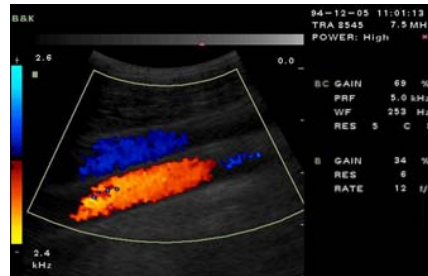
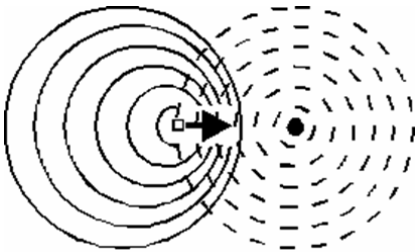
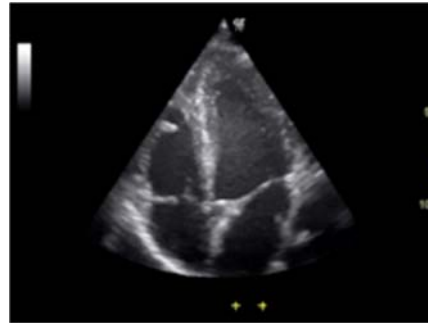


Physik der Ultrasonographie 2

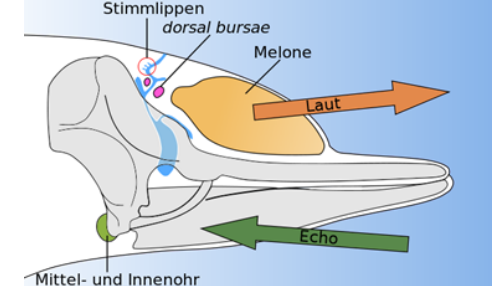
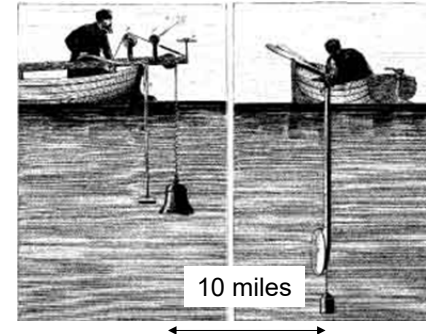


KAD 2024.03.07

Echo-Prinzip

1794 Spallanzani:
Echoortung von Fledermäusen

1822 Colladen:
Schallgeschwindigkeit in Wasser
(im Genfer See)

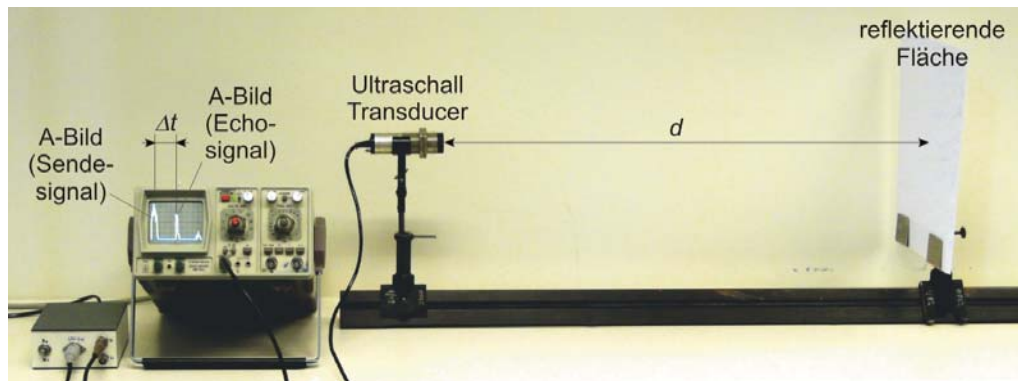


Delfin

2

Echo-Prinzip

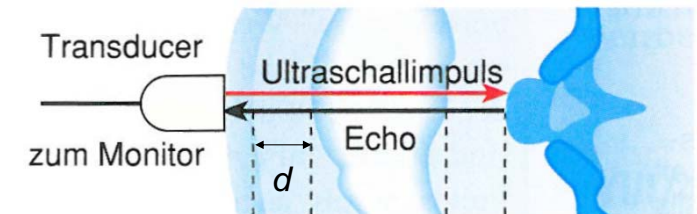
kurze Ultraschallimpulse werden mit einem Speziellschallkopf durch die Luft zu einer reflektierenden Fläche geschickt, dann das Echo mit demselben Ultraschallkopf registriert



