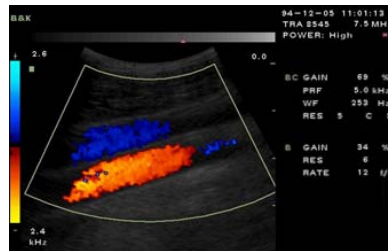
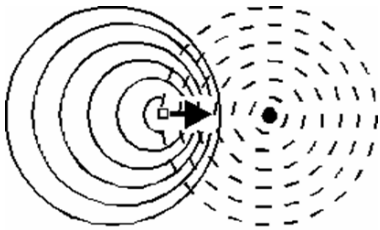
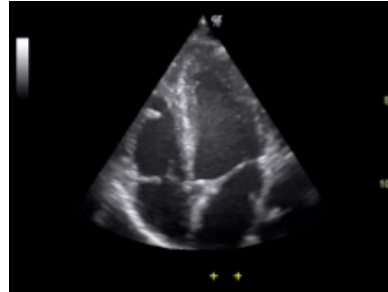


## Physik der Ultrasonographie 2

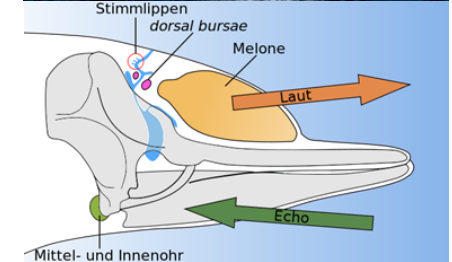
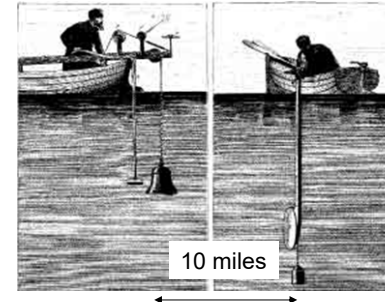


KAD 2021.03.17

## Echo-Prinzip

1794 Spallanzani:  
Echoortung von Fledermäusen

1822 Colladen:  
Schallgeschwindigkeit in Wasser  
(im Genfer See)

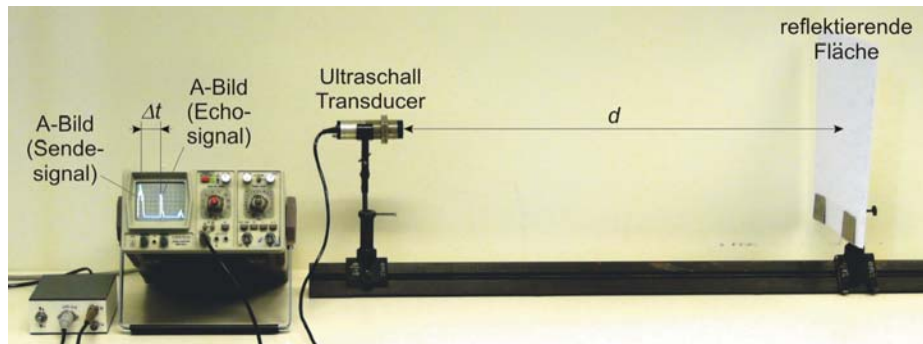


Delfin

2

## Echo-Prinzip

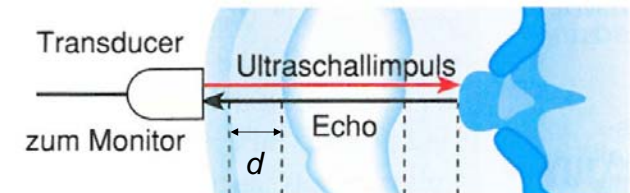
kurze Ultraschallimpulse werden mit einem Spezialschallkopf durch die Luft zu einer reflektierenden Fläche geschickt, dann das Echo mit demselben Ultraschallkopf registriert



