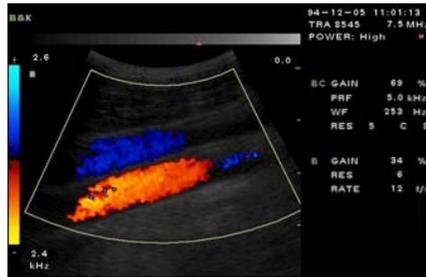
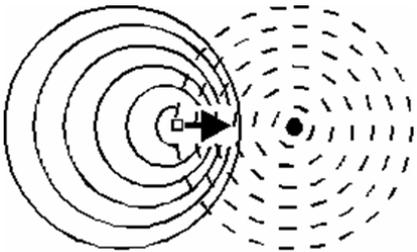
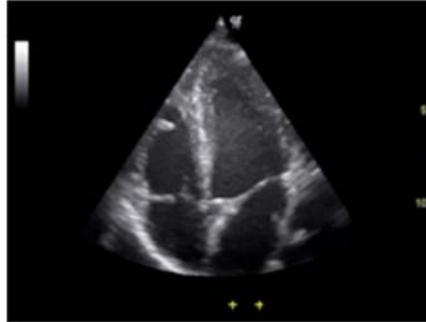


Physik der Ultrasonographie 2

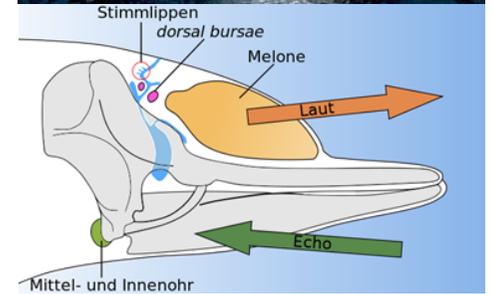
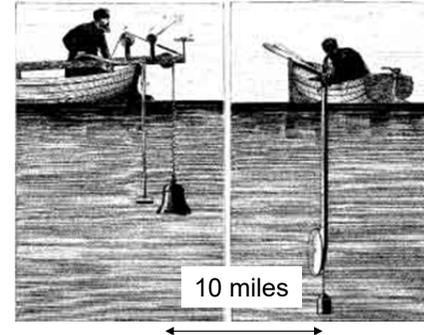


KAD 2024.03.07

Echo-Prinzip

1794 Spallanzani:
Echoortung von Fledermäusen

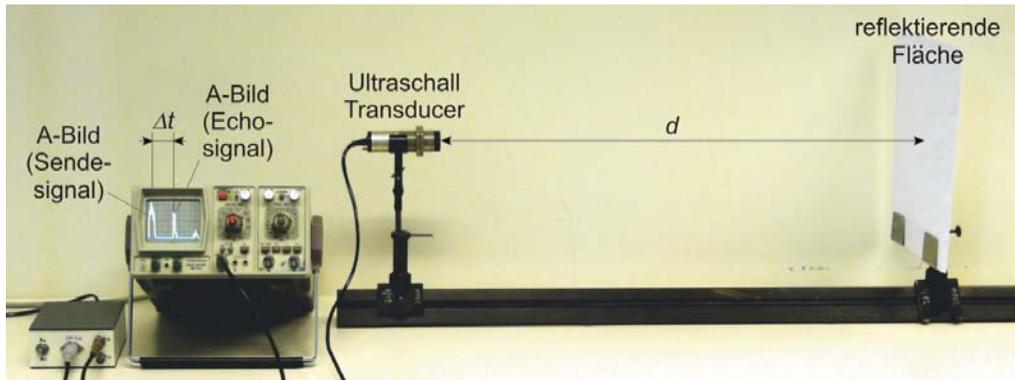
1822 Colladen:
Schallgeschwindigkeit in Wasser
(im Genfer See)



Delfin

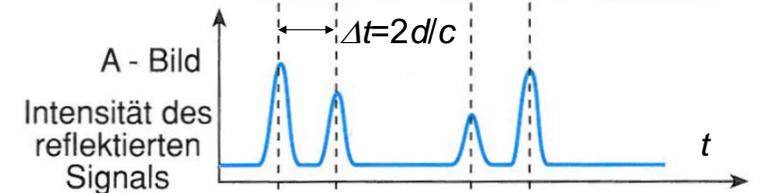
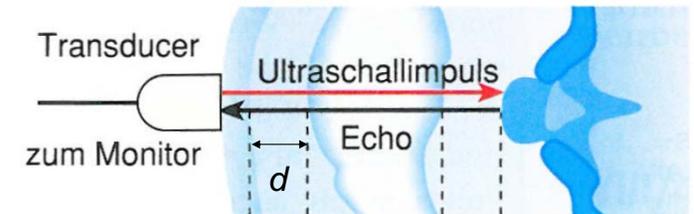
Echo-Prinzip

