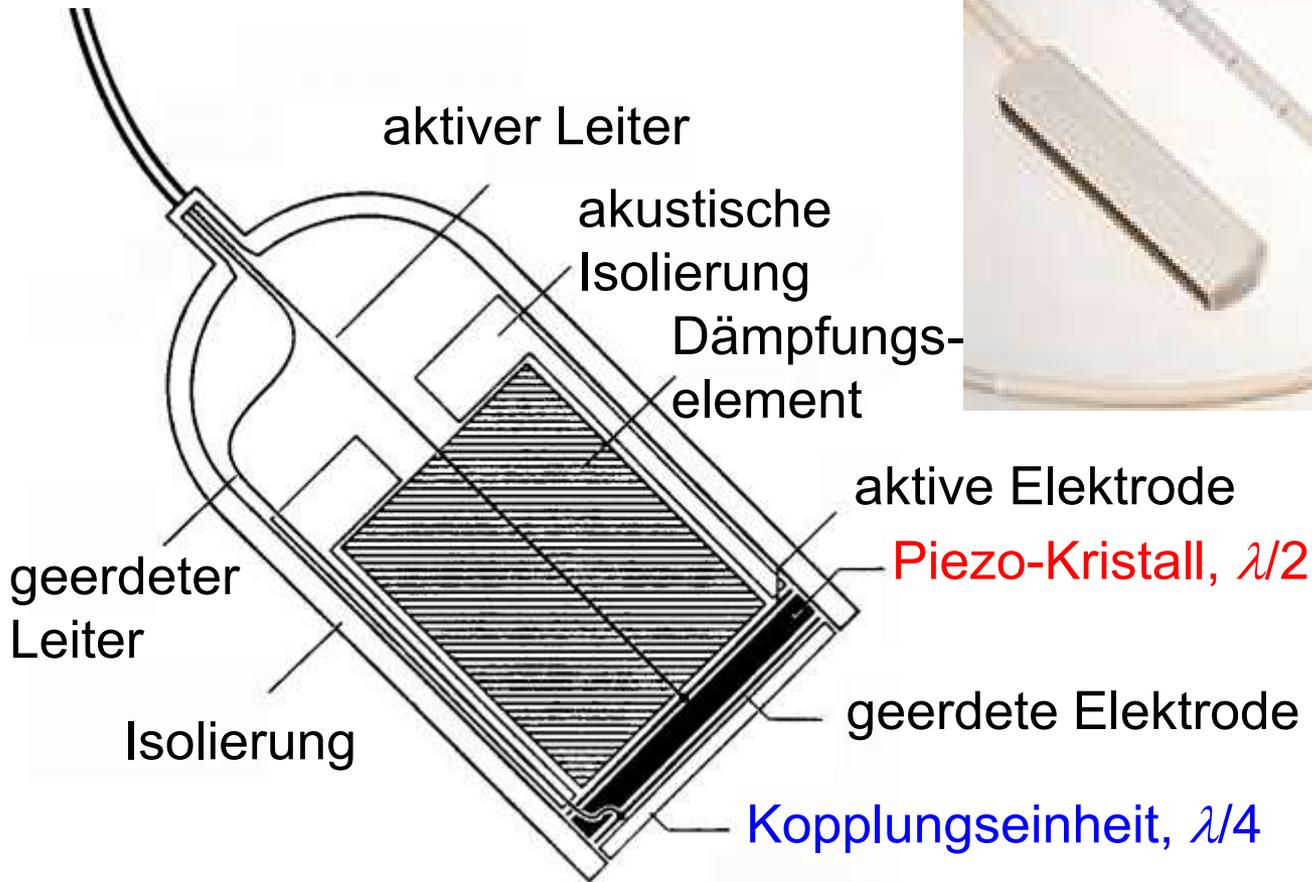
Mitkopplung (positiv rückgekoppelter Verstärker)

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

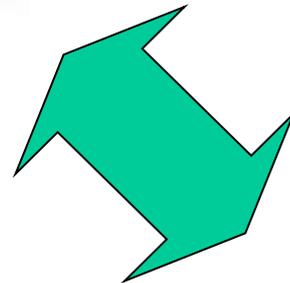
$\beta A_U = 1$, Verstärkung: „unendlich“ – Sinusoszillator
kein Eingangssignal, Ausgangssignal: Sinuswelle



Ultraschall-Wandler



Empfänger



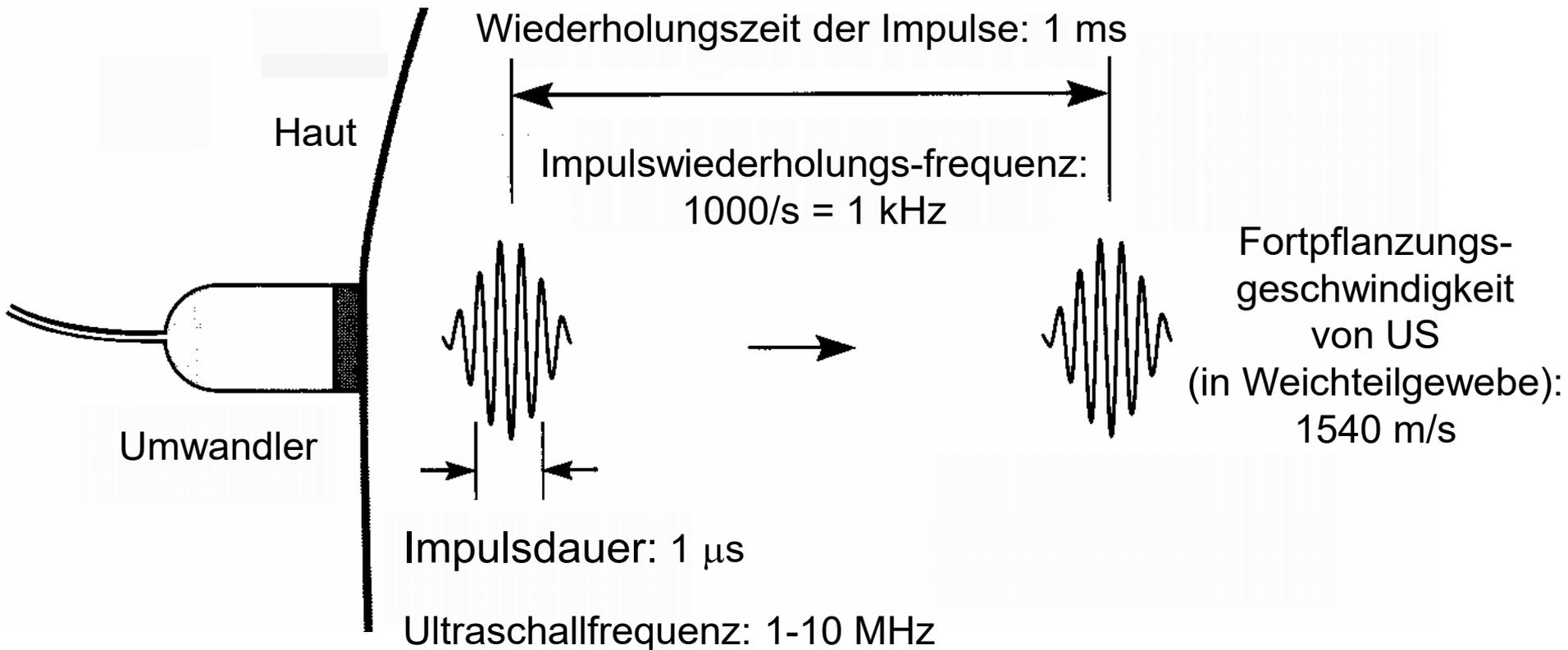
Sender

Charakteristiken der Ultraschall-Impulse

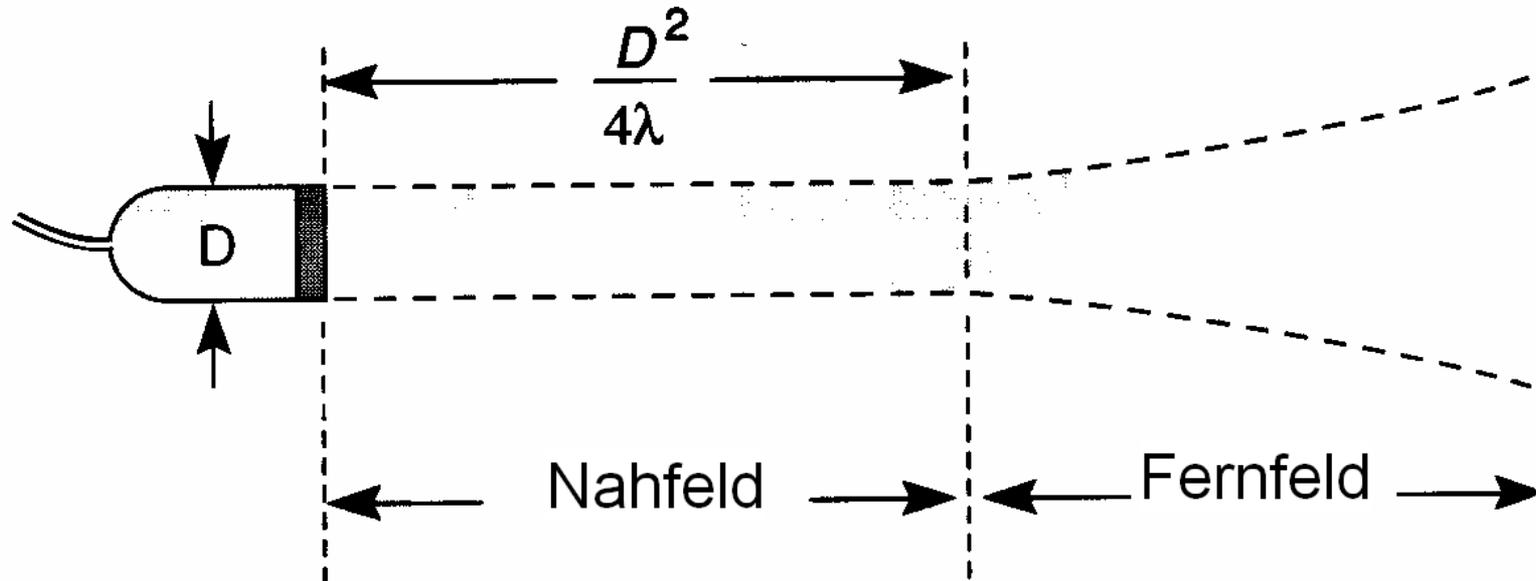
Transducer/Umwandler:

Sender und Empfänger dieselbe Einheit

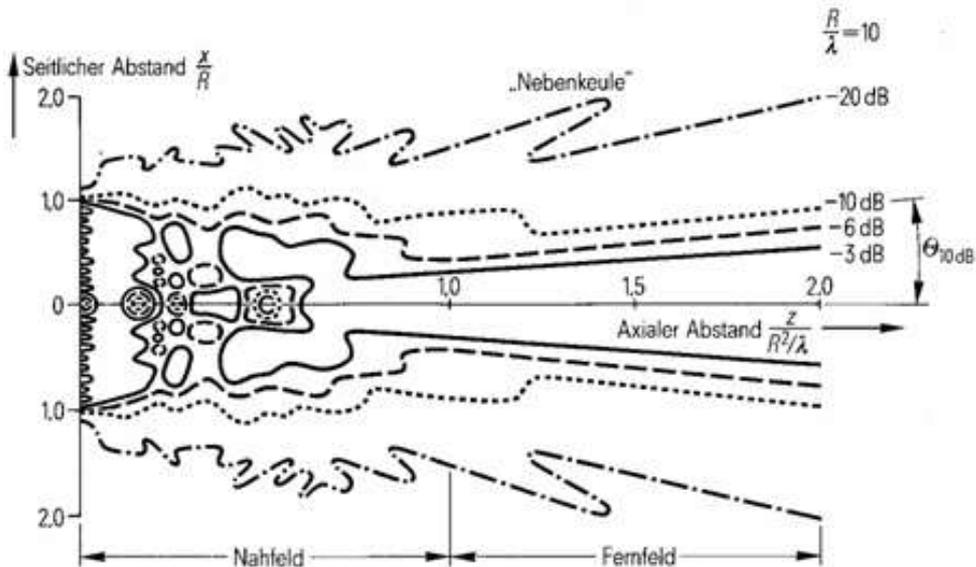
zeitliche Trennung – anstatt der kontinuierlichen Welle
nur Impulse



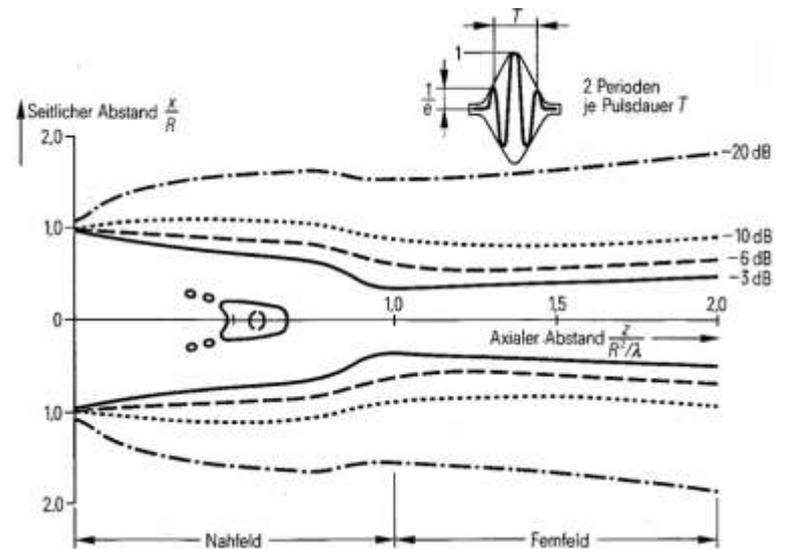
Bündelform des Ultraschalls (vereinfachtes Bild)