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

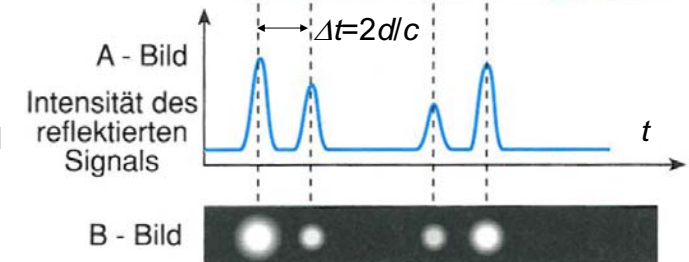
3

## Echo-Prinzip, US-Bilder



Amplitude  
nur  
eindimensional

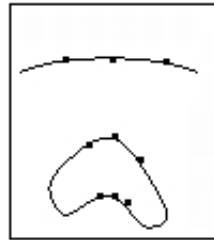
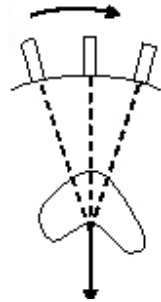
Brightness=  
= Helligkeit



4

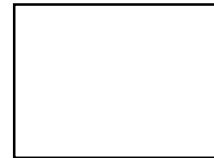
## 2-dimensionales B-Bild

bewegender  
Wandler



B-Abtastung

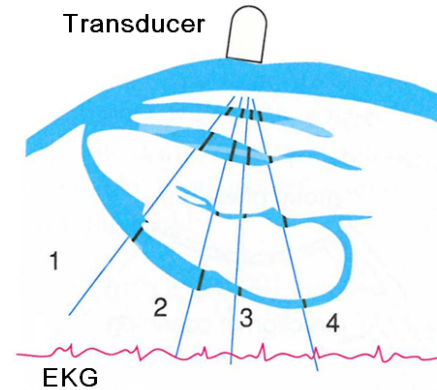
Bildschirm



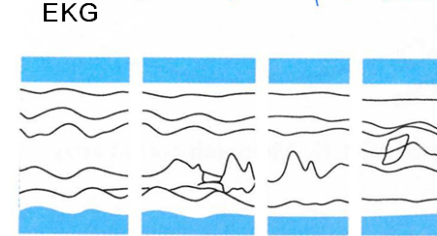
5

## TM-Bild

Transducer



EKG-Signal  
als Referenz



Zeit  
→

(T)M-Bild

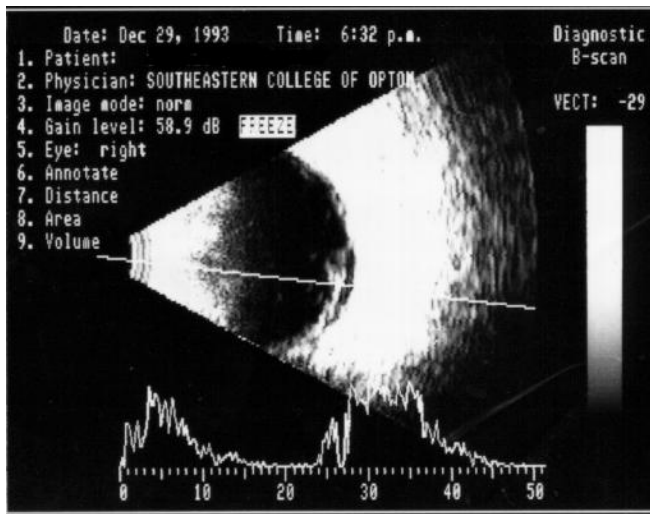