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



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

Echo-Prinzip, US-Bilder



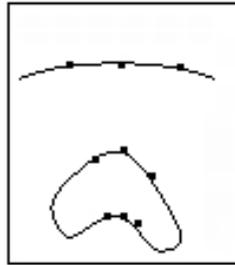
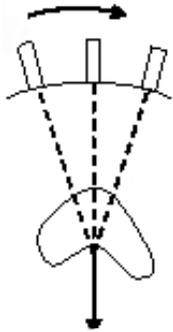
Amplitude
nur
eindimensional

Brightness =
= Helligkeit



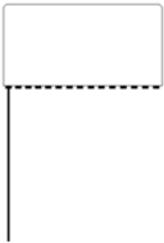
2-dimensionales B-Bild

bewegender
Wandler



B-Abtastung

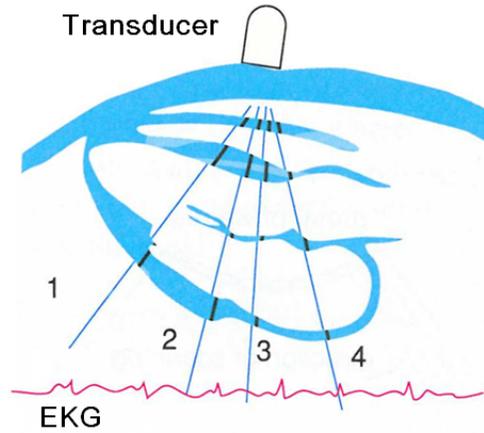
Bildschirm



5

TM-Bild

Transducer



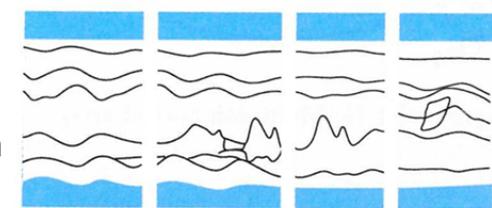
EKG-Signal
als Referenz

EKG

Zeit



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



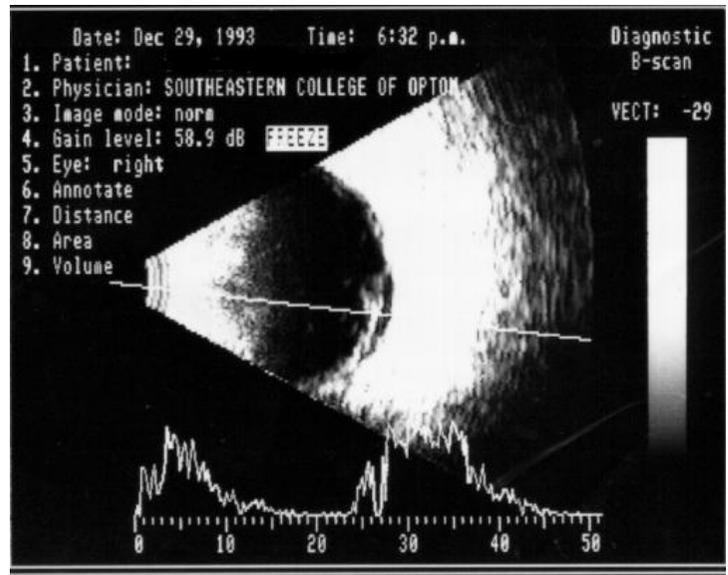
(T)M-Bild

Time-
Motion

Lehrbuch, Abb. VIII.34

6

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



reelle Schall-
geschwindigkeiten
um eine präzise
Abstandsmessung:

Hornhaut:
1641 m/s

vordere
Augenkammer:
1532 m/s

Linse: 1641 m/s

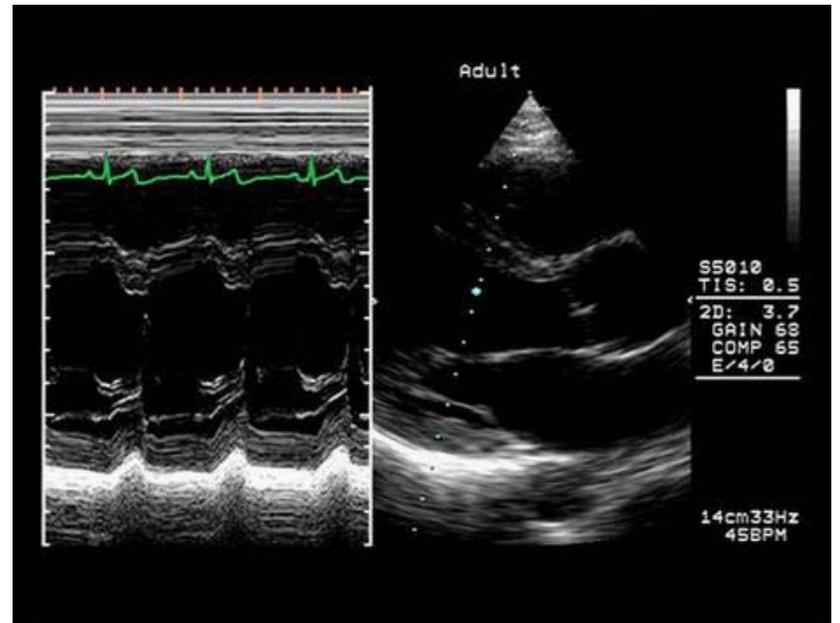
Glaskörper:
1532 m/s

7

TM-Bild

Echokardiographie

B-Bild

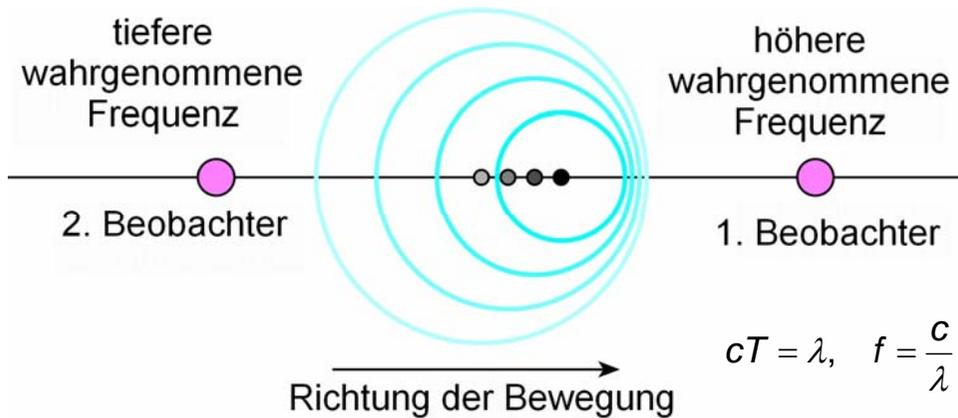


8

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

9

- (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)

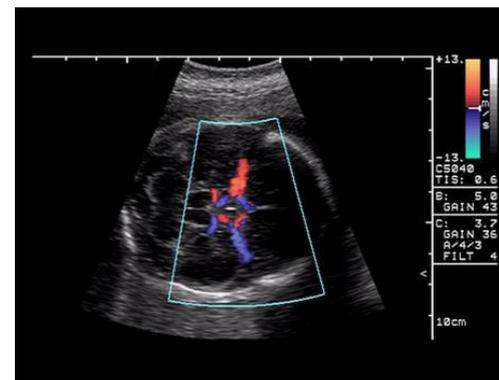
$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

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

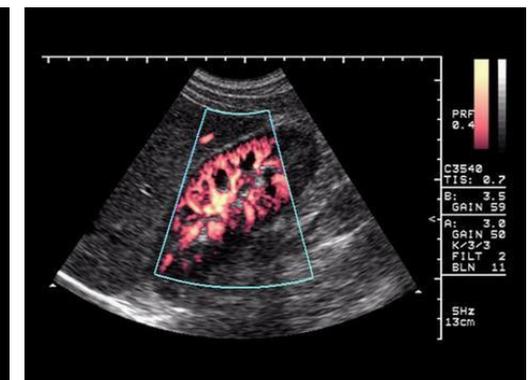
11

Farbkodierung

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



BART: Blue Away Red Towards



power Doppler

12

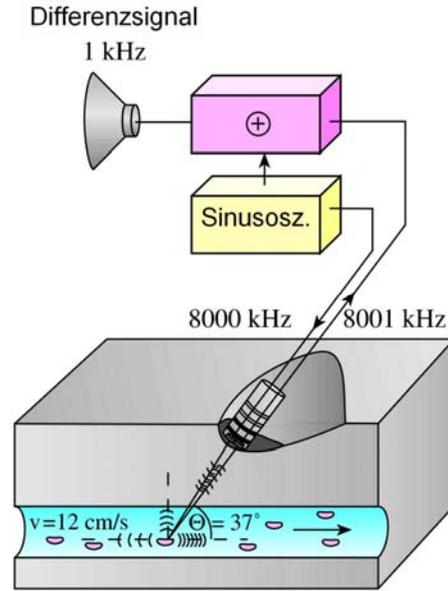
Rotblutzellen als Streuzentren. CW Doppler Gerät für die Messung des Durchströmungsgeschwindigkeit

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)