Bündelform bei **kontinuierlicher** Anregung



Bündelform bei **pulsförmiger** 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

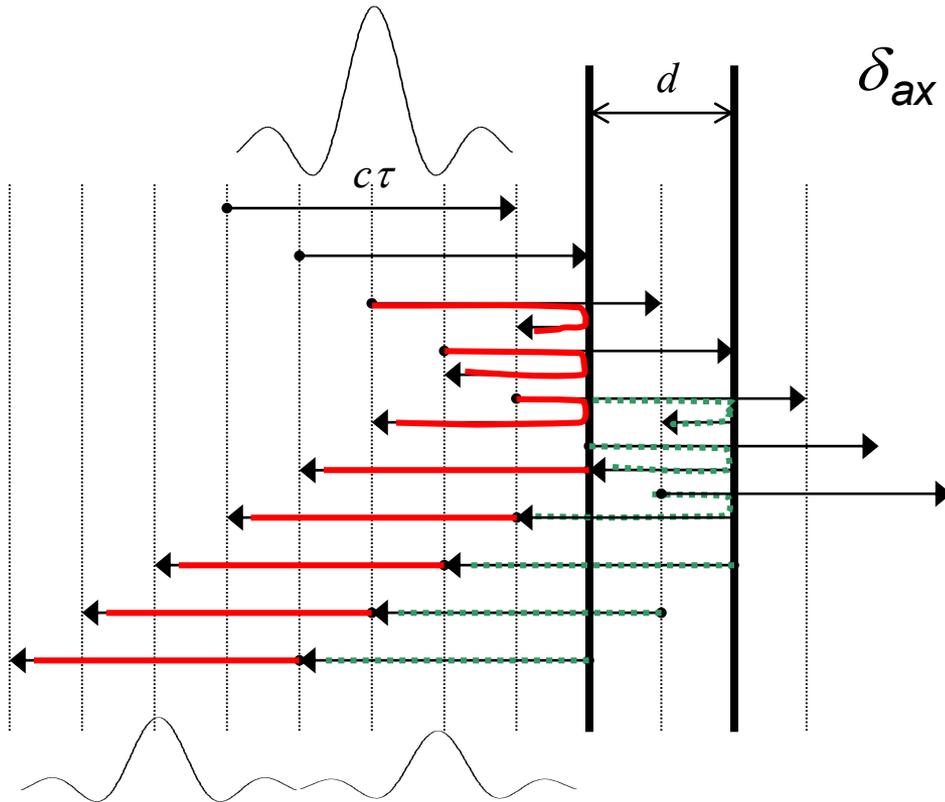
Frequenz (MHz):	2	15
Wellenlänge (in Muskulatur) (mm):	0.78	0.1
Eindringtiefe (einfach) (cm):	12	1.6
laterale Auflösungsgrenze (mm):	3.0	0.4
axiale Auflösungsgrenze (mm):	0.8	0.15

Axiale Auflösungsgrenze

τ : Impulsdauer

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

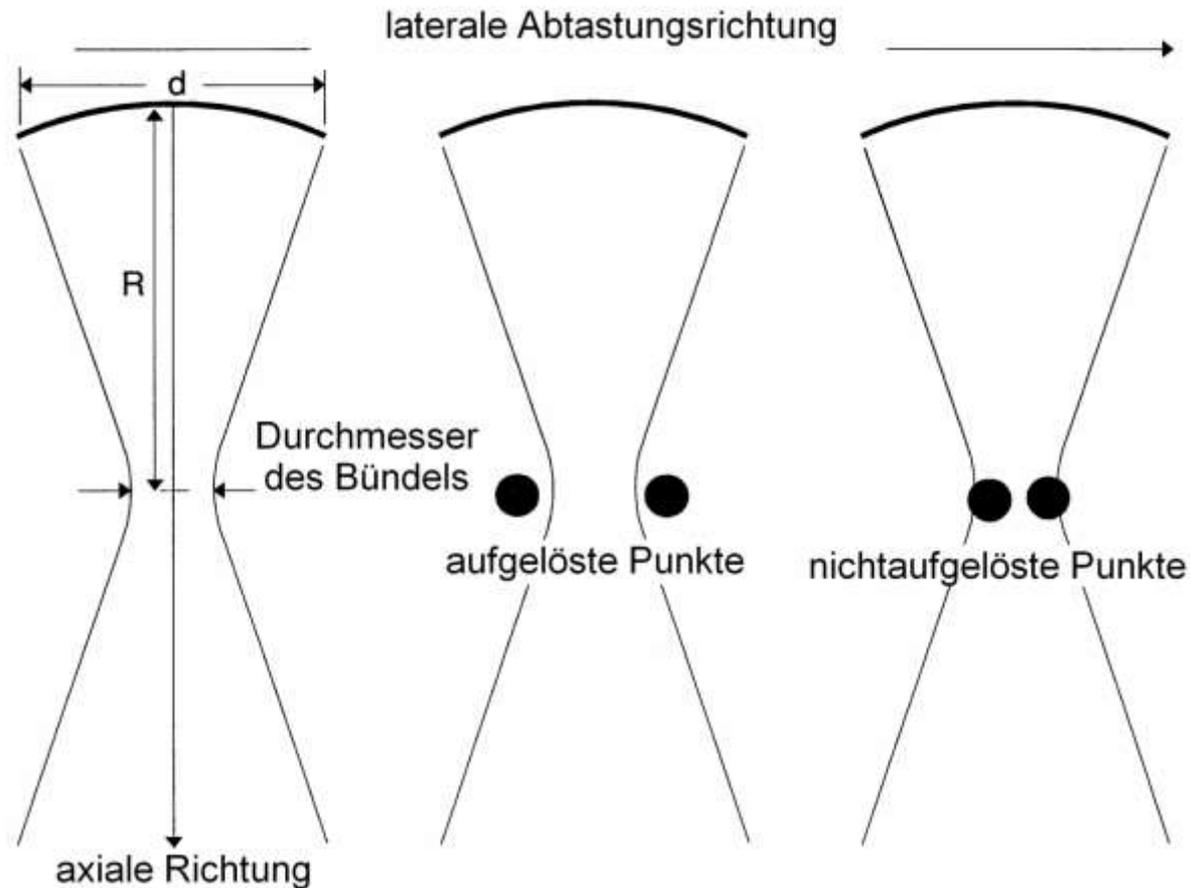
$\delta_{ax} = d = \frac{c\tau}{2}$ Auflösungsgrenze