Time-  
Motion

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

Lehrbuch, Abb. VIII.34

6

## 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

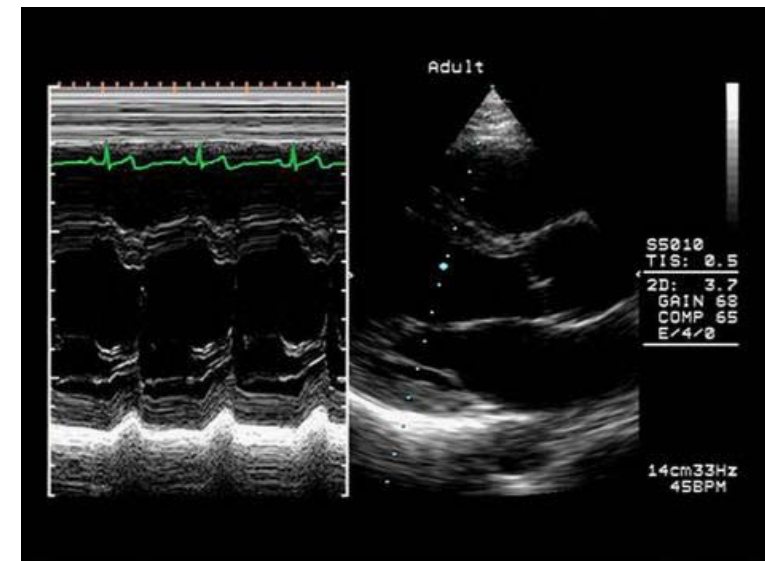
Glaskörper:  
1532 m/s

7

TM-Bild

Echokardiographie

B-Bild

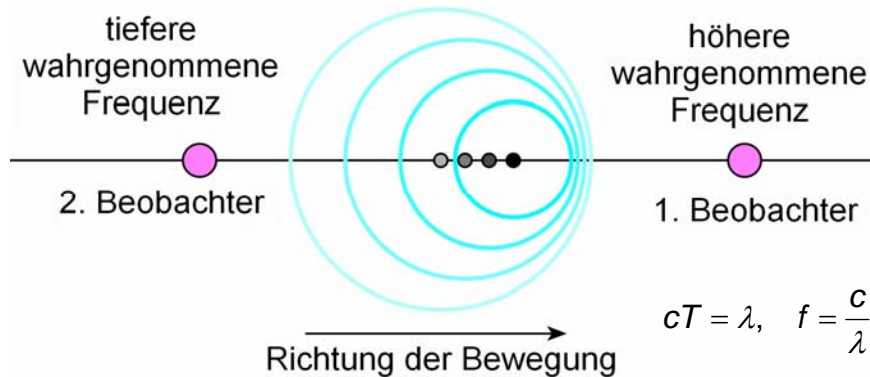


8

## 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,  $f_D$ )

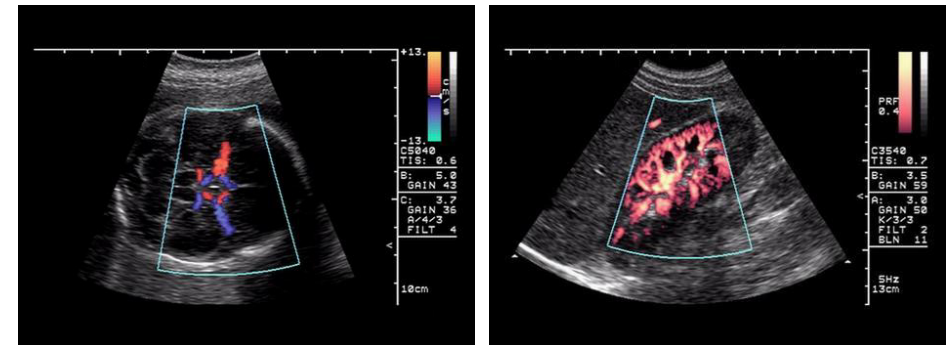
$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

wenn  $v$  und  $c$  sind nichtparallel, 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