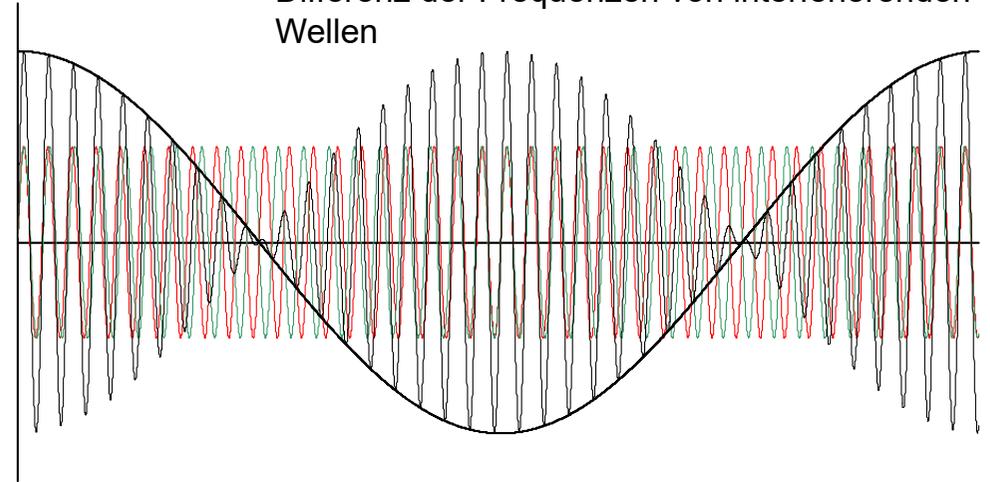
13

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

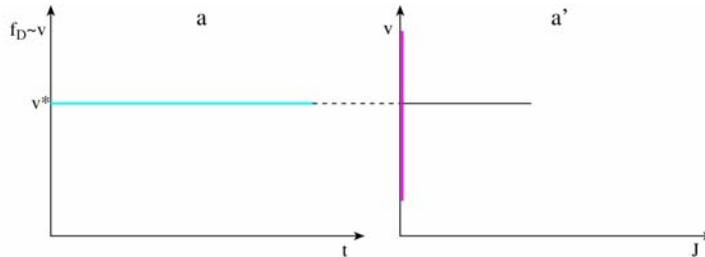


mathematische Formel: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

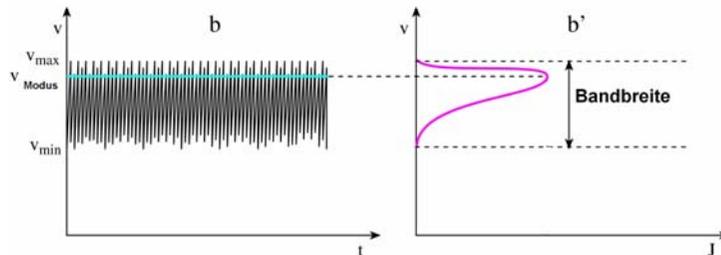
14

Doppler-Kurven

eine konstante Geschwindigkeit (v^*)