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

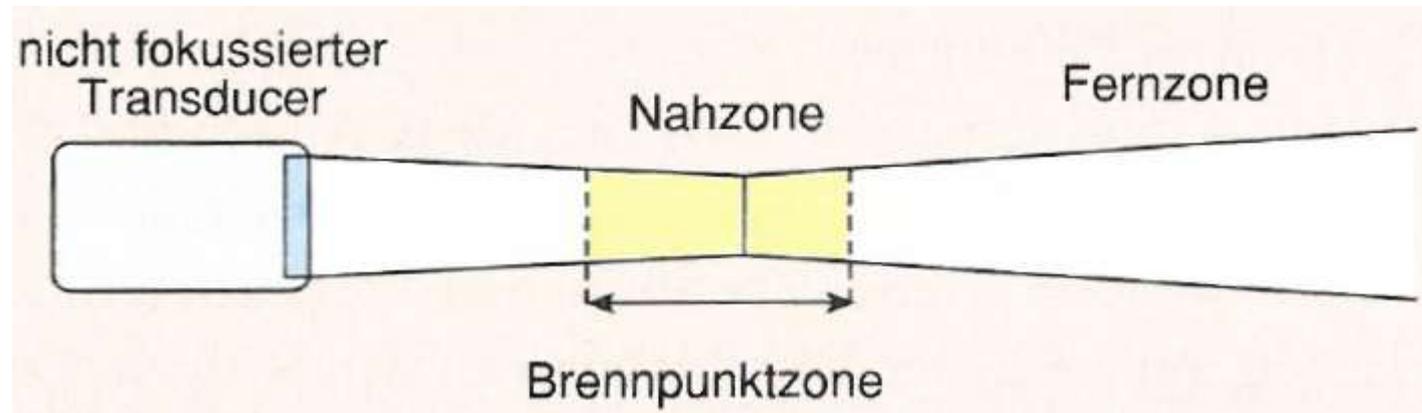
$$\tau \sim T = \frac{1}{f}$$

Laterale Auflösungs Grenze

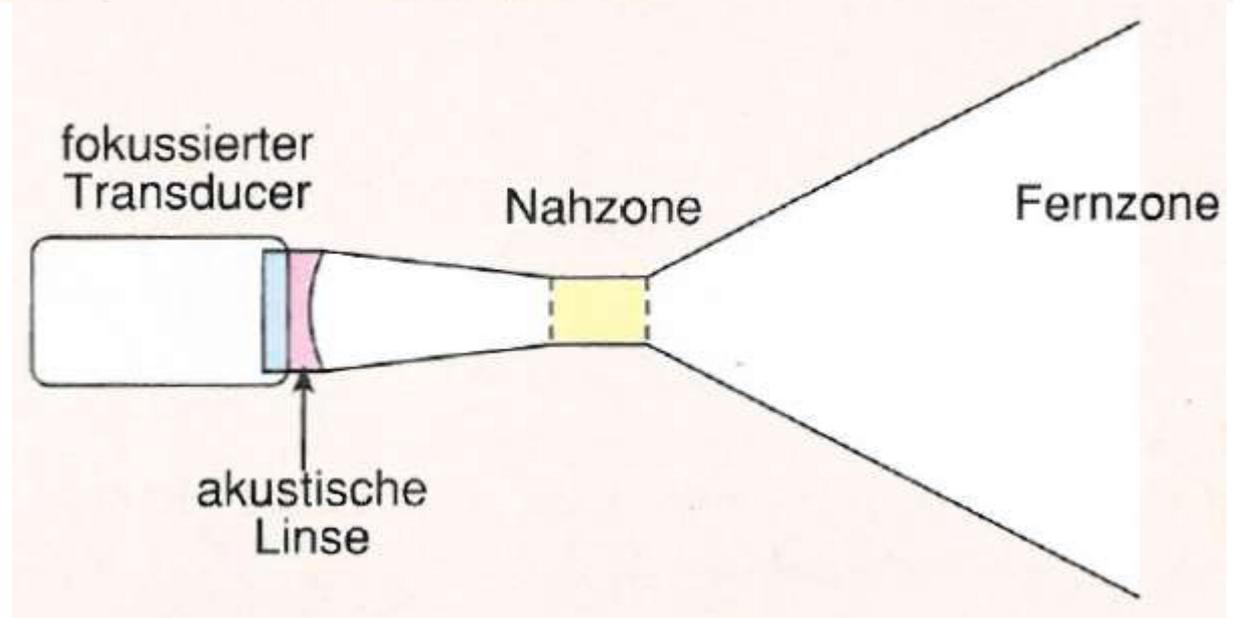


$$\delta_{\text{lat}} \sim \frac{R}{d} \cdot \lambda = f\# \cdot \lambda$$

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

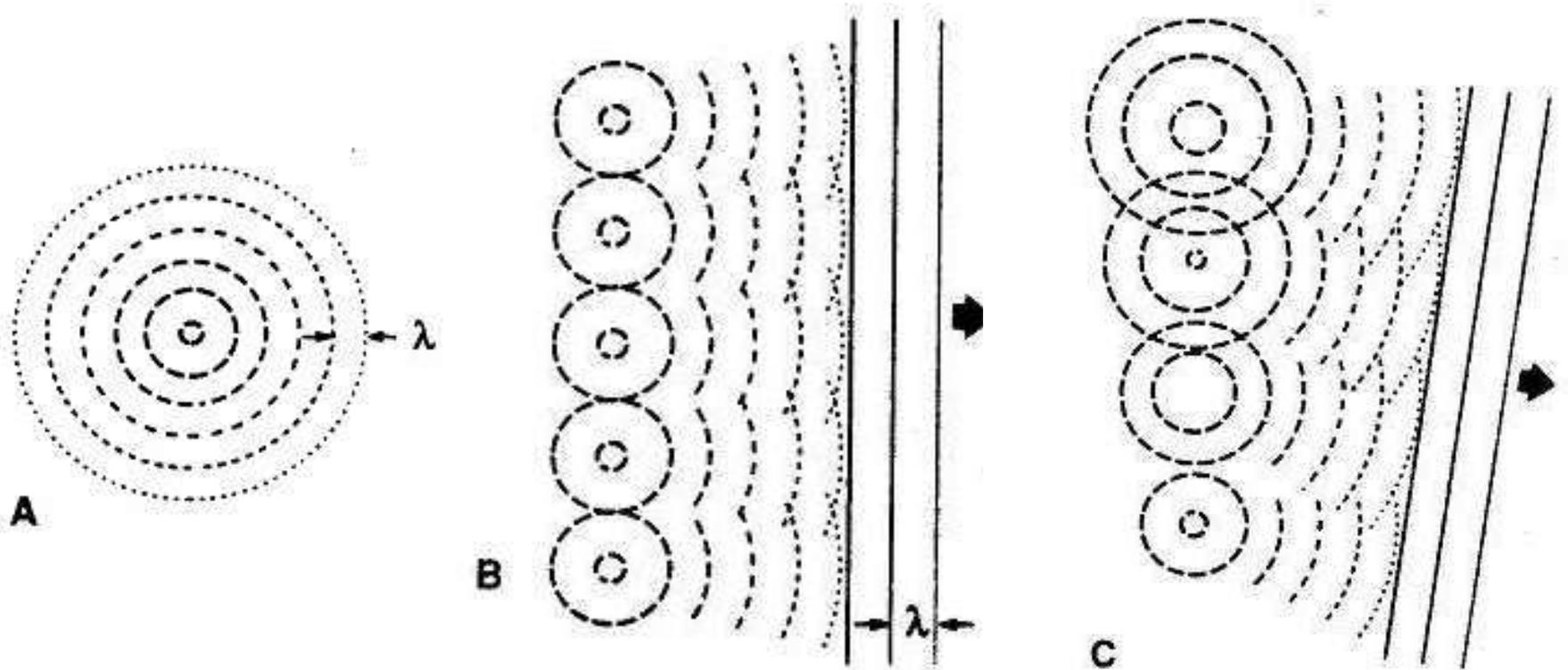


Fokussieren



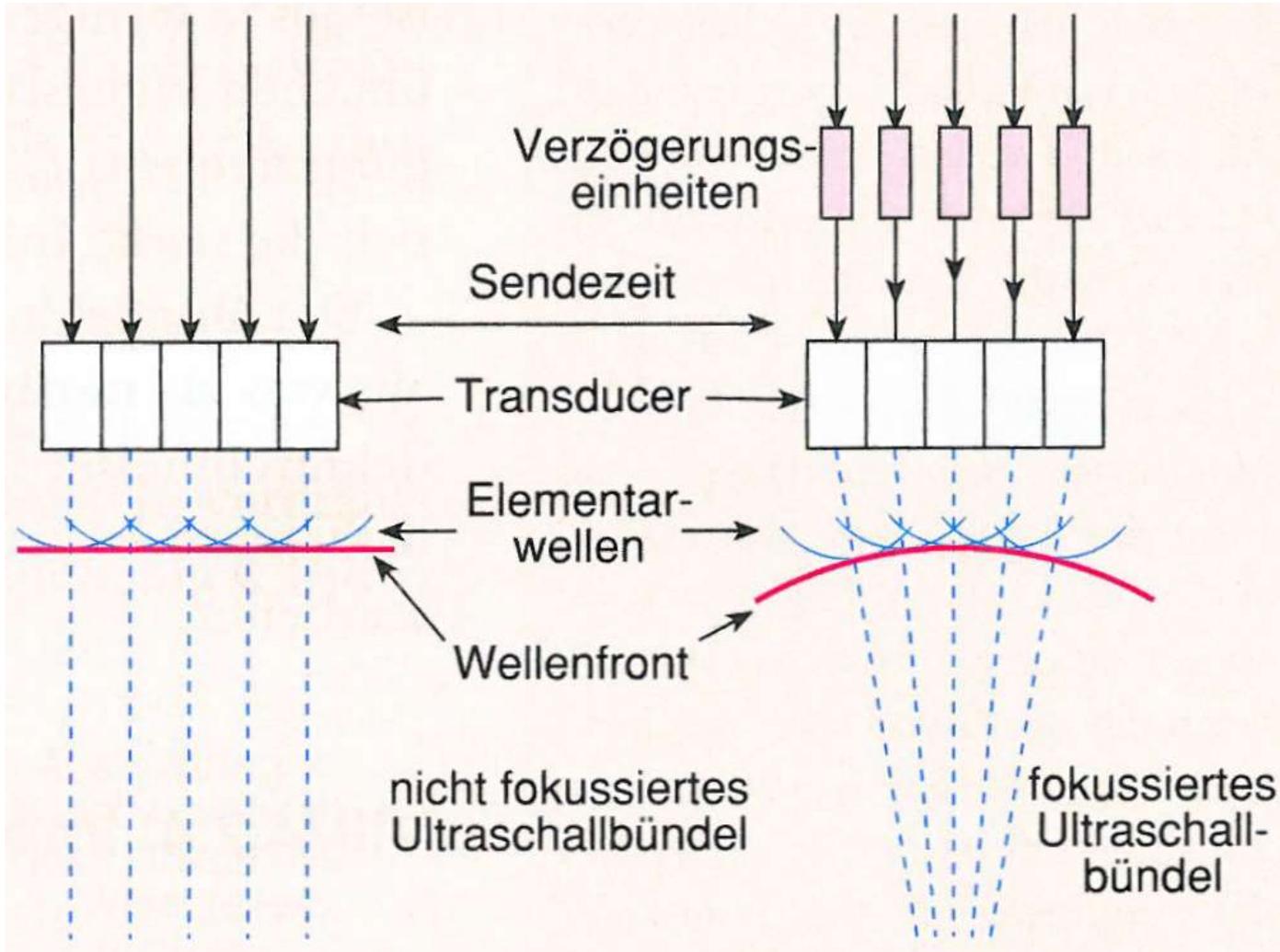
Vorteil: die laterale Auflösung verbessert sich
 Nachteil: die Divergenz des Bündels im Fernfeld vergrößert sich und die **Schärfentiefe** verschlechtert sich

Huygens Prinzip

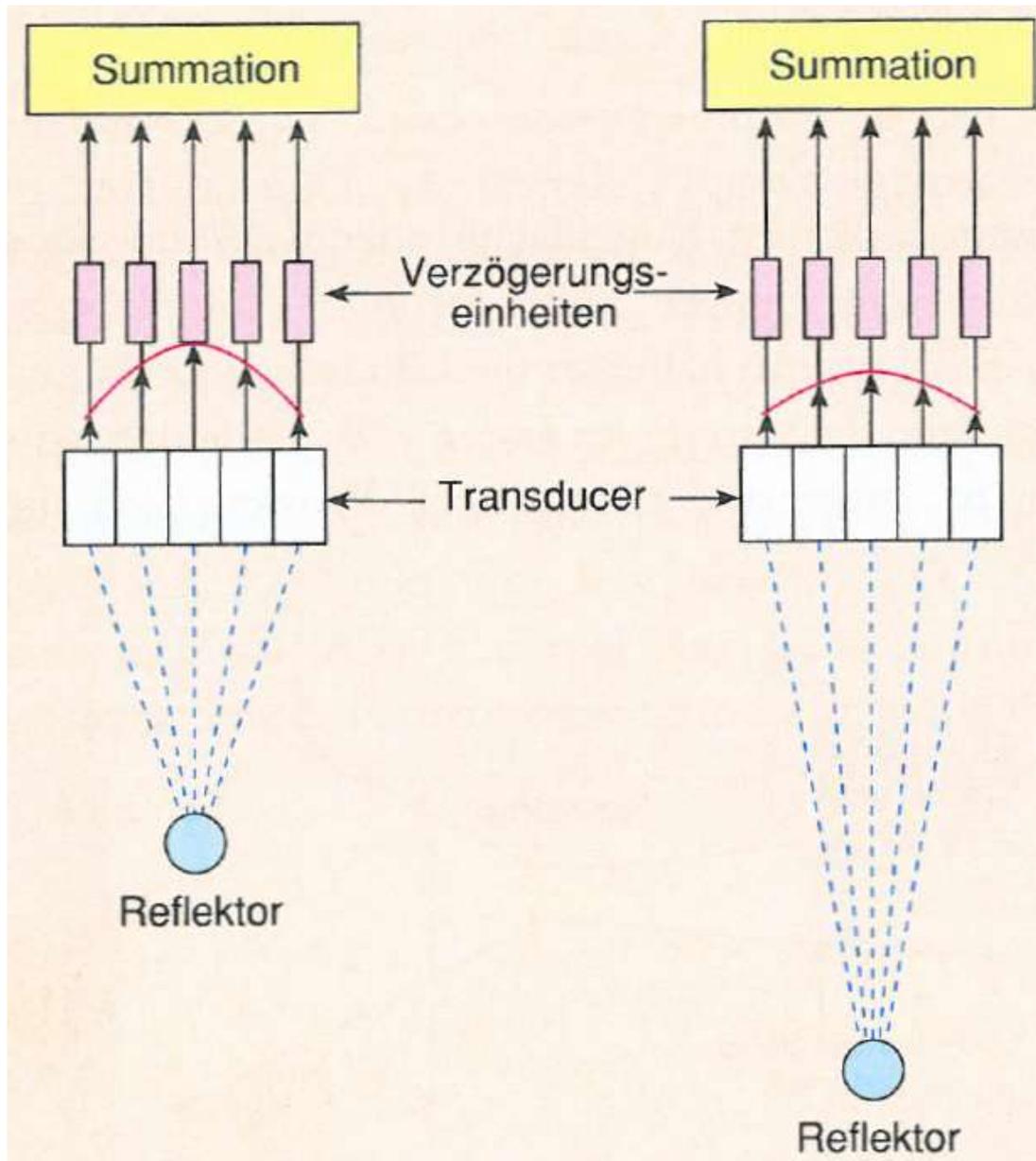


Jeder Punkt einer Wellenfront kann als Ausgangspunkt einer neuen **Elementarwelle** betrachtet werden. Die neue Lage der Wellenfront ergibt sich durch **Überlagerung** sämtlicher Elementarwellen.