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

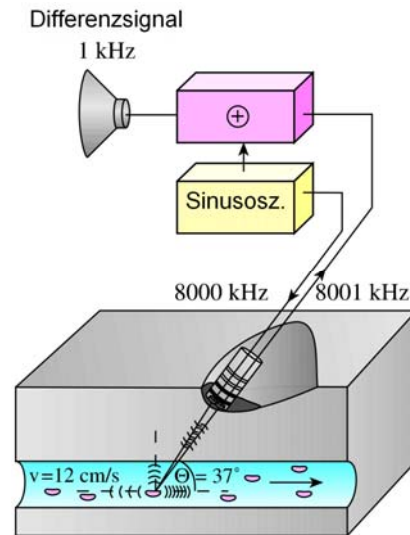
zB.  $f = 8000 \text{ kHz}$

$v = 12 \text{ cm/s}$

$c = 1600 \text{ m/s}$

$\theta = 37^\circ$

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



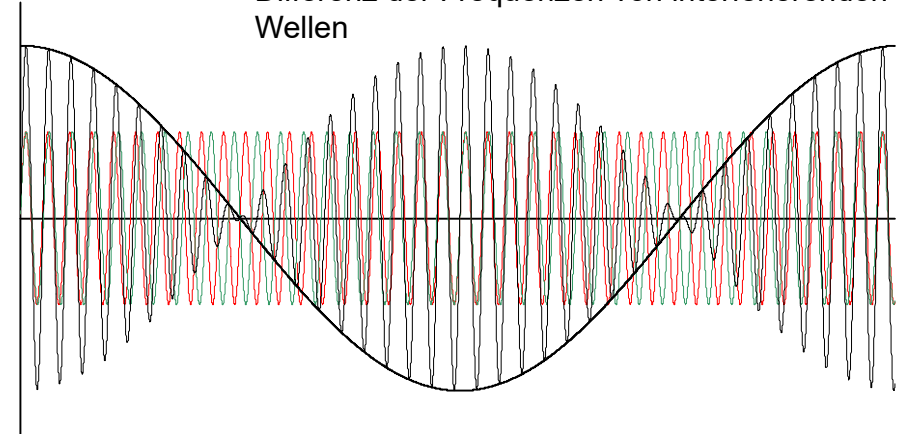
13

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

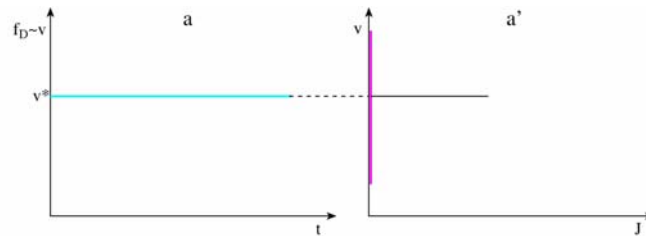


mathematische Formel:  $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

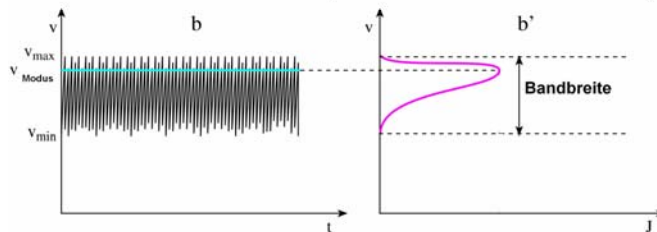
14

## Doppler-Kurven

eine konstante  
Geschwindigkeit  
( $v^*$ )



eine  
Geschwindigkeitsverteilung



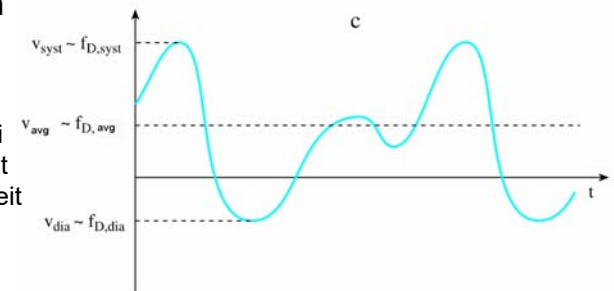
TM-Bild der  
Geschwindigkeitsverteilung