eine Geschwindigkeitsverteilung



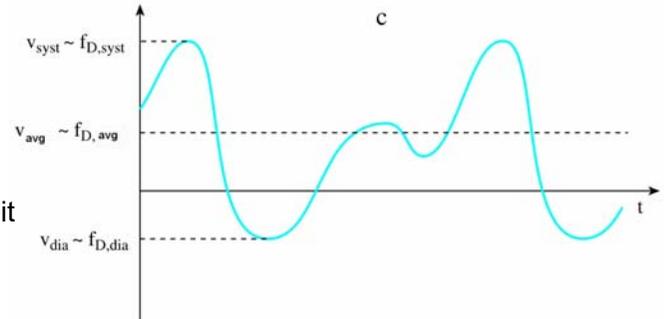
TM-Bild der Geschwindigkeitsverteilung

Verteilungsfunktion bei einer bestimmten Zeit

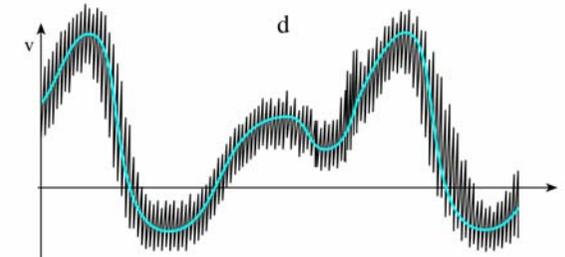
15

Doppler-Kurven

Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeit

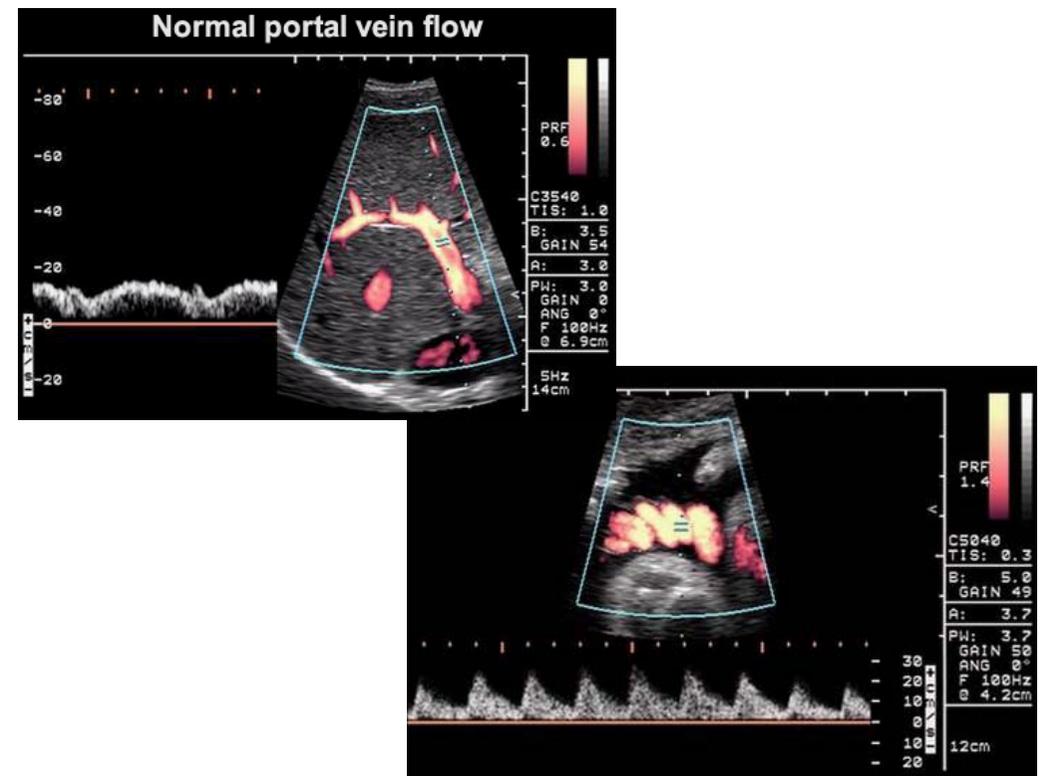
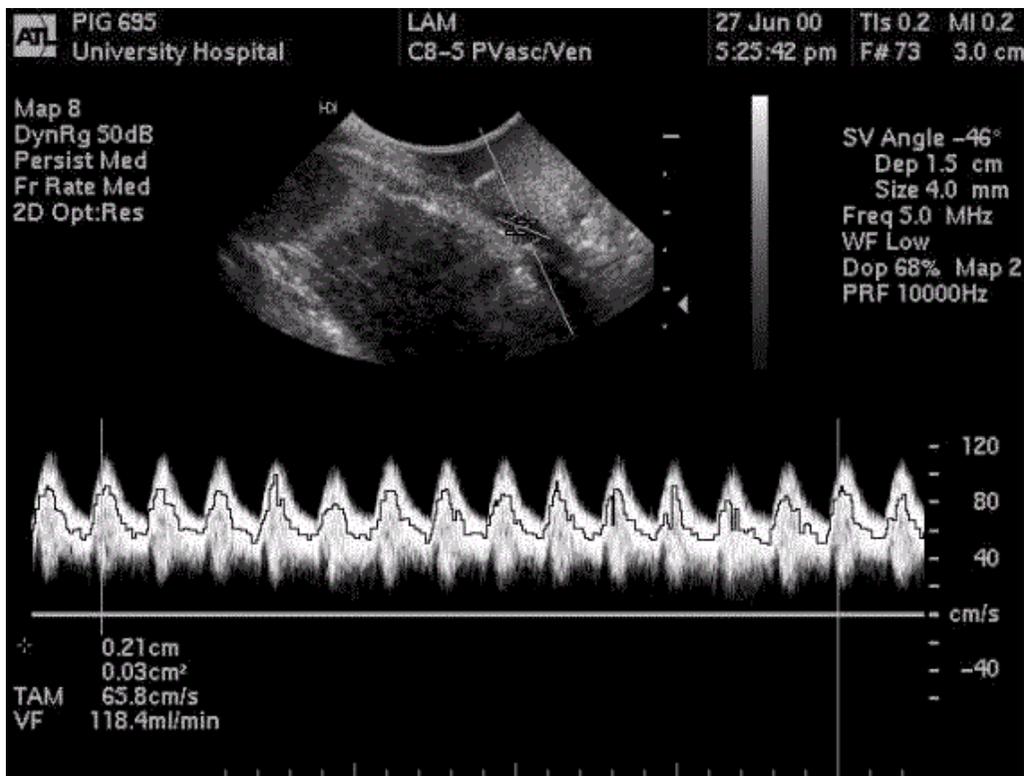


Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeitsverteilung



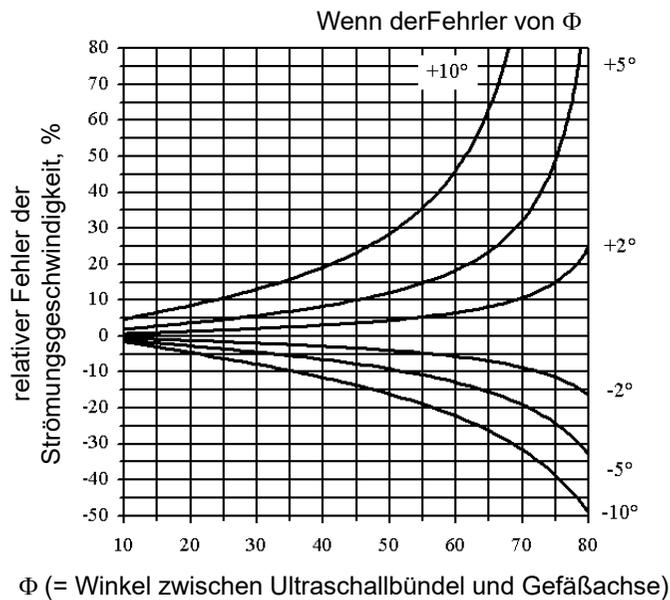
„TM-Bild“ der Geschwindigkeitsverteilung