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

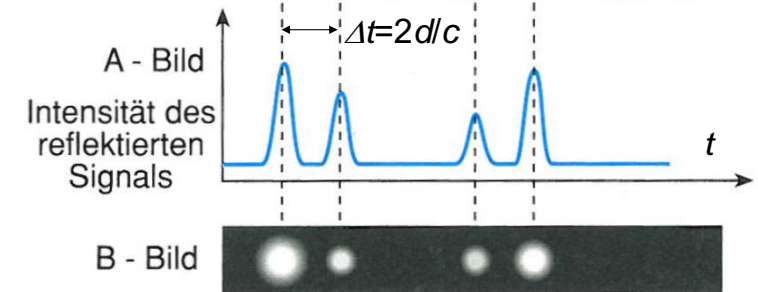
3

Echo-Prinzip, US-Bilder



Amplitude
nur
eindimensional

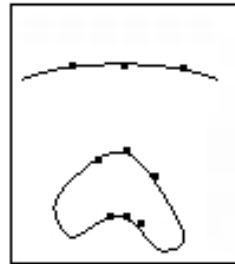
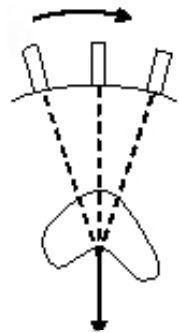
Brightness=
= Helligkeit