Verteilungsfunktion bei  
einer bestimmten Zeit

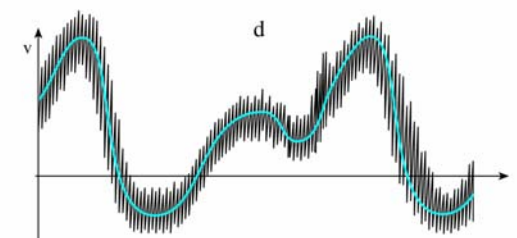
15

## Doppler-Kurven

Strömung  
charakterisierbar bei  
allen Zeitpunkten mit  
einer Geschwindigkeit



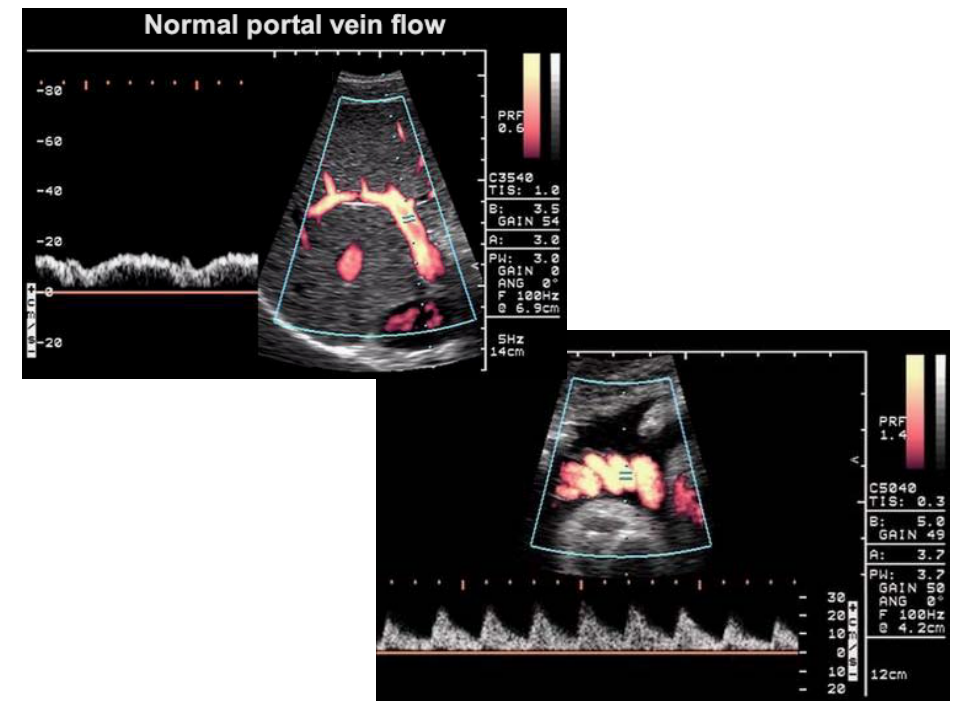
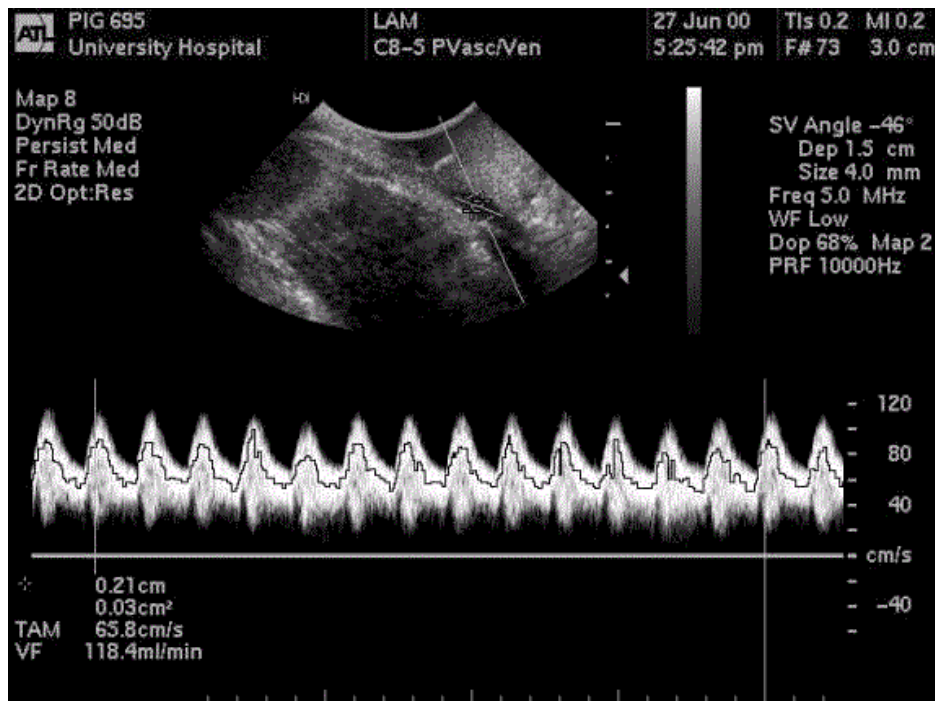
Strömung charakterisierbar  
bei allen Zeitpunkten  
mit einer  
Geschwindigkeitsverteilung