16



Ergänzungsmaterial

Winkelfehler



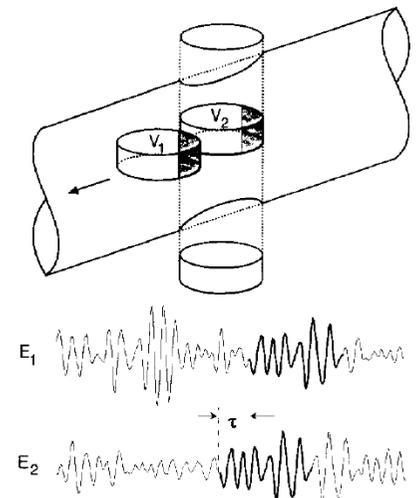
Speckle Tracking/Zeitbereichskorrelation Verfahren (CVI-Q = Color Velocity Imaging Quantification)

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.

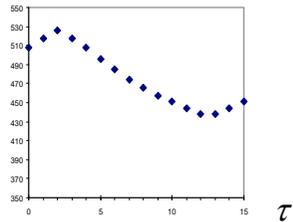
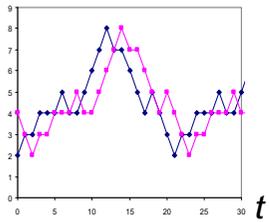
Wie kann die Ähnlichkeit dieser Funktionen verglichen werden?

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



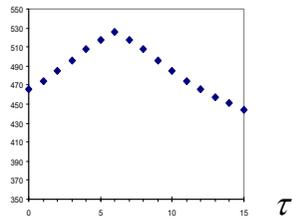
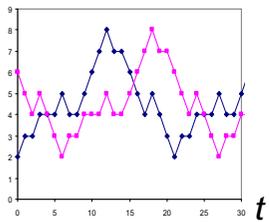
Zeitbereich

Korrelationsfunktion

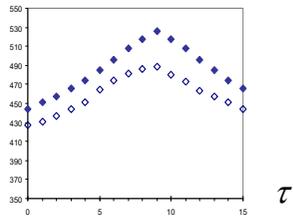
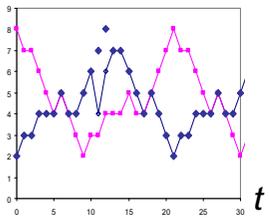


$$f_{\text{blau}}(t) = f_{\text{rosa}}(t + \tau^*)$$

$$\tau^* = 2e$$



$$\tau^* = 6e$$

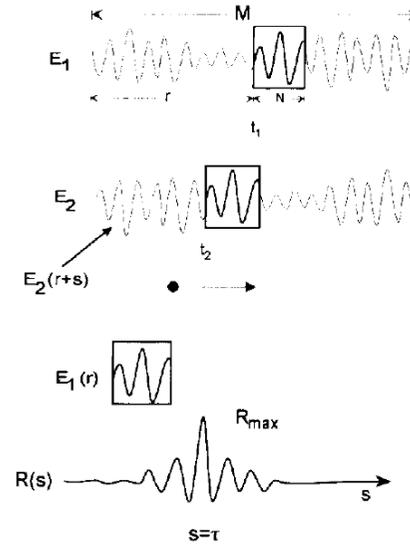


$$\tau^* = 9e$$

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

21

Ergänzungsmaterial

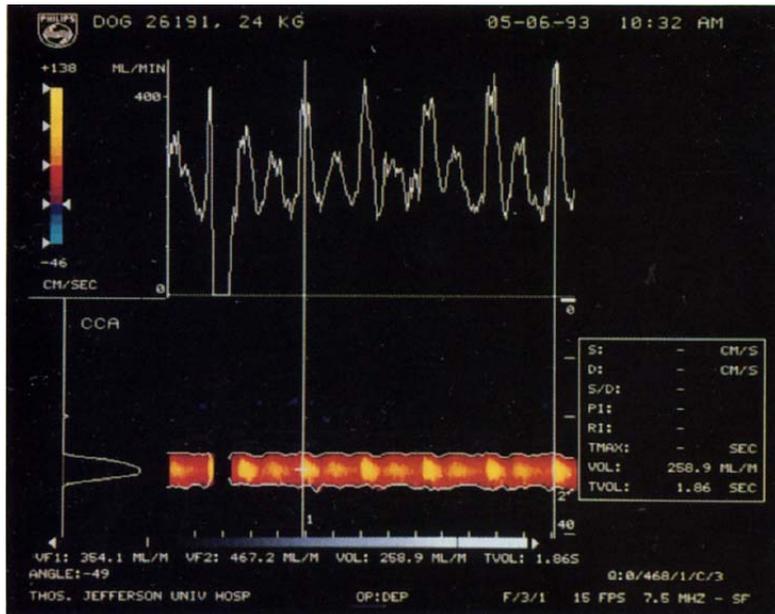


Korrelationsverfahren entfernt ein Fenster mit einer Breite von N von der Echosignal E_1

