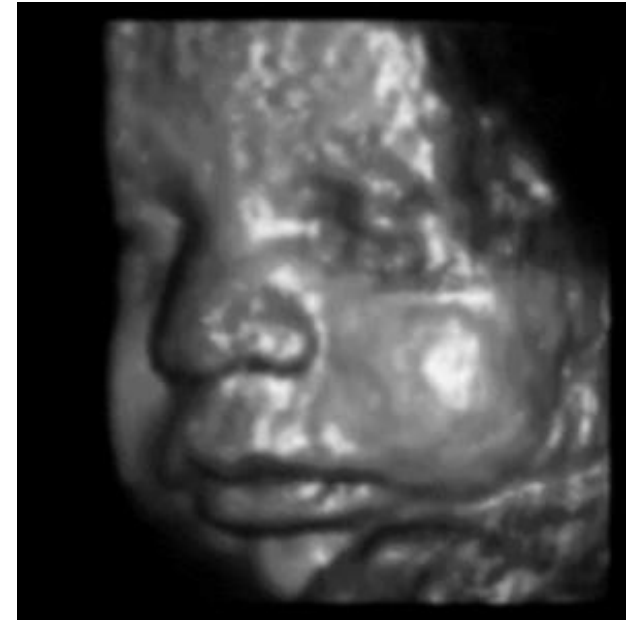


ULTRASCHALL



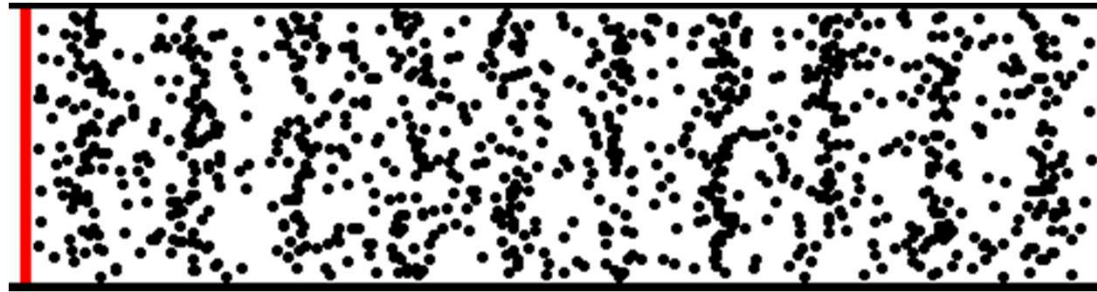
Notwendige Kenntnisse

Damjanovich et al.: Biophysik für Mediziner:

II/2.4., II/2.4.1, II/2.4.2, II/2.4.3

VIII/4.2.1

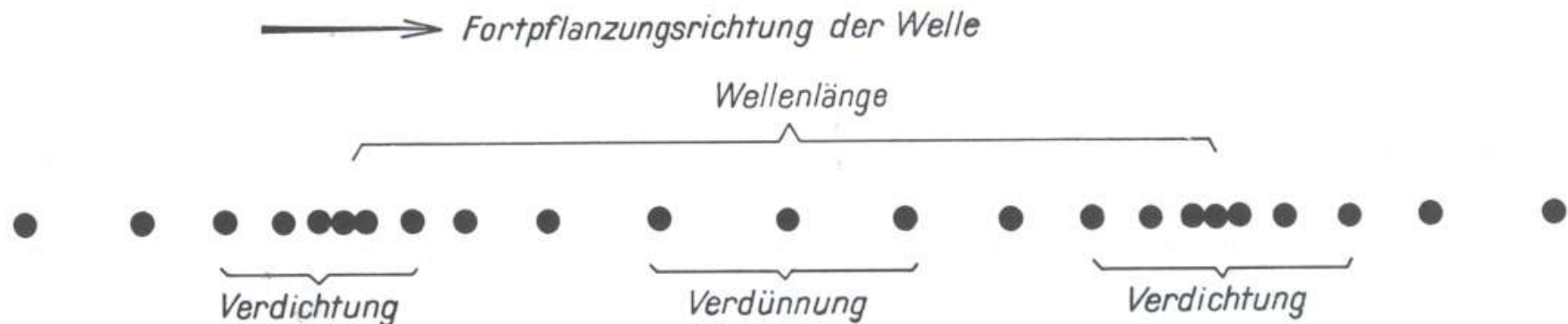
Einleitung



Längswellen (longitudinale Wellen):

Verdichtungen und Verdünnungen (d.h. *Druckschwankungen gegenüber dem Normaldruck*) laufen über das Trägermedium.