„TM-Bild“ der Geschwindigkeitsverteilung

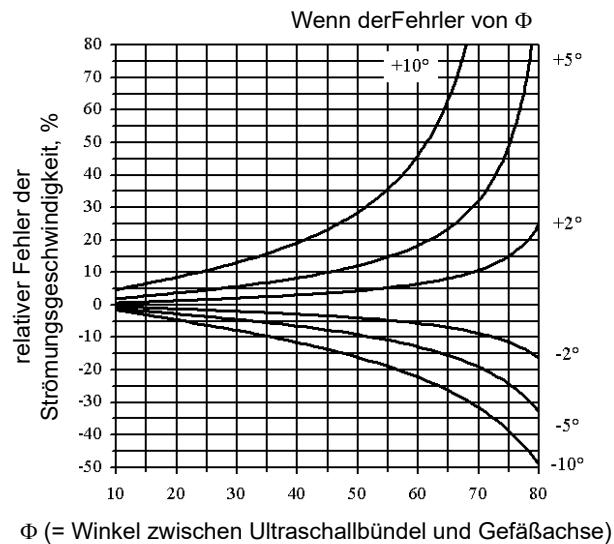
16





Ergänzungsmaterial

### Winkelfehler



19

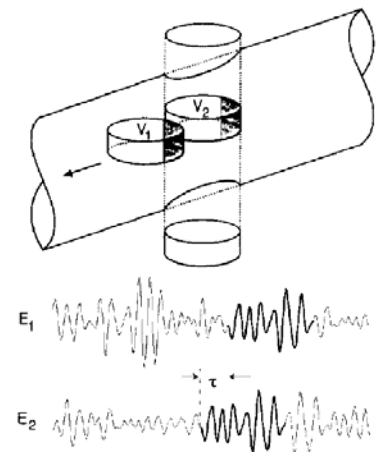
### Speckle Tracking/Zeitbereichskorrelation Verfahren (CVI-Q = Color Velocity Imaging Quantification)

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.

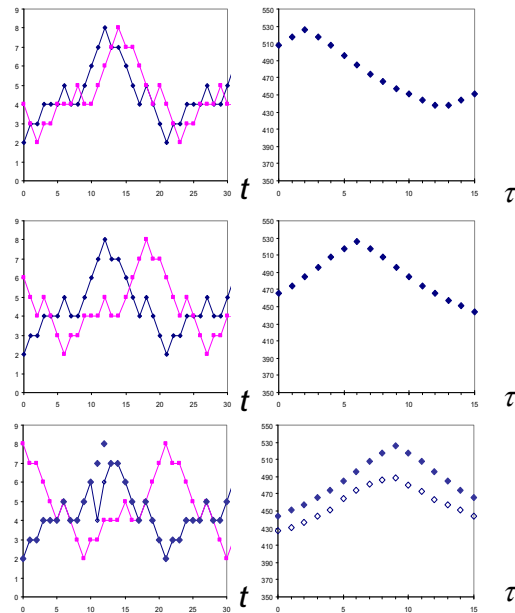
Wie kann die Ähnlichkeit dieser Funktionen verglichen werden?

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



20

## Zeitbereich      Korrelationsfunktion



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

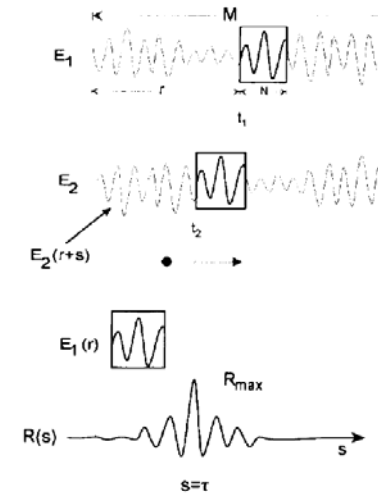
$$\tau^* = 2e$$

$$\tau^* = 6e$$

$$\tau^* = 9e$$

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

21

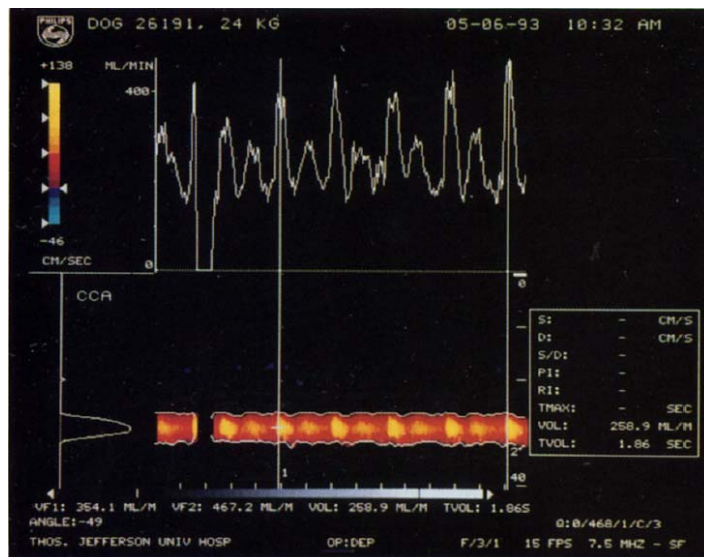


Korrelationsverfahren entfernt ein Fenster mit einer Breite von  $N$  von der Echosignal  $E_1$