Elektronisches Fokussieren beim Senden

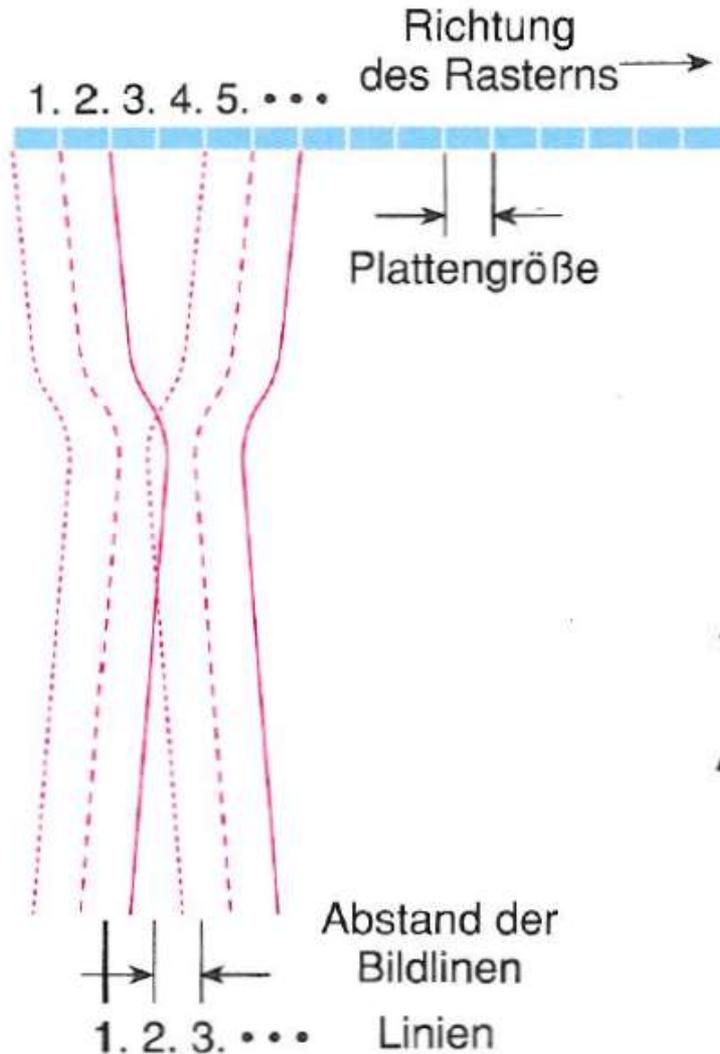


Elektronisches Fokussieren beim Detektieren

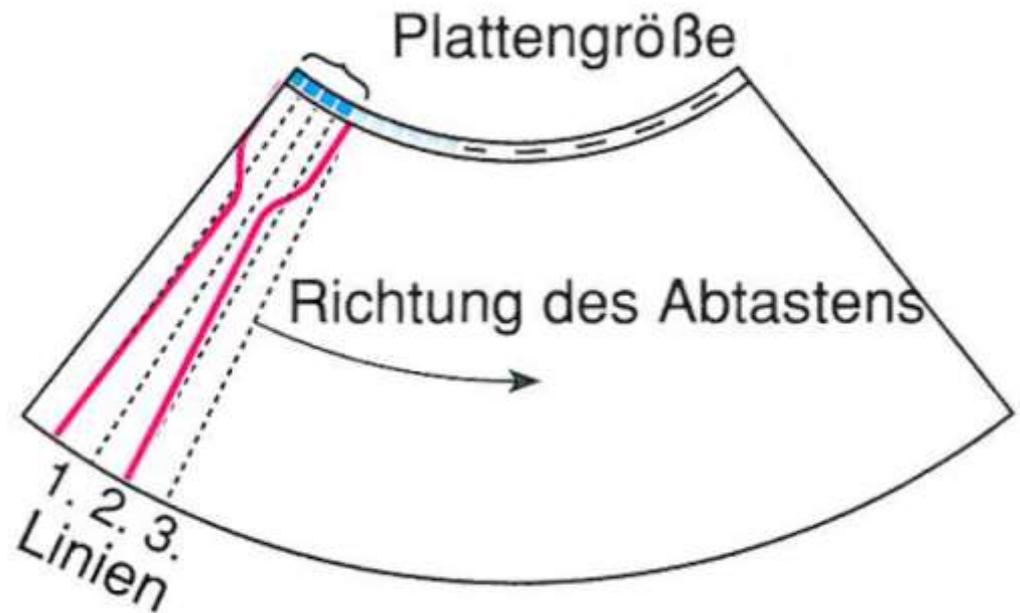


Elektronische Abtastprinzipien

Vielelement „linear array“

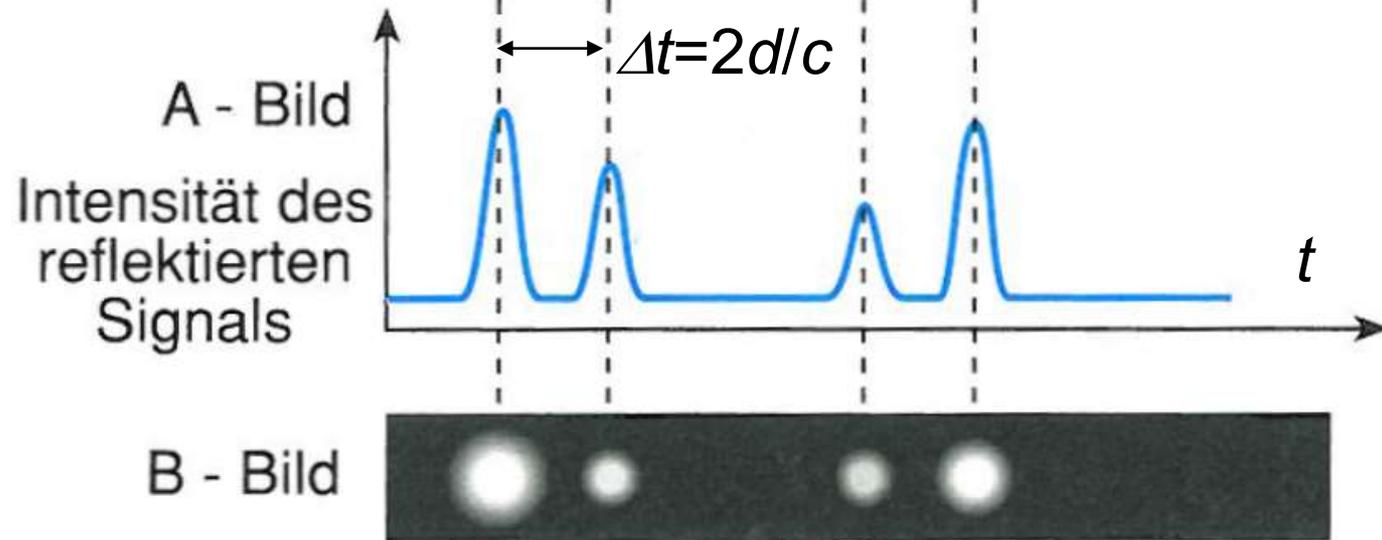
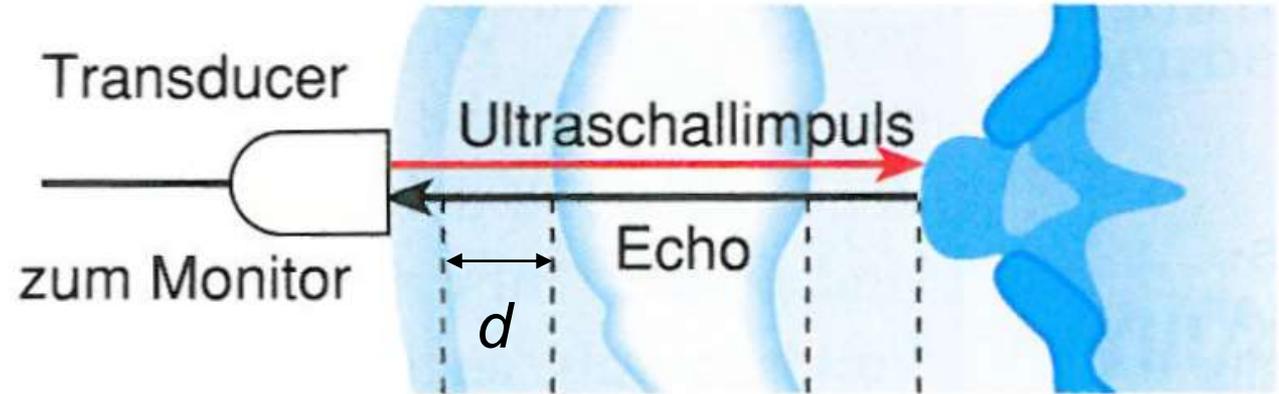


Vielelement „curved array“





Echo-Prinzip, US-Bilder

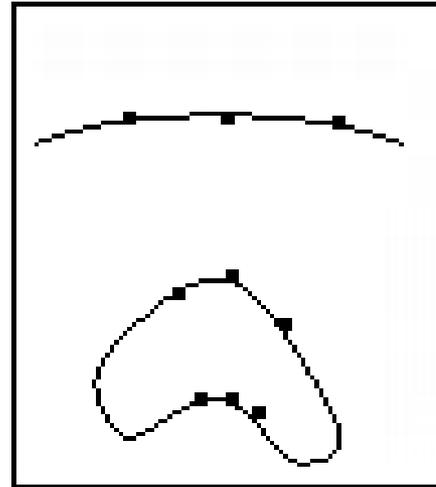
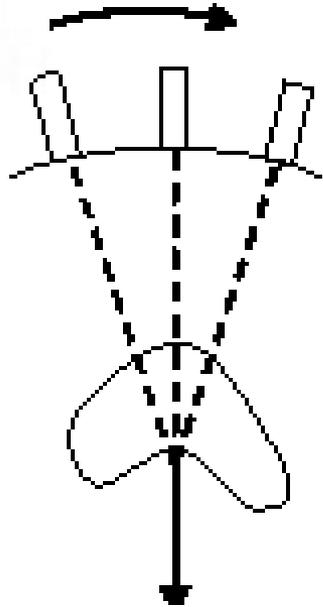


Amplitude
nur
eindimensional

Brightness =
= Helligkeit

2-dimensionales B-Bild

bewegender
Wandler

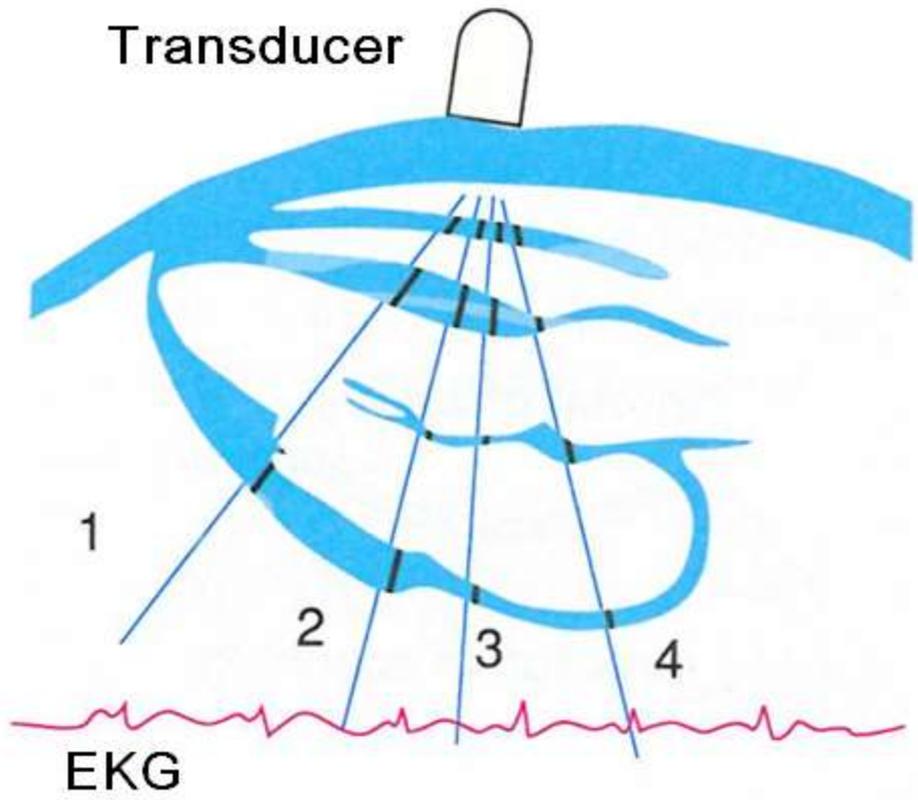


B-Abtastung

Bildschirm

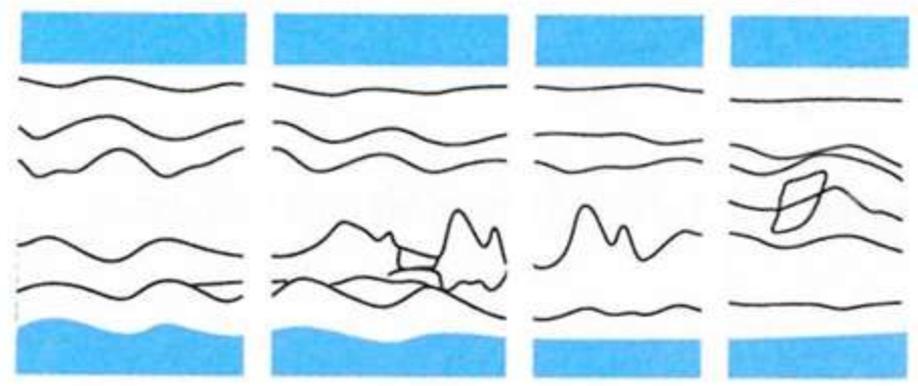


TM-Bild



EKG-Signal
als Referenz

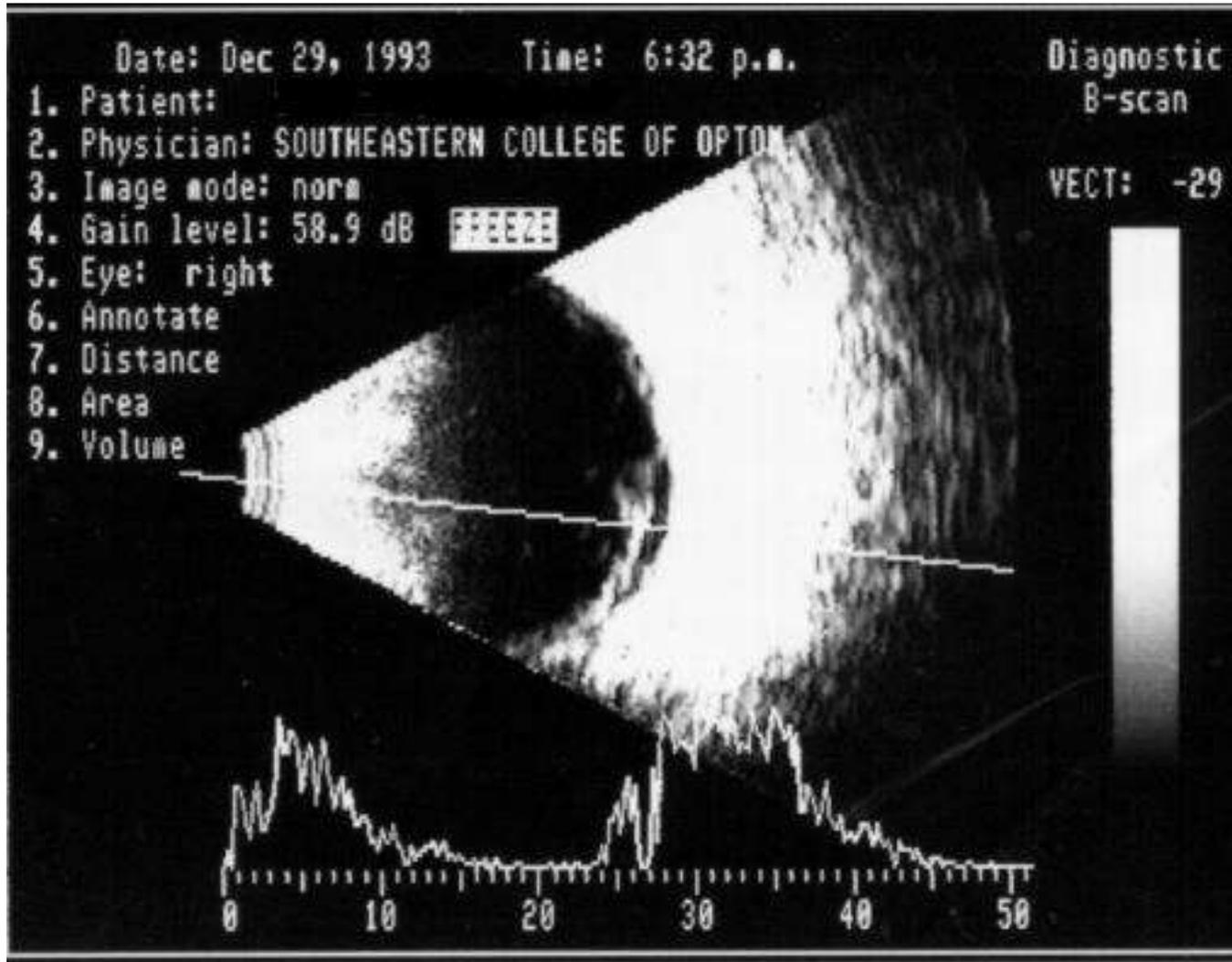
zeitliche
Veränderung des
(hier: vertikalen)
eindimensionalen
B-Bildes