4

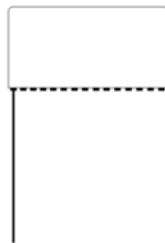
2-dimensionales B-Bild

bewegender
Wandler



B-Abtastung

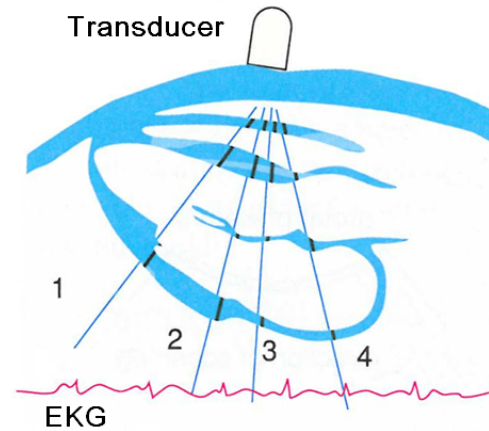
Bildschirm



5

TM-Bild

Transducer

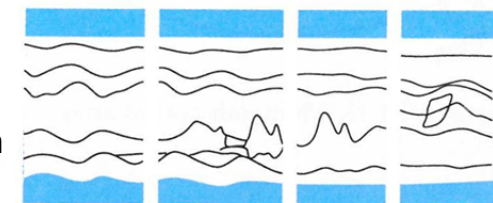


EKG-Signal
als Referenz

EKG

Zeit

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



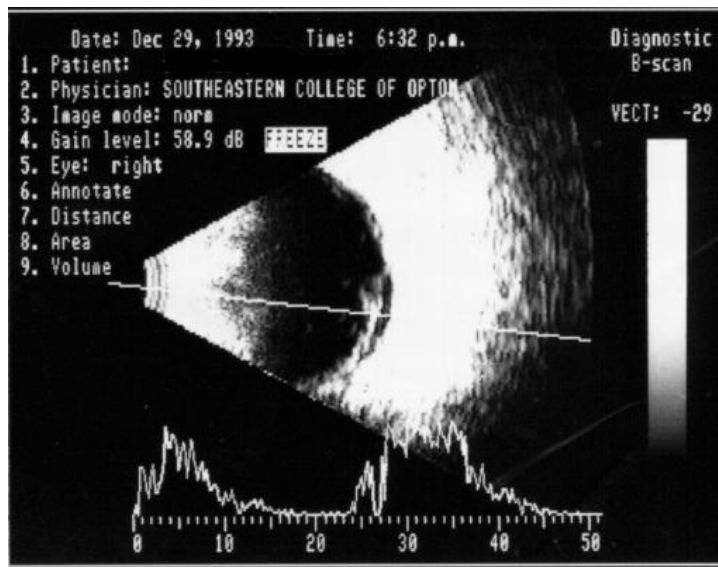
(T)M-Bild

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

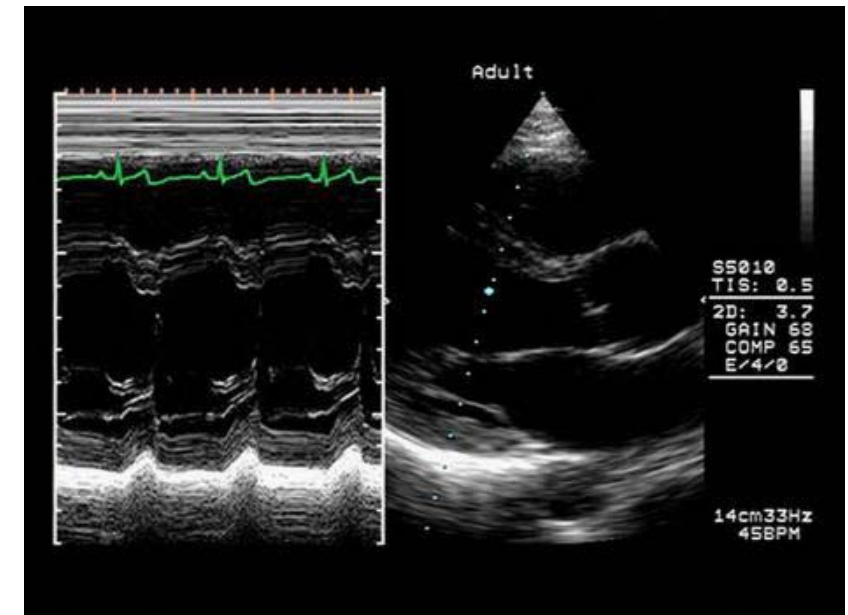
Glaskörper:
1532 m/s

7

TM-Bild

Echokardiographie

B-Bild

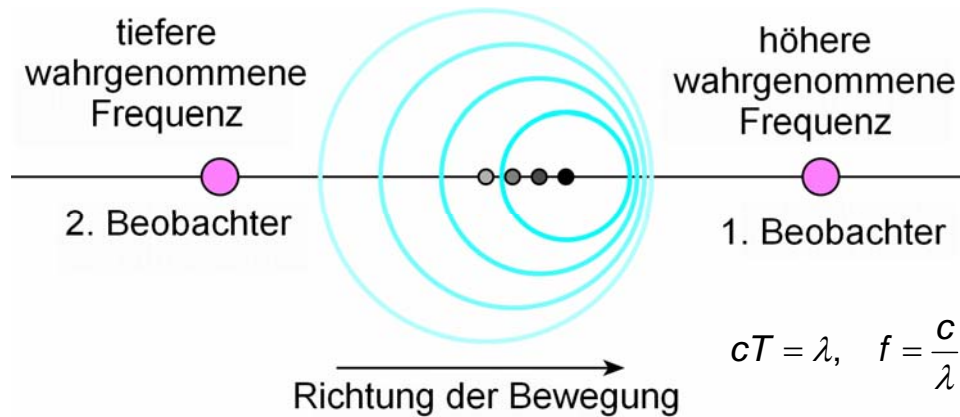


8

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)

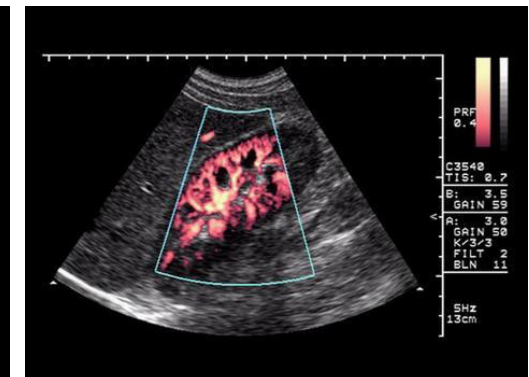
$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

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

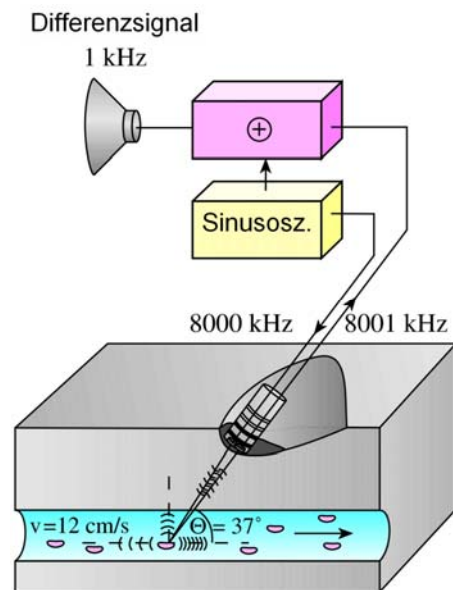
Rotblutzellen als Streuungszentren. CW Doppler Gerät für die Messung des Durchströmungsgeschwindigkeit

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)