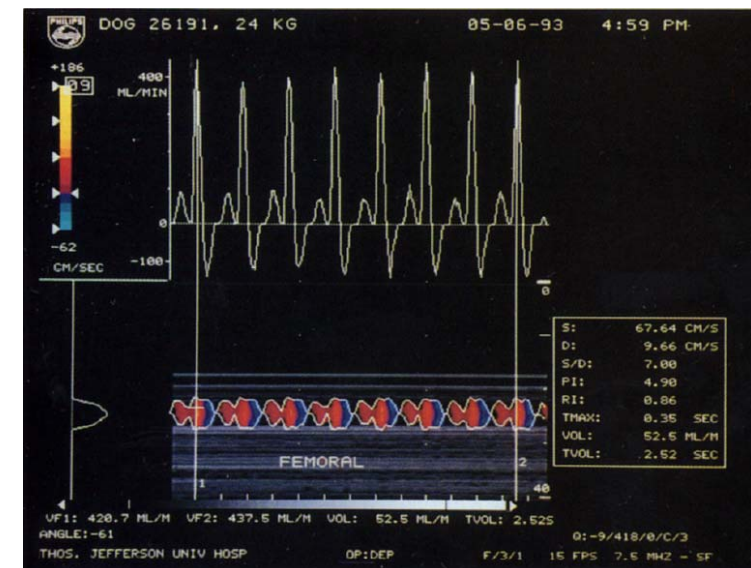
$E_1$  wird an verschiedenen Stellen entlang eines anderen Echosignals  $E_2$  korreliert

Position des Maximums entspricht  $s = \tau$

22



23



24

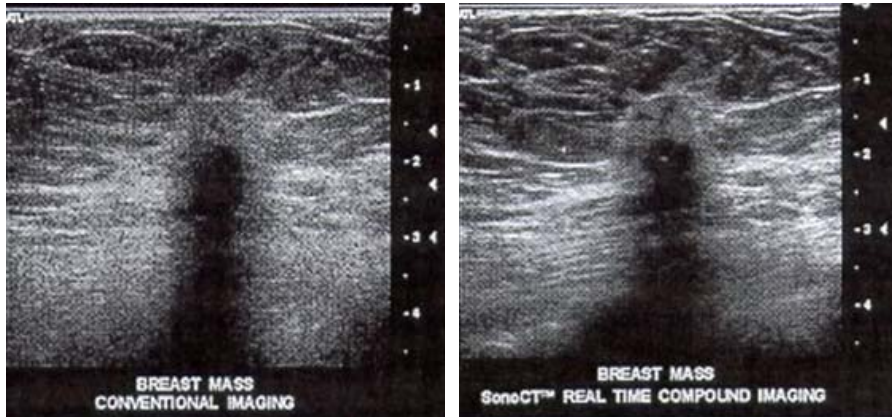
## Sono-CT

Bildrekonstruktion aus mehreren multidirektionale B-Bildern

Vorteile von SonoCT: bessere Abgrenzung/Visualisierung von Grenzen

Artefakt-freie Darstellung

Brust Fibroadenoma

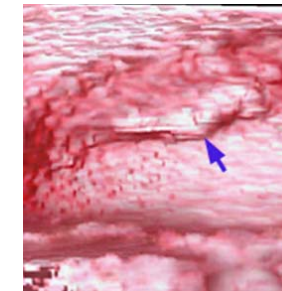


## 3D Rekonstruktion

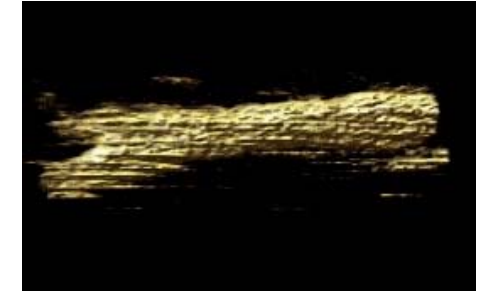
Gesicht eines Fötus



Harnblase



Halsarterie

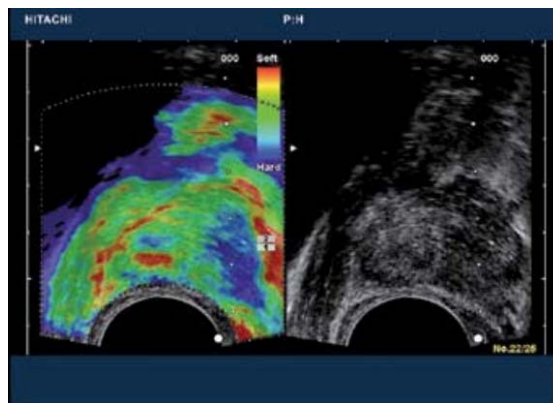


## Palpation:

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

Bildgebungsverfahren zur Berechnung und Darstellung der relativen 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-Kontrasmittel