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

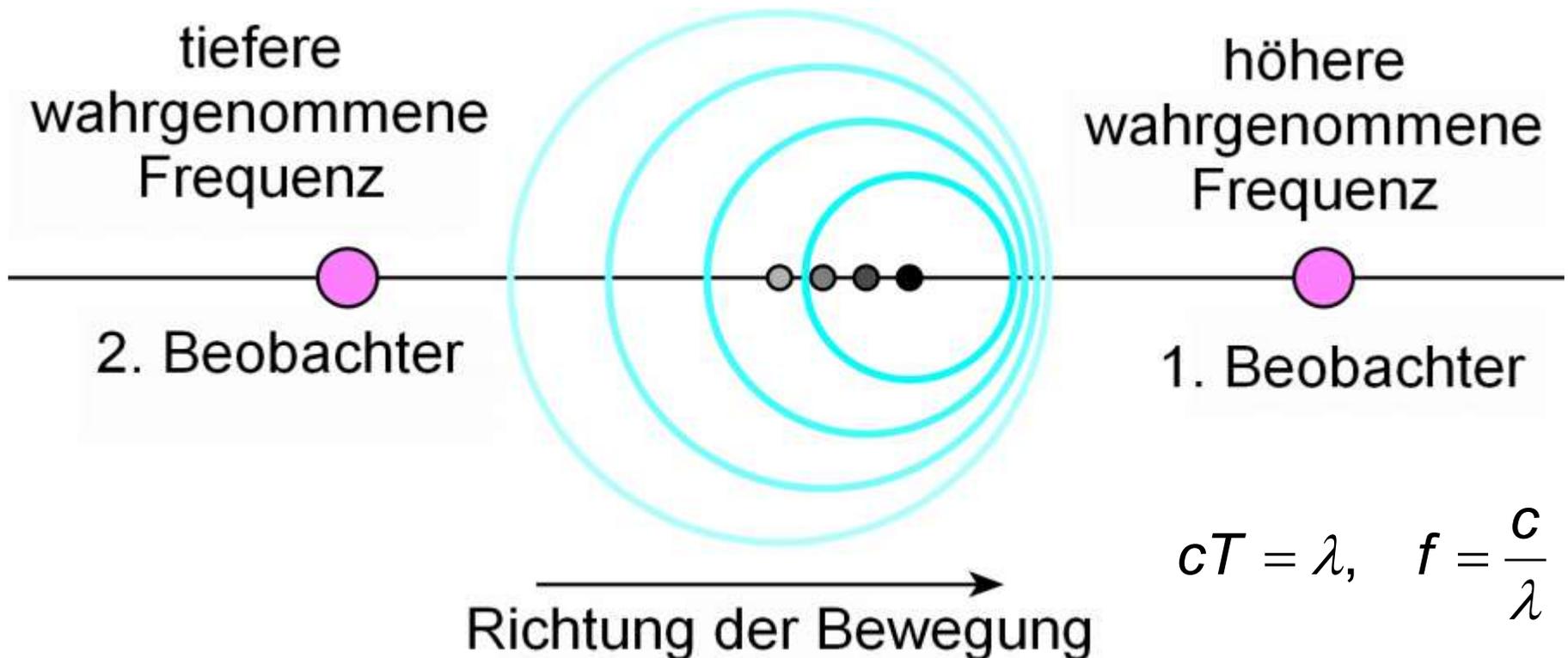
vordere
Augenkammer:
1532 m/s

Linse: 1641 m/s

Glaskörper:
1532 m/s

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)



- (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)

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

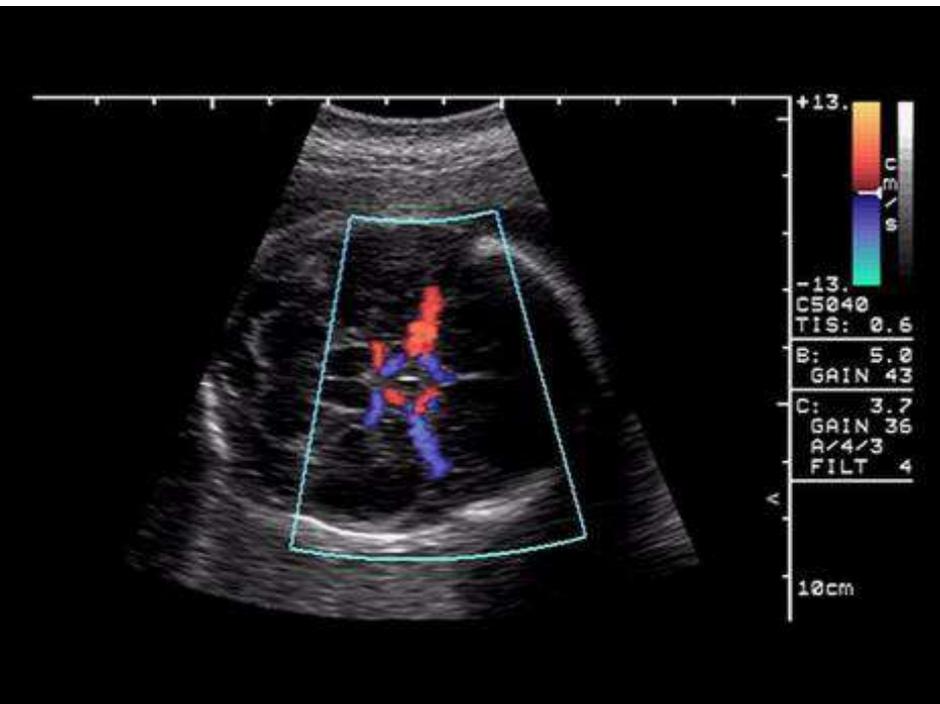
Umformung von (d)
die Doppler-
Frequenzverschiebung
(Doppler-Frequenz, f_D)

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

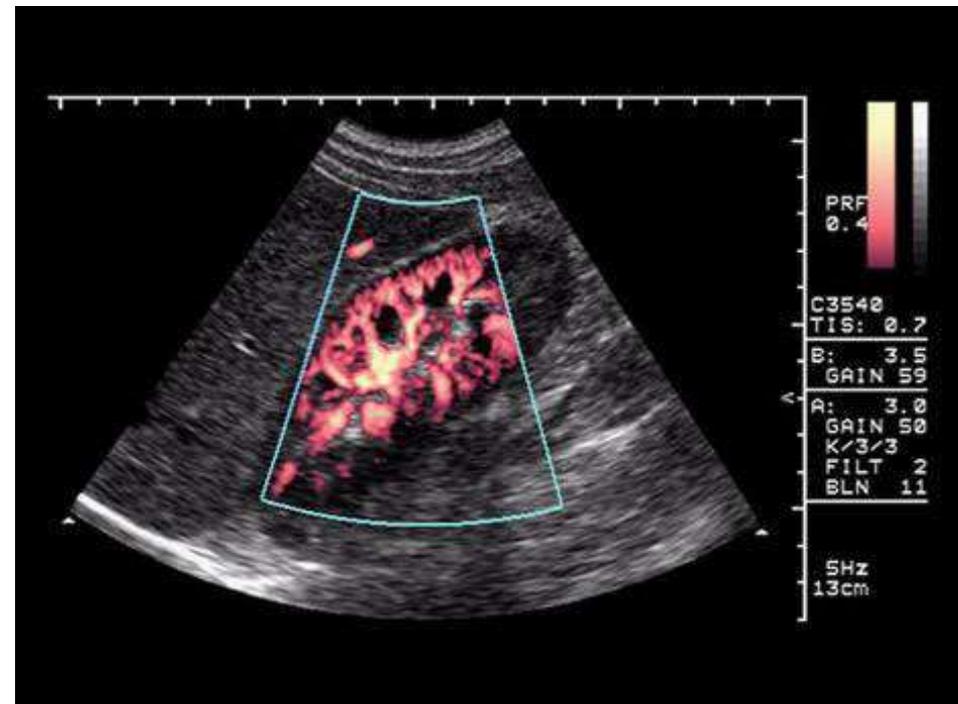
wenn v und c sind nichtparallele, dann anstatt von v die Projektion der Geschwindigkeit $v \cos\Theta$ ist gültig

Farbkodierung

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



BART: **Blue** Away **Red** Towards



power Doppler



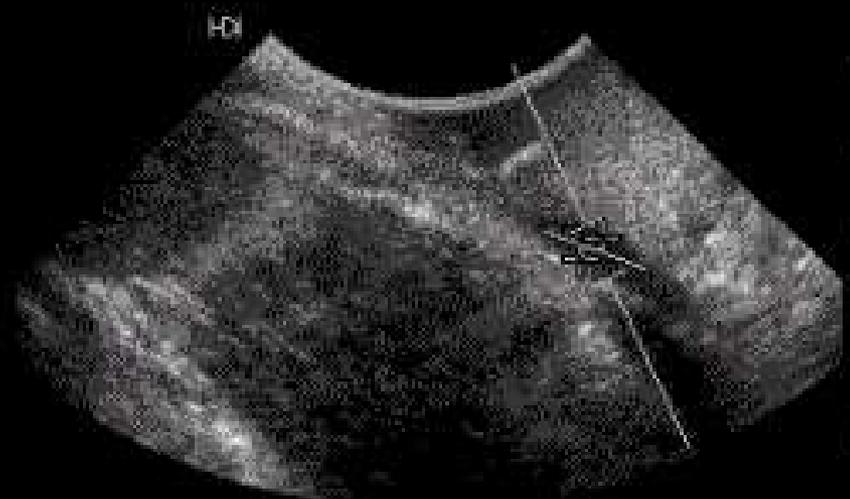
PIG 695
University Hospital

LAM
CB-5 PVasc/Ven

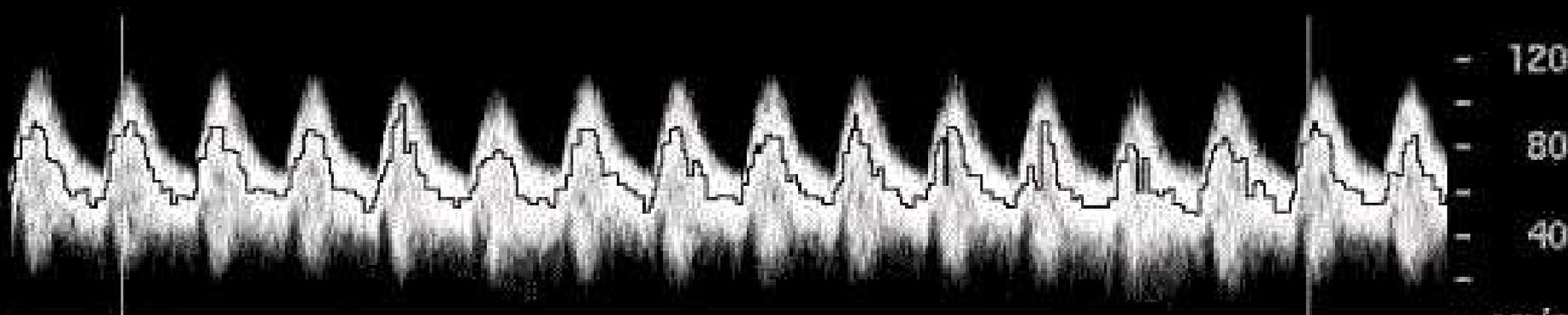
27 Jun 00
5:25:42 pm

TIs 0.2 MI 0.2
F# 73 3.0 cm

Map 8
DynRg 50dB
Persist Med
Fr Rate Med
2D Opt:Res

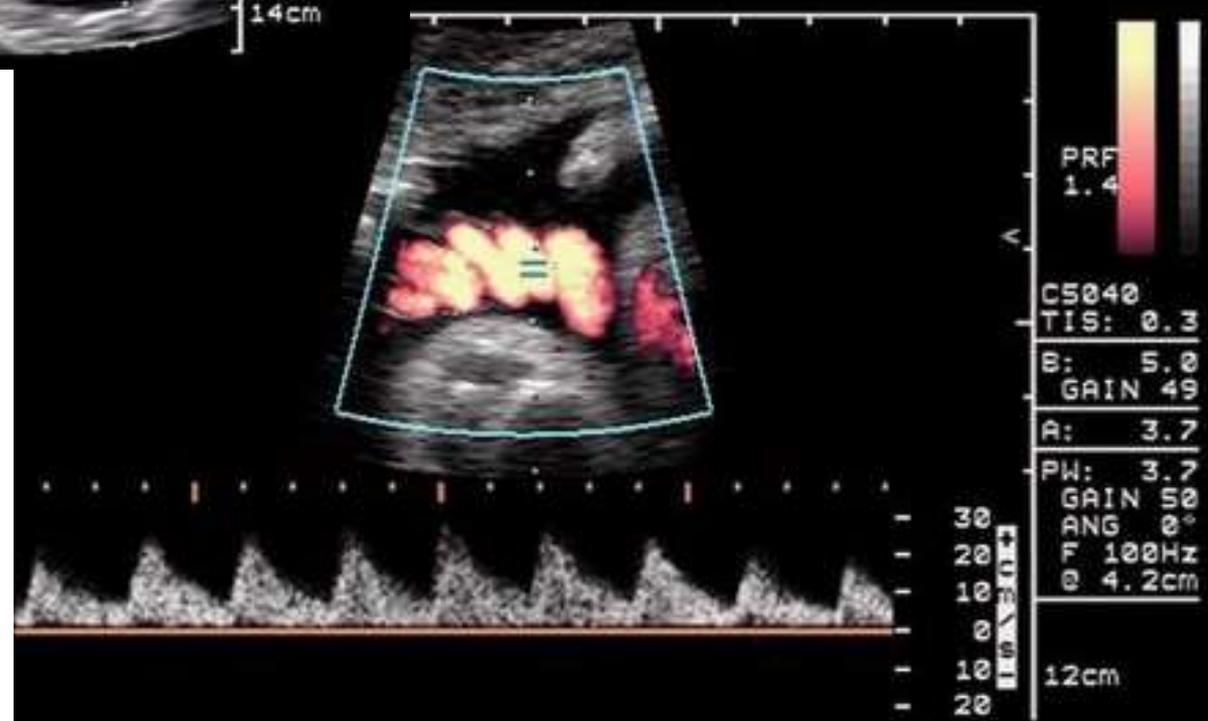
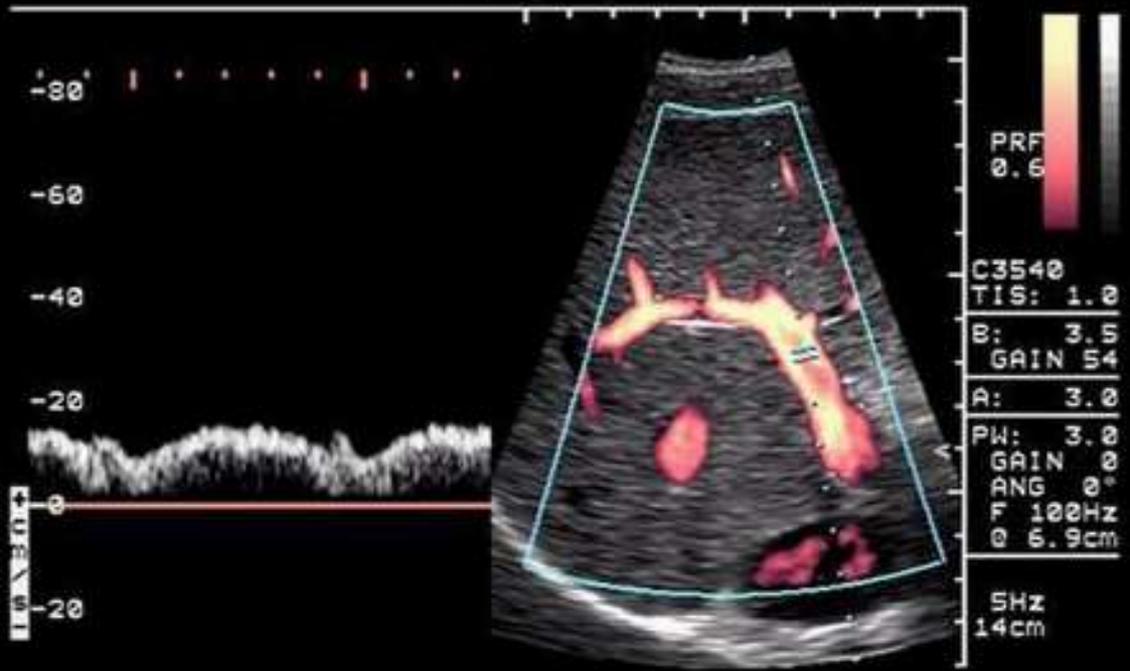