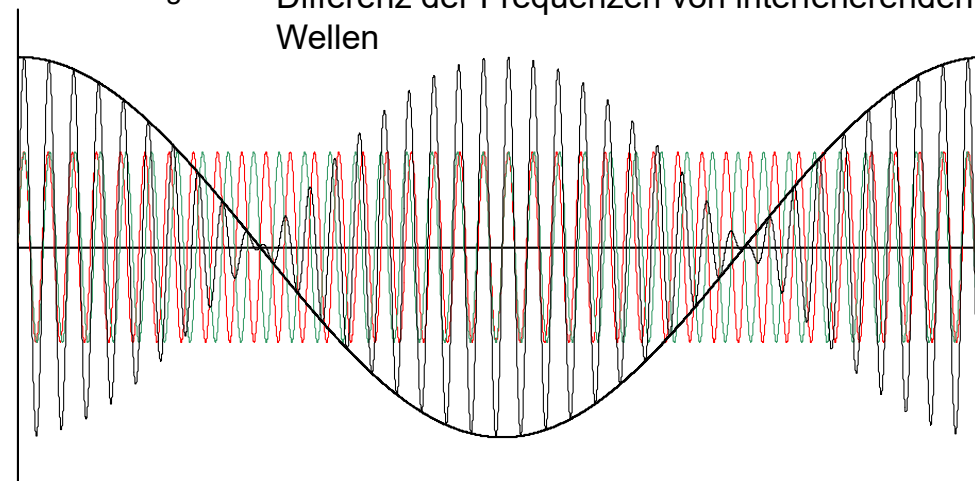
13

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

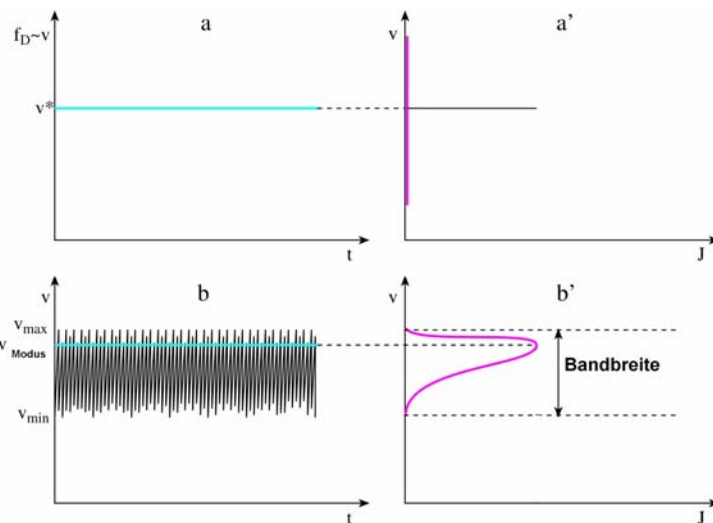


mathematische Formel: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

14

Doppler-Kurven

eine konstante Geschwindigkeit (v^*)