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)

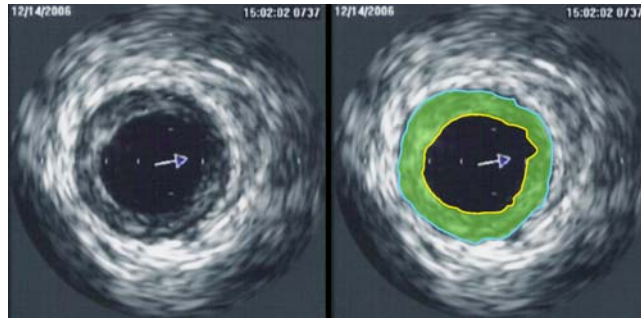
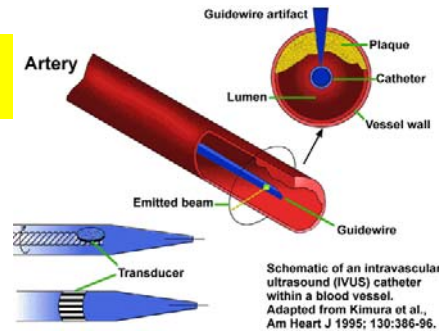
mechanischer  
Index

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



## Intravaskuläre Ultraschall (IVUS)

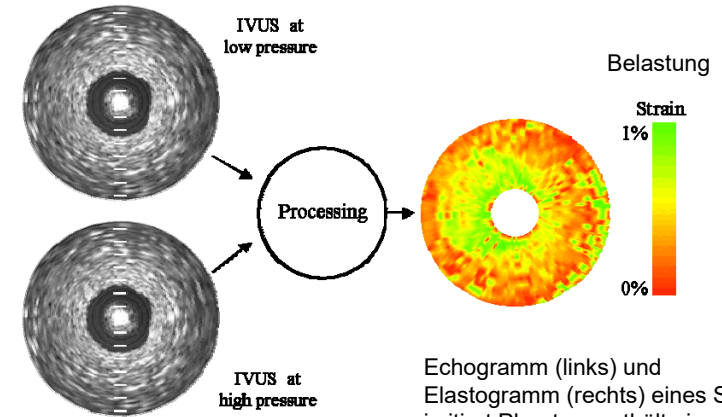
20-40 MHz,  
Bildwechselfrequenz: 30 Hz



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

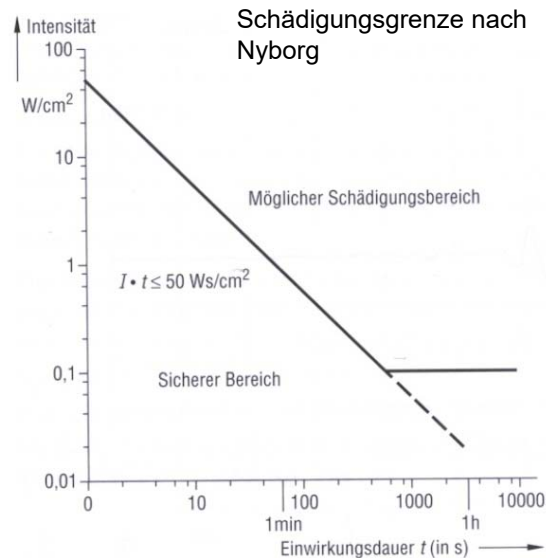
in der Diagnostik:

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

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

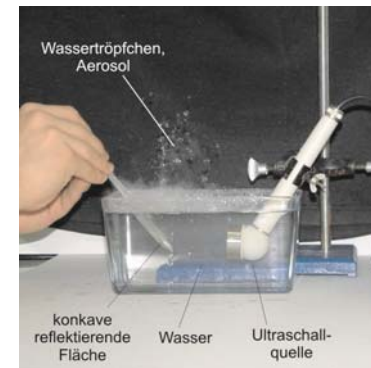
in der Therapie:  $1 \text{ W/cm}^2$

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



31

Fortsetzung:  
Ultraschall Praktikum



32