SV Angle -46°
Dep 1.5 cm
Size 4.0 mm
Freq 5.0 MHz
WF Low
Dop 68% Map 2
PRF 10000Hz

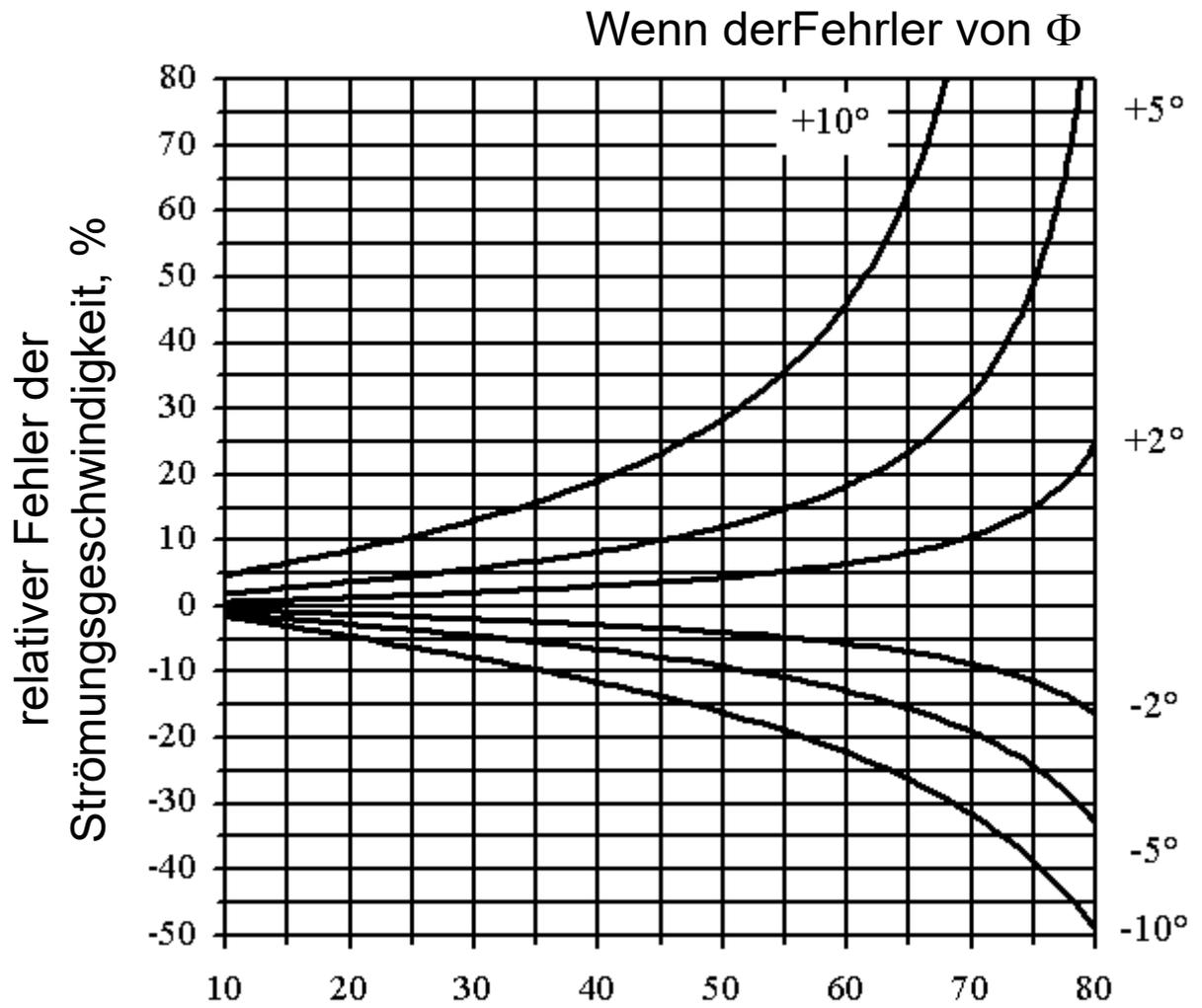


0.21 cm
0.03 cm²
TAM 65.8 cm/s
VF 118.4 ml/min

Normal portal vein flow



Winkelfehler



Φ (= Winkel zwischen Ultraschallbündel und Gefäßachse)

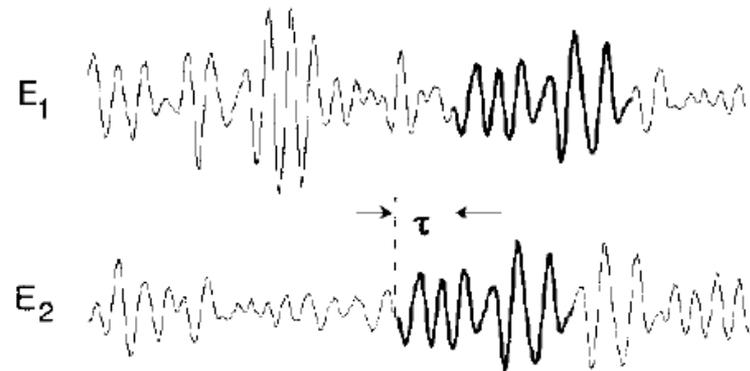
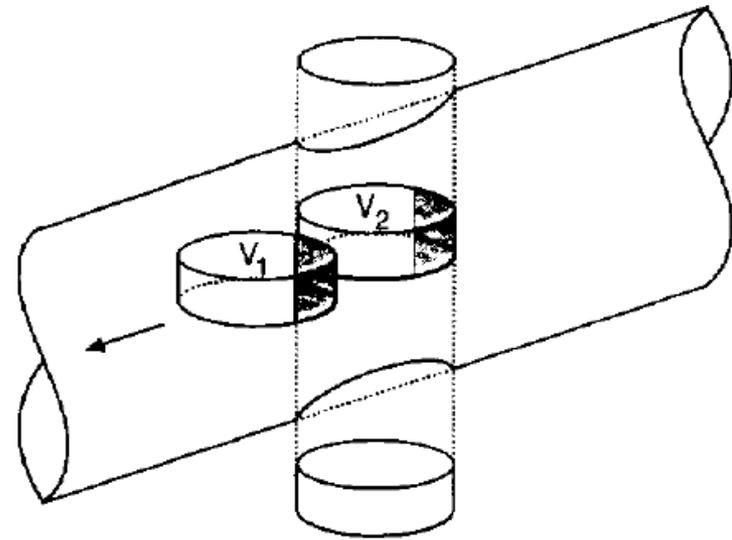
Speckle Tracking/Zeitbereichskorrelation Verfahren (CVI-Q = Color Velocity Imaging Quantification)

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.

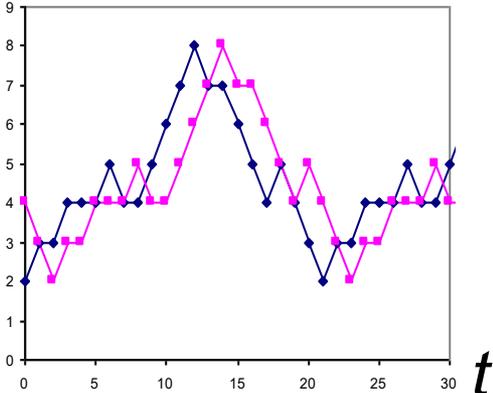
Wie kann die Ähnlichkeit dieser Funktionen verglichen werden?

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

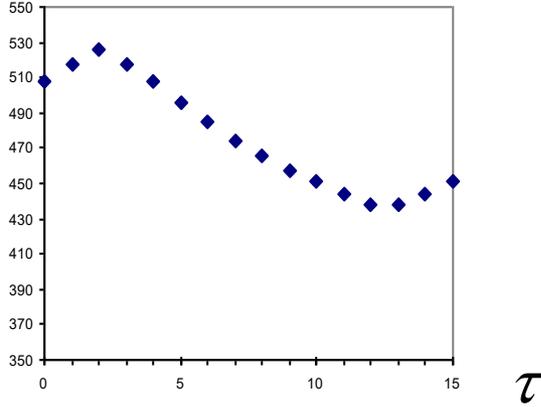


Ergänzungsmaterial

Zeitbereich

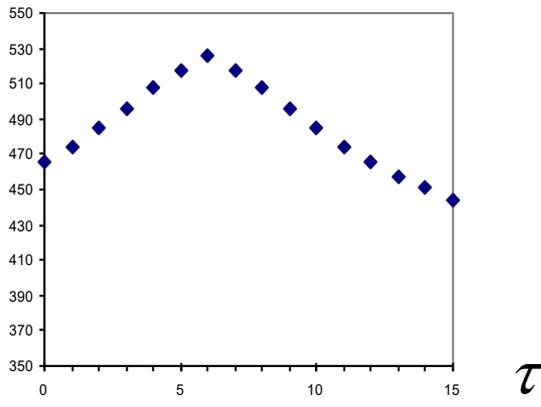
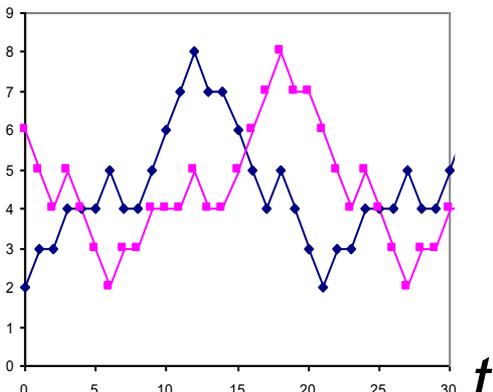


Korrelationsfunktion

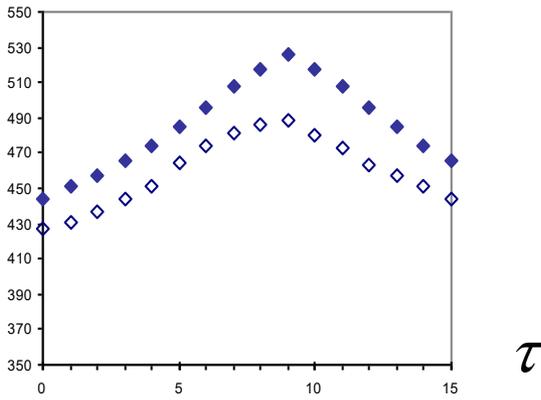
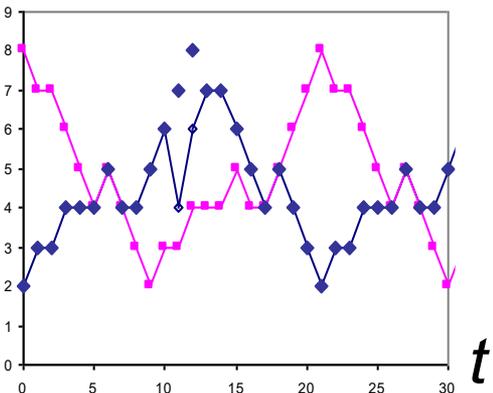