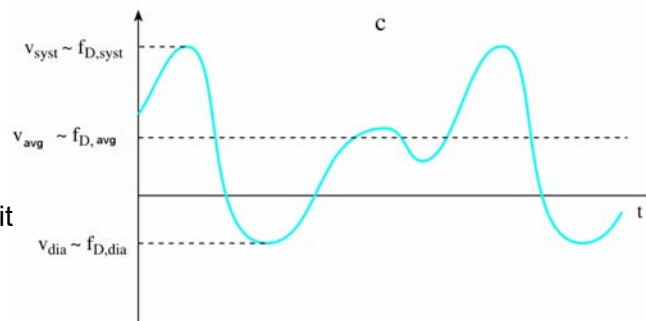
TM-Bild der Geschwindigkeitsverteilung

Verteilungsfunktion bei einer bestimmten Zeit

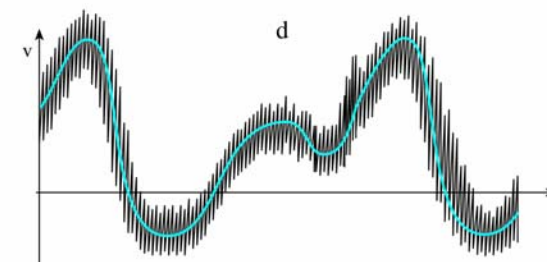
15

Doppler-Kurven

Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeit

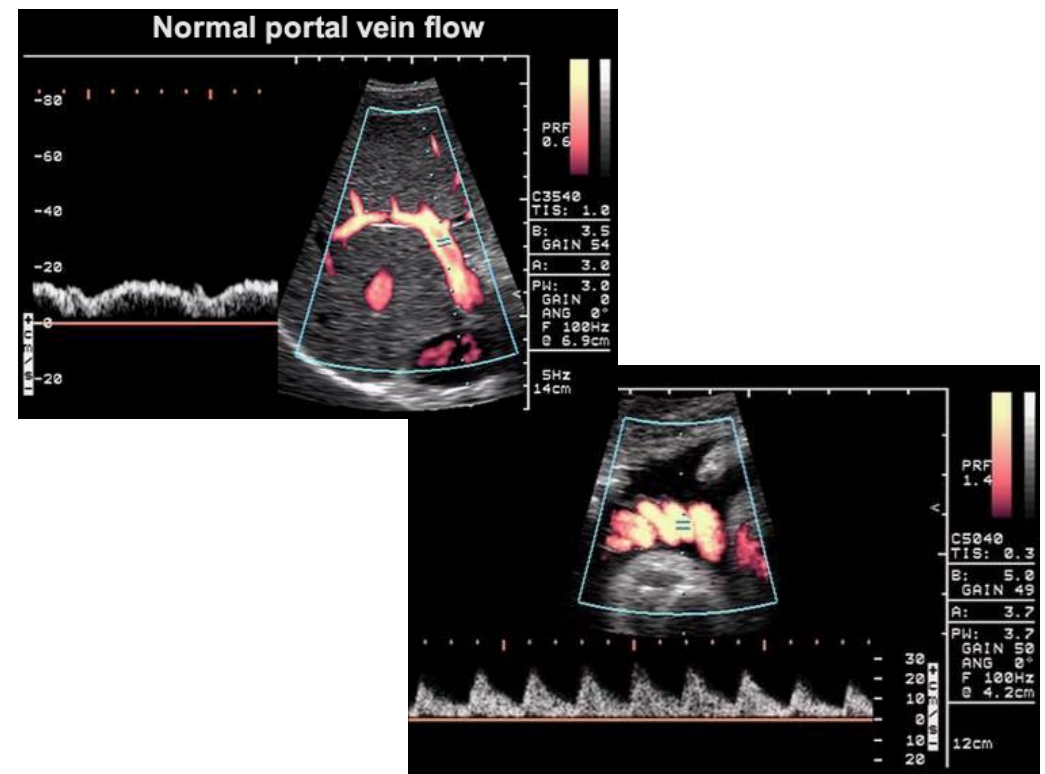
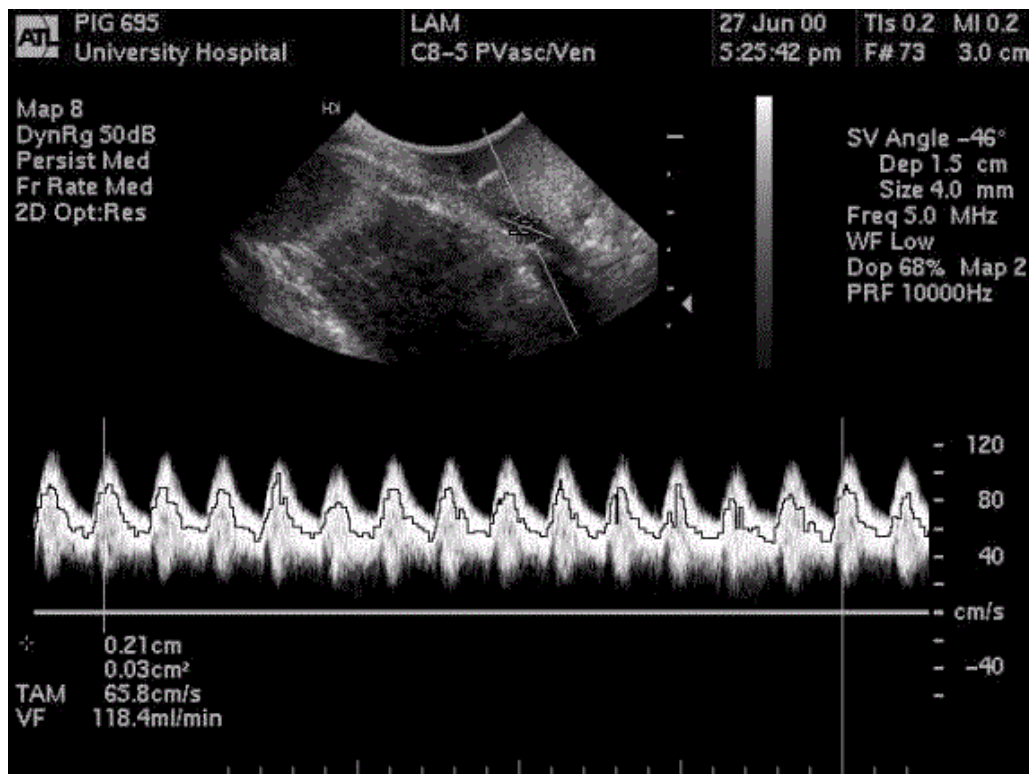


Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeitsverteilung



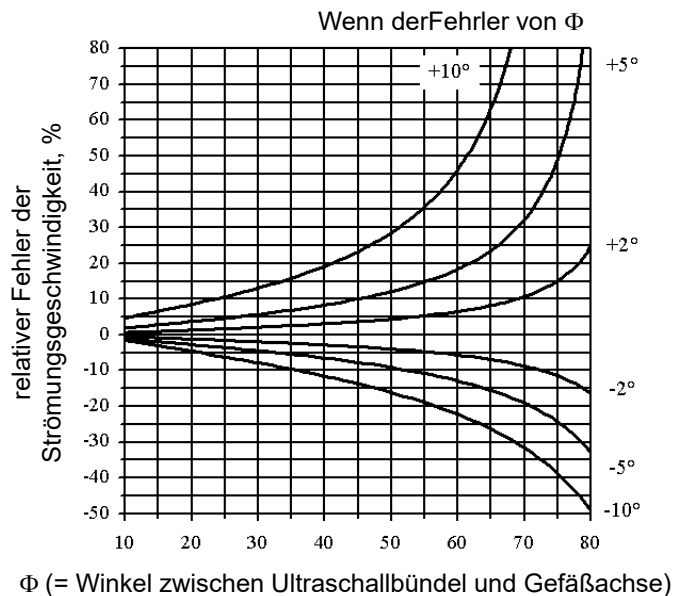
„TM-Bild“ der Geschwindigkeitsverteilung

16



Ergänzungsmaterial

Winkelfehler



19

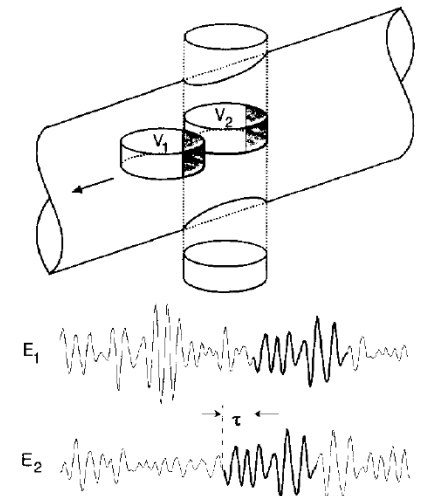
Speckle Tracking/Zeitbereichskorrelation Verfahren (CVI-Q = Color Velocity Imaging Quantification)

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?