E_1 wird an verschiedenen Stellen entlang eines anderen Echosignals E_2 korreliert

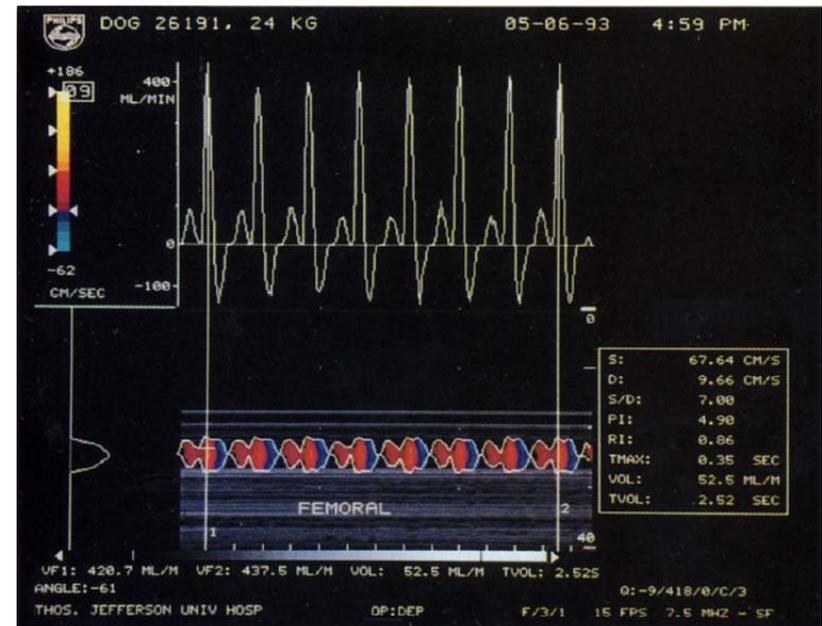
Position des Maximums entspricht $s = \tau$

22



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

23



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

24

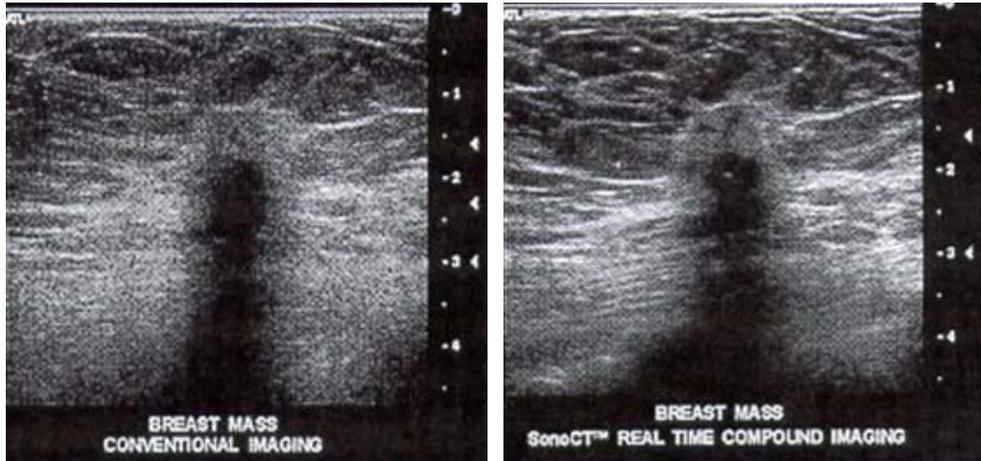
Sono-CT

Bildrekonstruktion aus mehreren multidirektionale B-Bildern

Vorteile von SonoCT: bessere Abgrenzung/Visualisierung von Grenzen

Artefakt-freie Darstellung

Brust Fibroadenoma

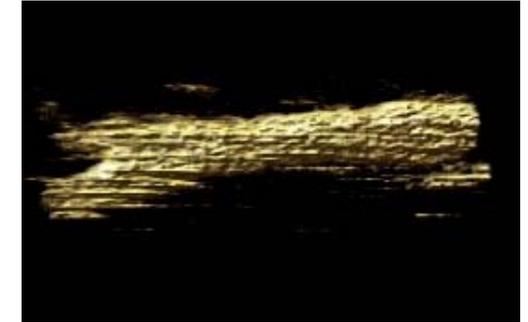


3D Rekonstruktion

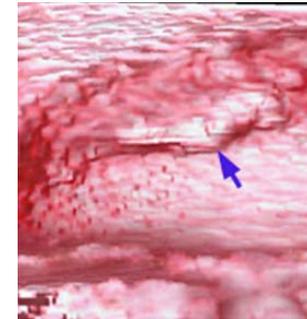
Gesicht eines Fötus



Halsarterie



Harnblase

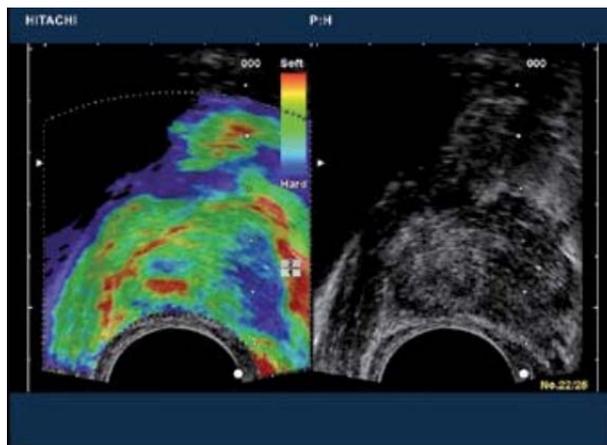


Palpation:

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

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

Sonoelastografie



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)

27

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:

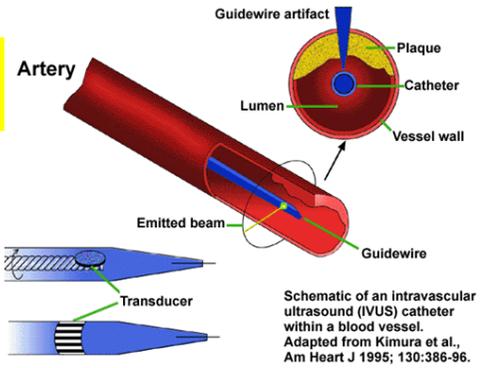
1. Generation: < 1 min, ..., 3. Generation: > 5 min

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

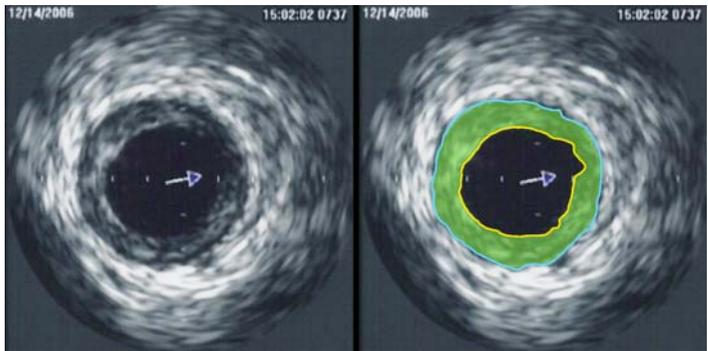
mechanischer Index

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

Intravaskuläre Ultraschall (IVUS)



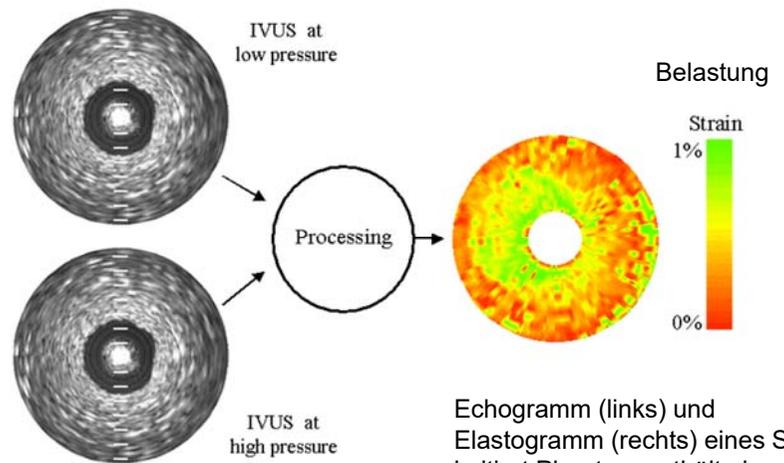
20-40 MHz,
Bildwechselfrequenz: 30 Hz



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

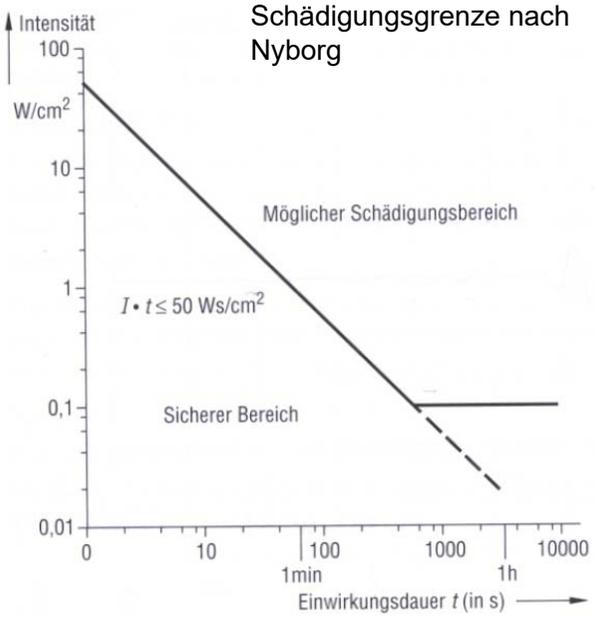
Sicherheit

in der Diagnostik:
10 mW/cm² =
=100 W/m²

vgl. Schmerzgrenze: 10 W/m²

in der Therapie: 1 W/cm²

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



Fortsetzung:
Ultraschall Praktikum