$$f_{\text{blau}}(t) = f_{\text{rosa}}(t + \tau^*)$$

$$\tau^* = 2e$$

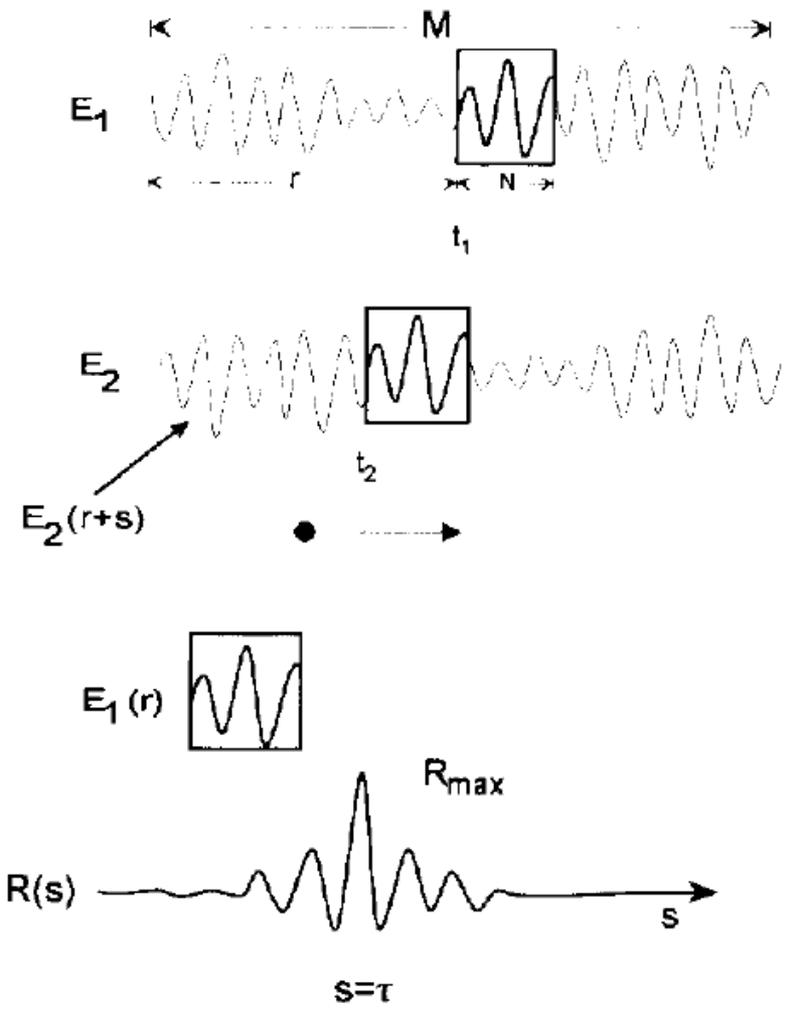


$$\tau^* = 6e$$



$$\tau^* = 9e$$

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

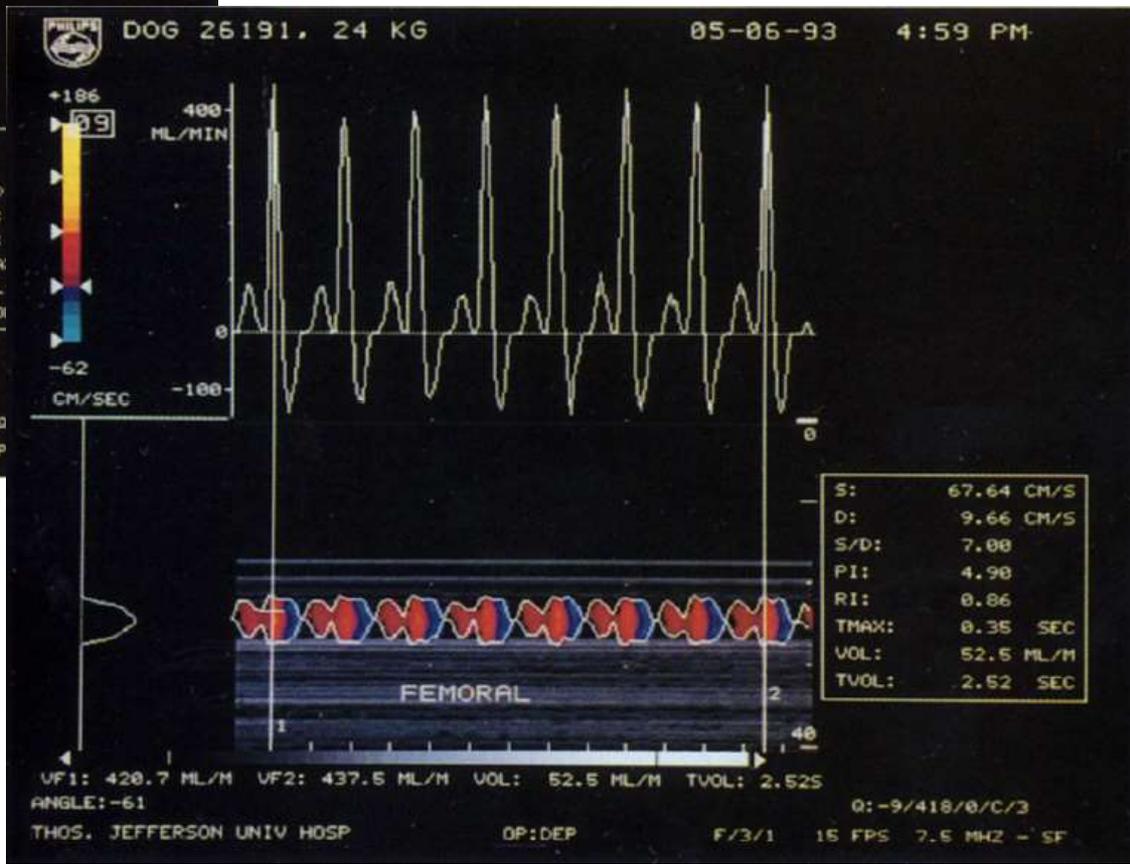
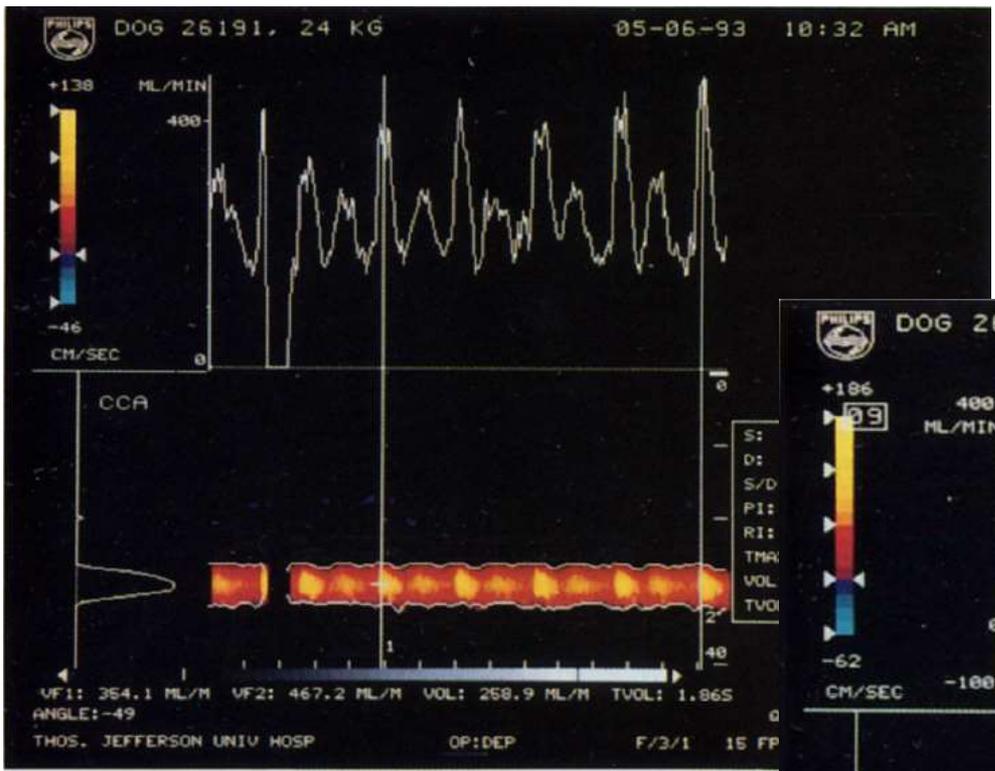


Korrelationsverfahren entfernt ein Fenster mit einer Breite von N von der Echosignal E_1

E_1 wird an verschiedenen Stellen entlang eines anderen Echosignals E_2 korreliert

Position des Maximums entspricht $s = \tau$

Ergänzungsmaterial

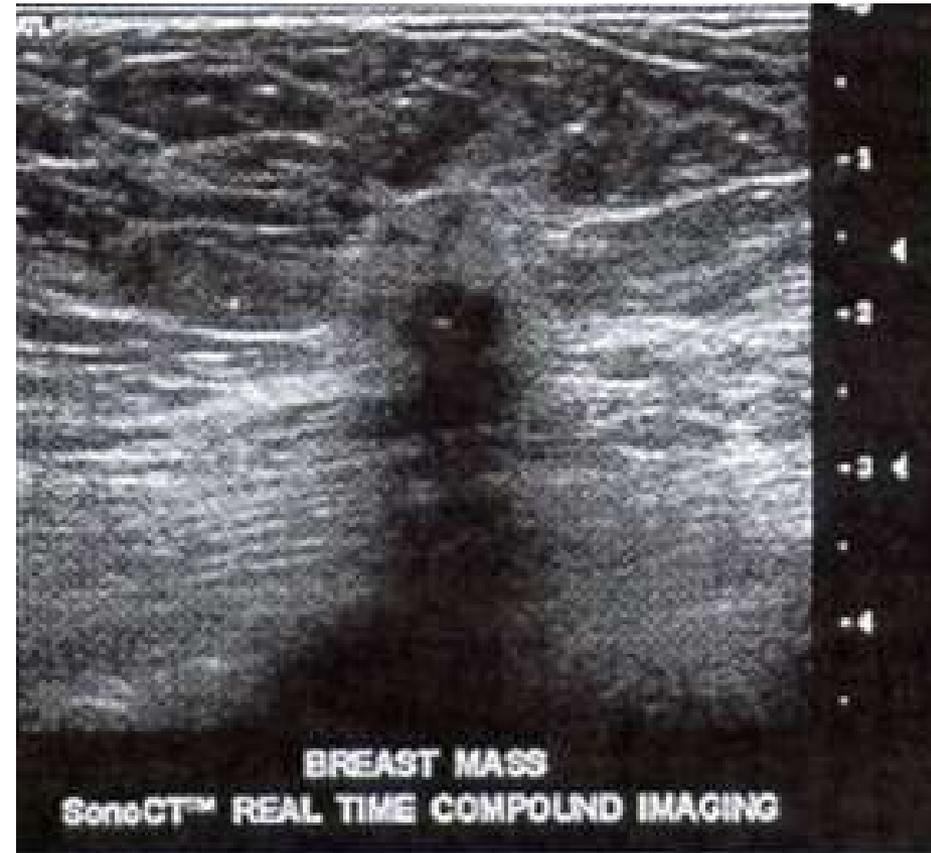
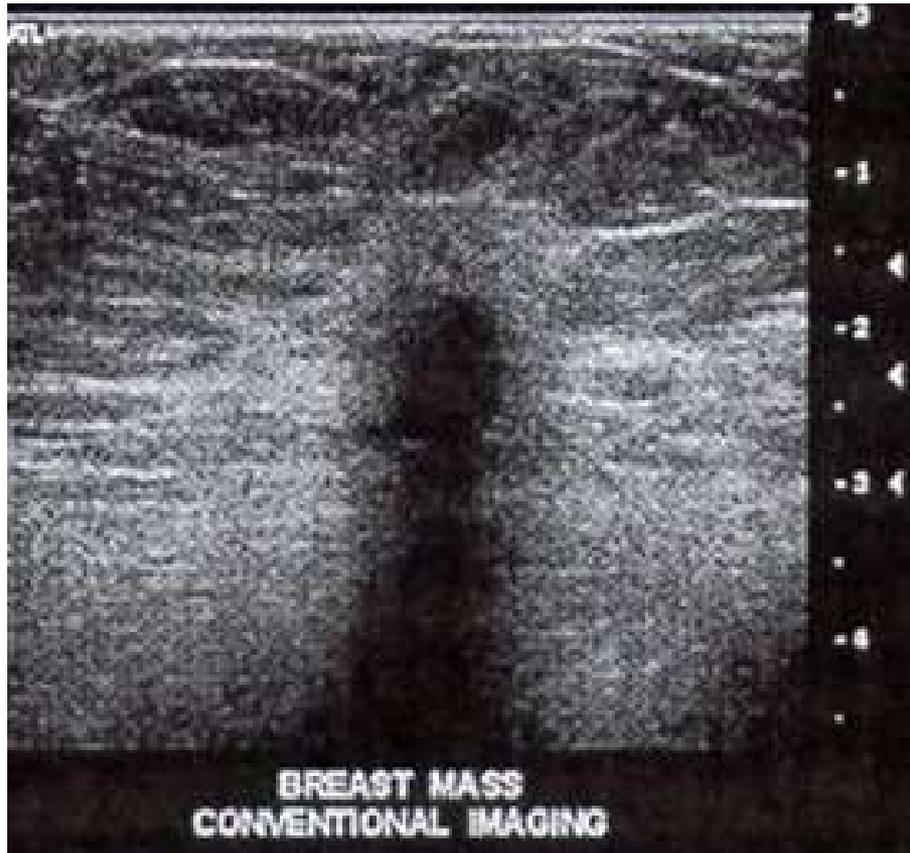