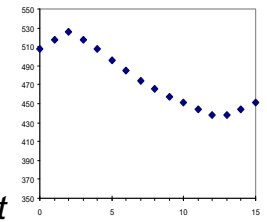
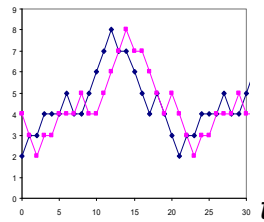
Der Vorteil des Speckle Tracking liegt darin, dass es **den Winkelfehler umgeht**.



20

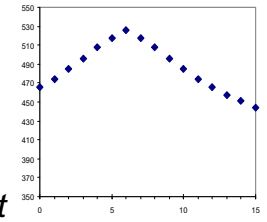
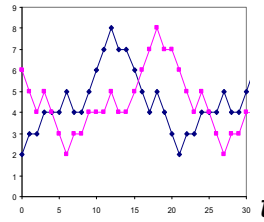
Zeitbereich

Korrelationsfunktion

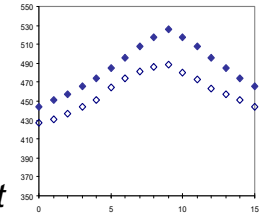
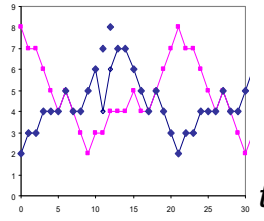


$$f_{\text{blau}}(t) = f_{\text{rosa}}(t + \tau^*)$$

$$\tau^* = 2e$$



$$\tau^* = 6e$$

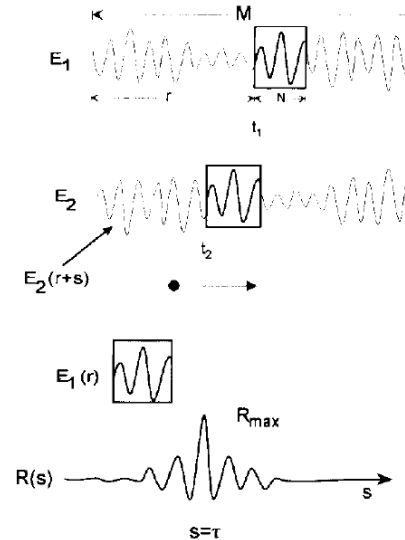


$$\tau^* = 9e$$

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

21

Ergänzungsmaterial

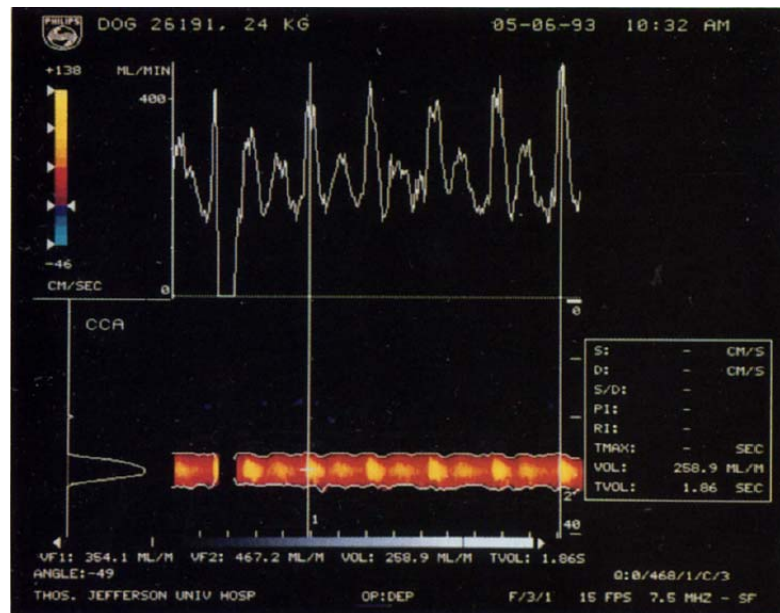


Korrelationsverfahren entfernt ein Fenster mit einer Breite von N von der Echosignal E_1

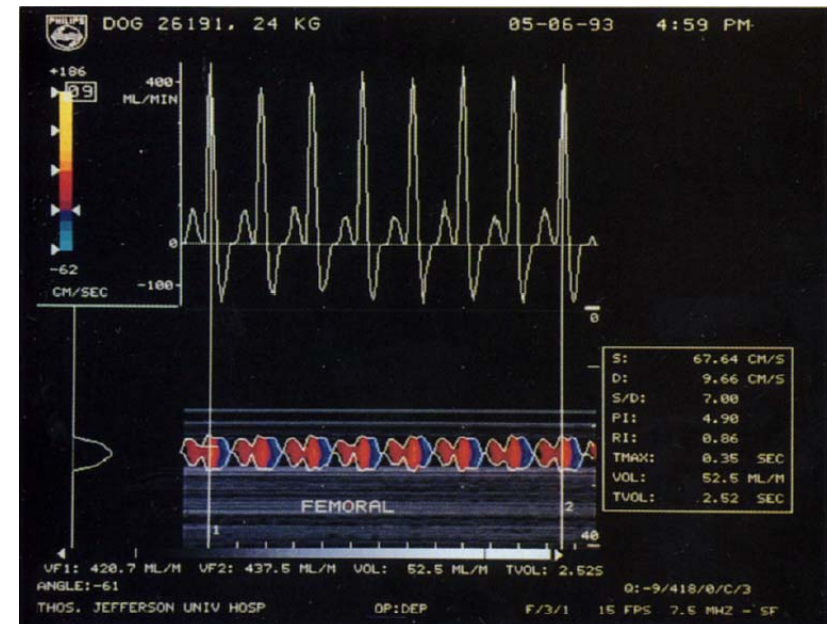
E_1 wird an verschiedenen Stellen entlang eines anderen Echosignals E_2 korreliert

Position des Maximums entspricht $s = \tau$

22



23



24

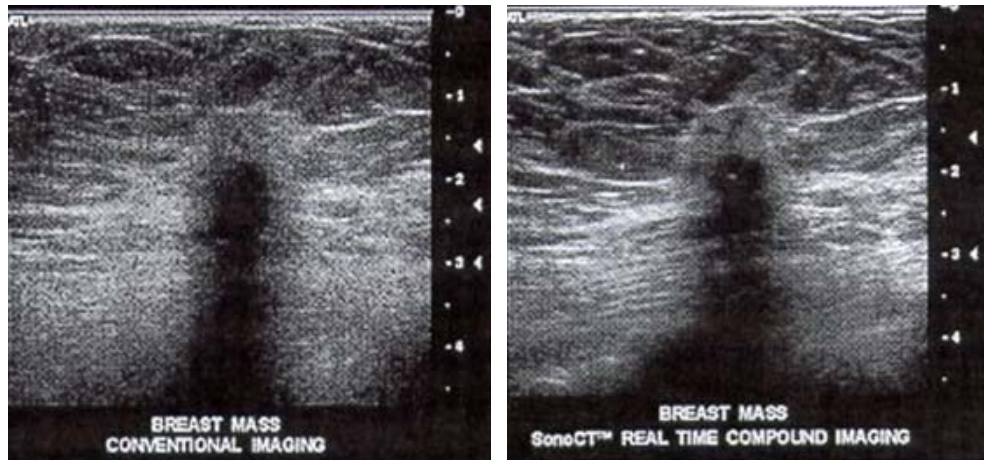
Sono-CT

Bildrekonstruktion aus mehreren multidirektionale B-Bildern

Vorteile von SonoCT: bessere Abgrenzung/Visualisierung von Grenzen

Artefakt-freie Darstellung

Brust Fibroadenoma

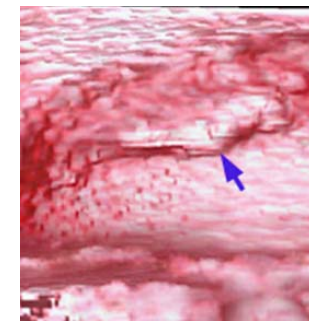


3D Rekonstruktion

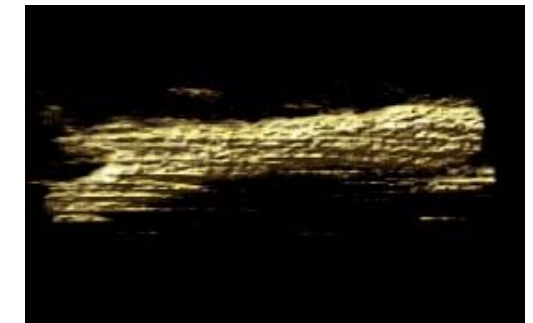
Gesicht eines Fötus



Harnblase



Halsarterie



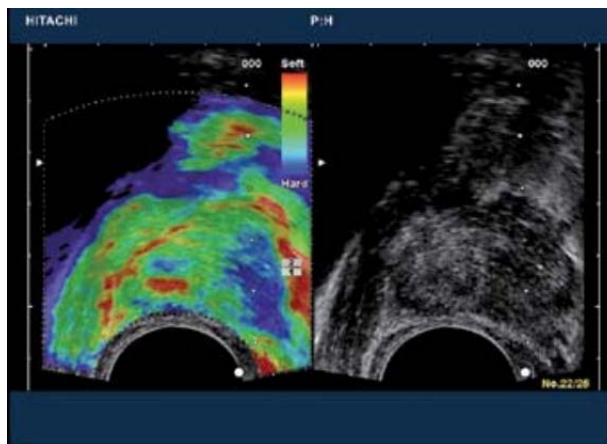
Palpation:

eines der ältesten klinischen Verfahren,

Analyse der Gewebeelastizität/
Gewebesteifigkeit

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

Sonoelastografie



Prostatakrebs (ein Karzinom durch Biopsie)

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

links: Darstellung der relativen Gewbesteifigkeit (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