Bildrekonstruktion aus mehreren multidirektionale B-Bildern

Vorteile von SonoCT: bessere Abgrenzung/Visualisierung von Grenzen

Artefakt-freie Darstellung

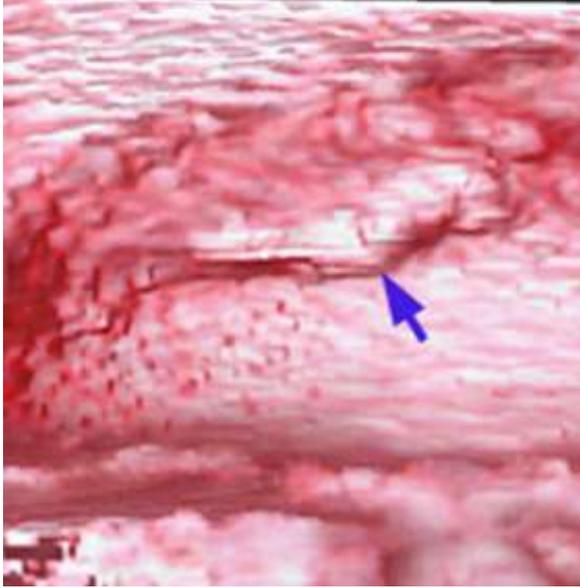
Brust Fibroadenoma



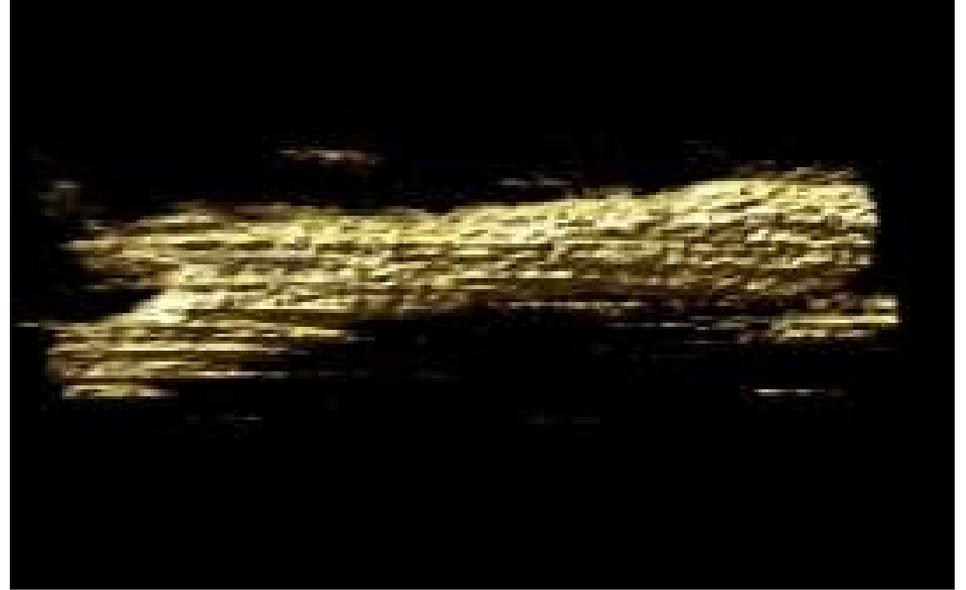
Gesicht eines Fötus



Harnblase



Halsarterie

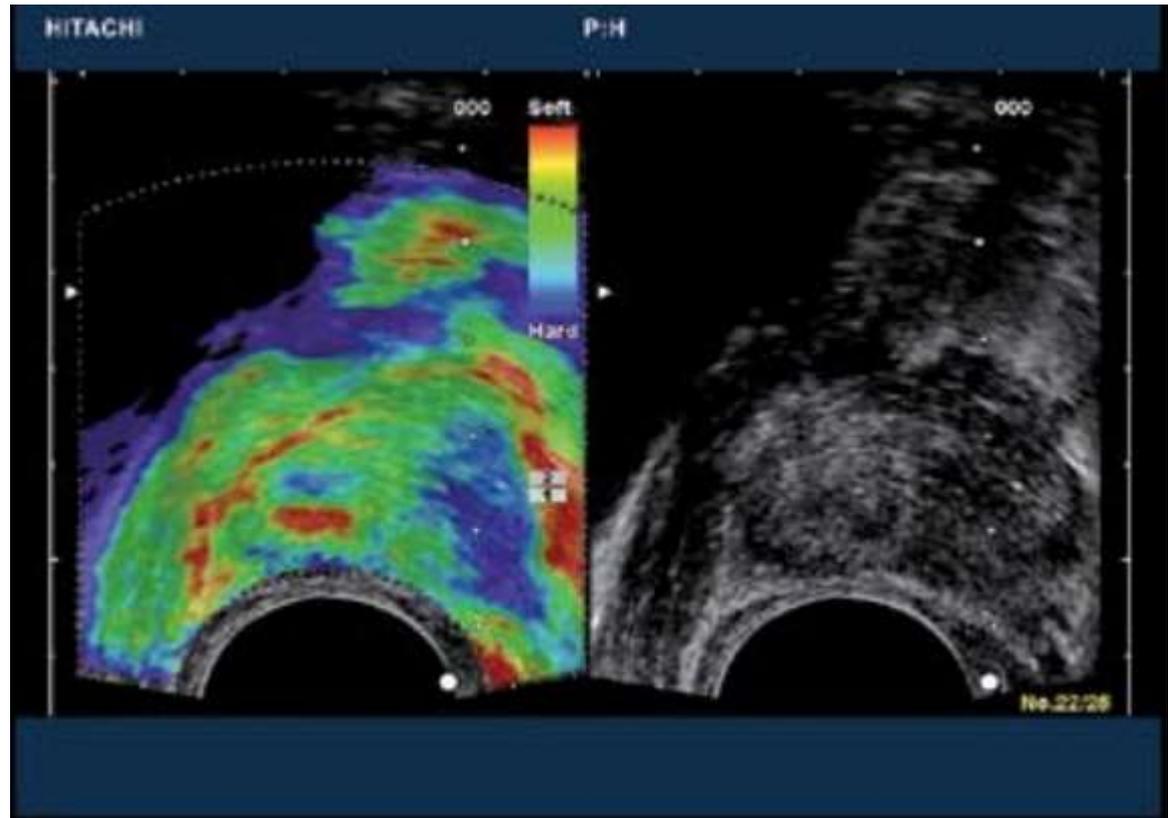


Palpation:

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 Gewesteifigkeit (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, N₂, Perfluorokarbon, ...)

Hüllentyp: Albumin, Lipide, Polymer, ...

Lebensdauer von Mikrobläschen:

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

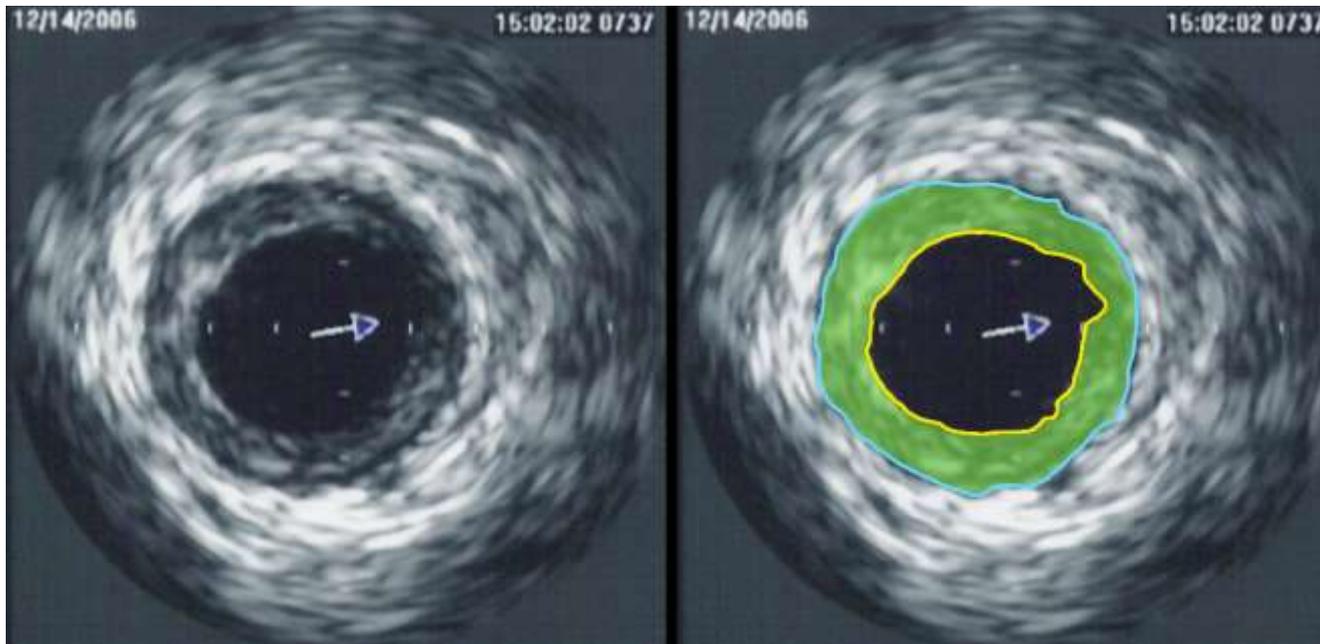
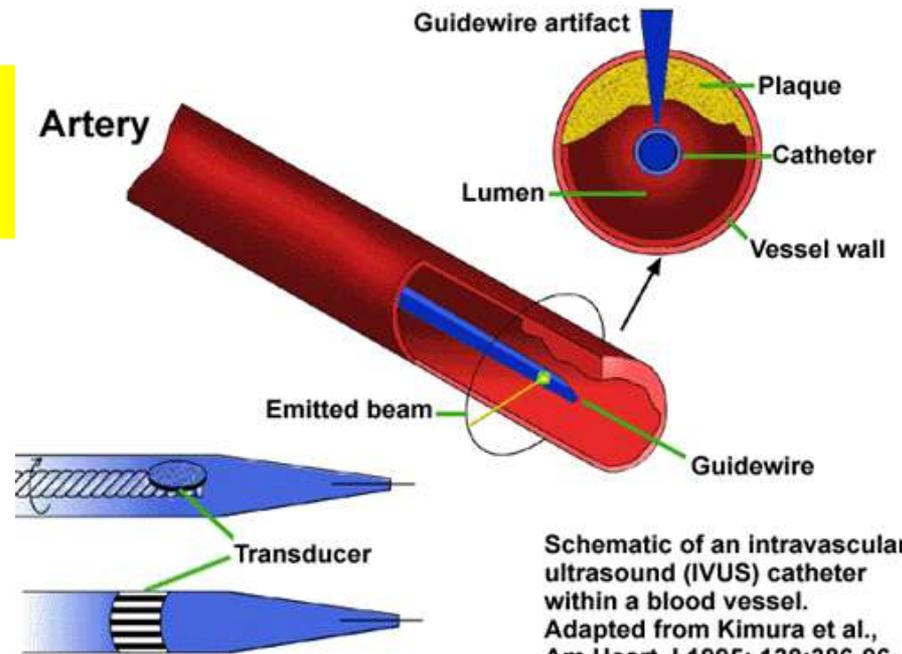
Darstellung von Vaskularität und Gefäßgeometrie in Organen
möglich (kapilläres Volumen und kapillärer Fluss)

mechanischer
Index

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

Intravaskuläre Ultraschall (IVUS)

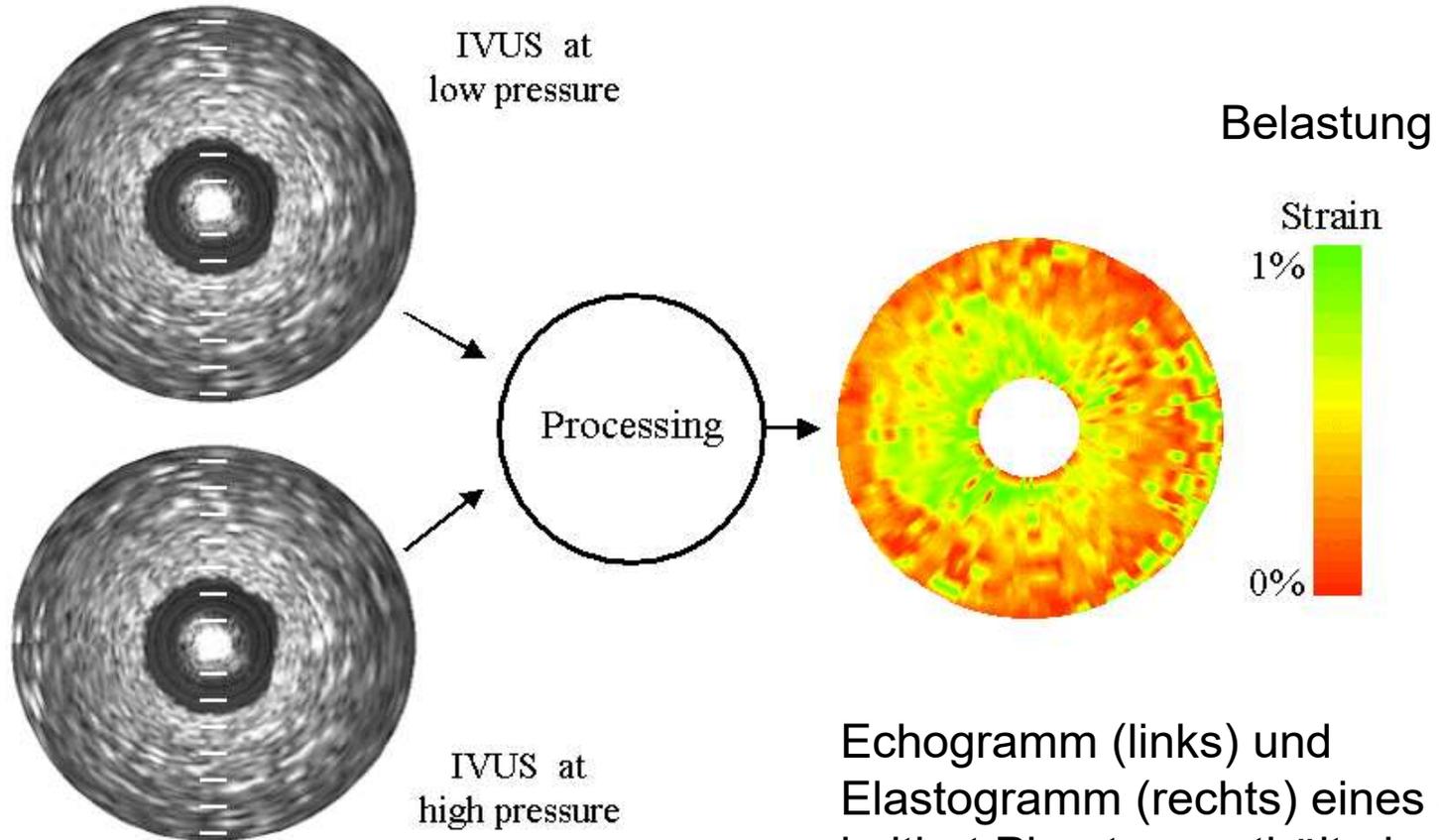
20-40 MHz,
Bildwechselfrequenz: 30 Hz



Lumen der
Koronararterie:
gelb

äußere
elastische
Membran: blau

Intravaskuläre Sonoelastografie



Echogramm (links) und Elastogramm (rechts) eines Schiffes imitiert 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