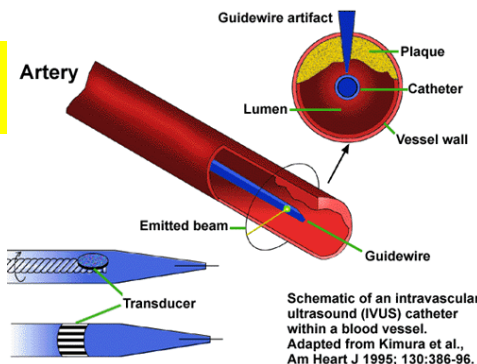
Darstellung von Vaskularität und Gefäßgeometrie in Organen
möglich (kapilläres Volumen und kapillärer Fluss)

mechanischer
Index

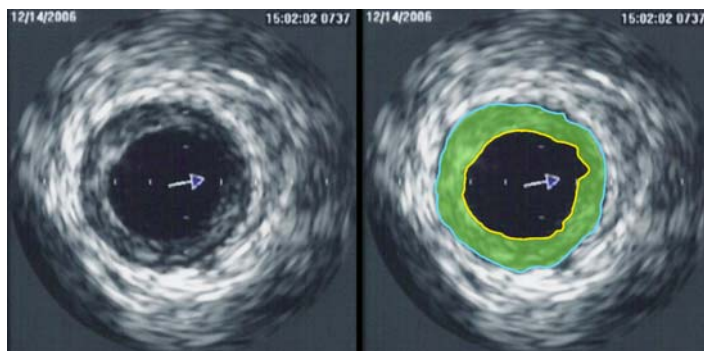
$$MI = \frac{p_{\max}}{\sqrt{f_{\text{avg}}}}, \quad [p_{\max}] = \text{MPa}, [f_{\text{avg}}] = \text{MHz}$$

Intravaskuläre Ultraschall (IVUS)

20-40 MHz,
Bildwechselfrequenz: 30 Hz



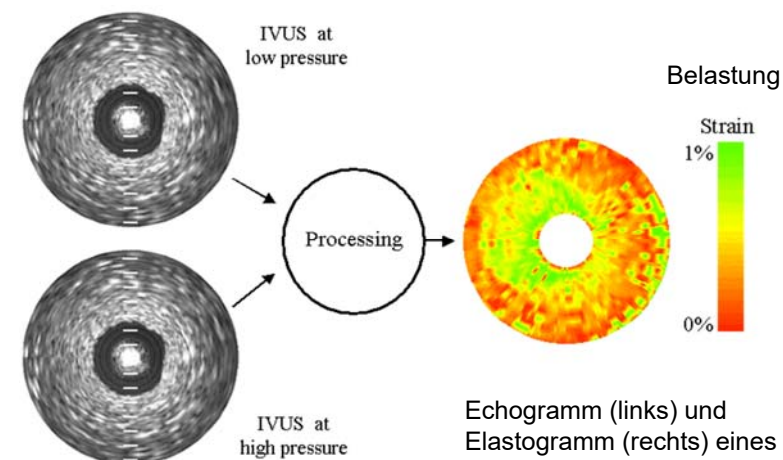
Schematic of an intravascular ultrasound (IVUS) catheter within a blood vessel.
Adapted from Kimura et al.,
Am Heart J 1995; 130:386-96.



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

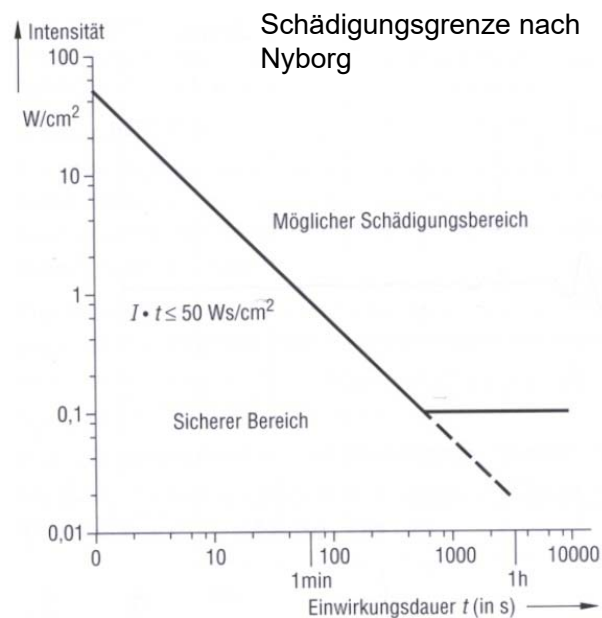
in der Diagnostik:

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

vgl. Schmerzgrenze: 10 W/m^2

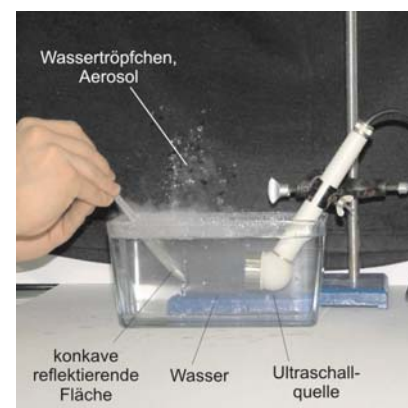
in der Therapie: 1 W/cm^2

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



31

Fortsetzung:
Ultraschall Praktikum



32