Die Schwingungsrichtung der einzelnen Oszillatoren ist parallel zur Ausbreitungsrichtung der Welle.



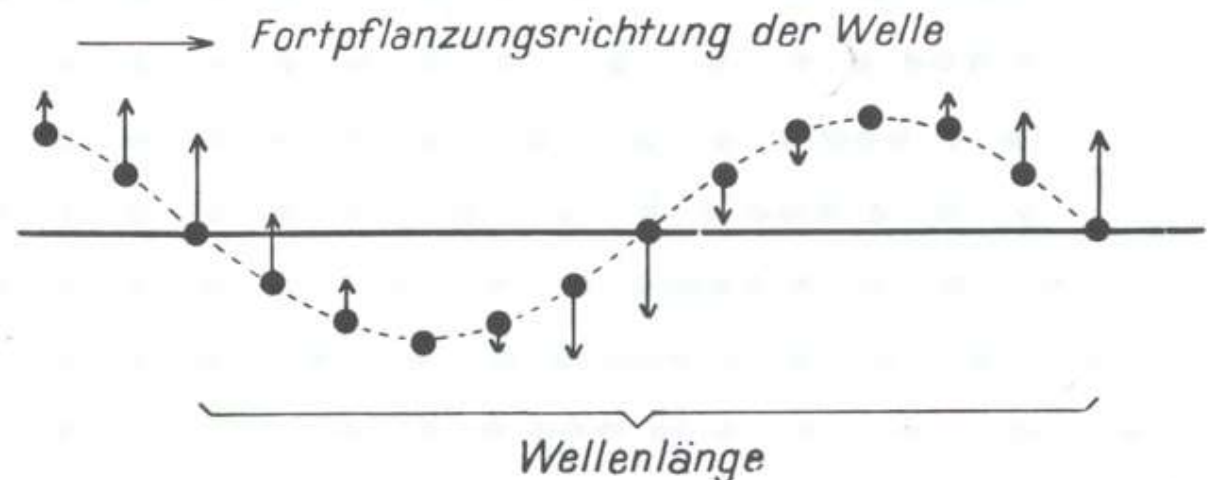
Momentbild einer fortschreitenden Longitudinalwelle

Einleitung



Querwellen (transversale Wellen):

Wellenberge und Wellentäler laufen über das Trägermedium.
Die Schwingungsrichtung der einzelnen Oszillatoren steht senkrecht zur Ausbreitungsrichtung der Welle.



Momentbild einer fortschreitenden
Transversalwelle

Eigenschaften des Ultraschalls

mechanische Schwingung, mechanische Welle

Zur Ausbreitung ist immer ein ***Medium*** notwendig!

- ❖ *Mechanische Transversalwellen* entstehen nur, wenn elastische Querkräfte wirken.
- ❖ *Mechanische longitudinale* Wellen entstehen, wenn elastische Längskräfte wirken.
- ❖ *In Festkörpern* können sich Transversal- und Longitudinalwellen ausbreiten.
- ❖ *In Flüssigkeiten und Gasen* können sich nur Längswellen ausbreiten.

Eigenschaften des Ultraschalls

Charakteristiken

Frequenz $f > 20 \text{ kHz}$
Wellenlänge λ

in den bildgebenden Geräten:

$$f = 2 - 10 \text{ MHz}$$

$$\lambda = 0,77 - 0,154 \text{ mm}$$

Frequenzbereiche der Schallwellen:

- | | |
|-------------------|------------------|
| a. 0 — 20 Hz | Infraschall |
| b. 20 Hz — 20 kHz | hörbarer Bereich |
| c. 20 kHz — 1 GHz | Ultraschall |
| d. 1 GHz — 10 THz | Hyperschall |

Beispiel:

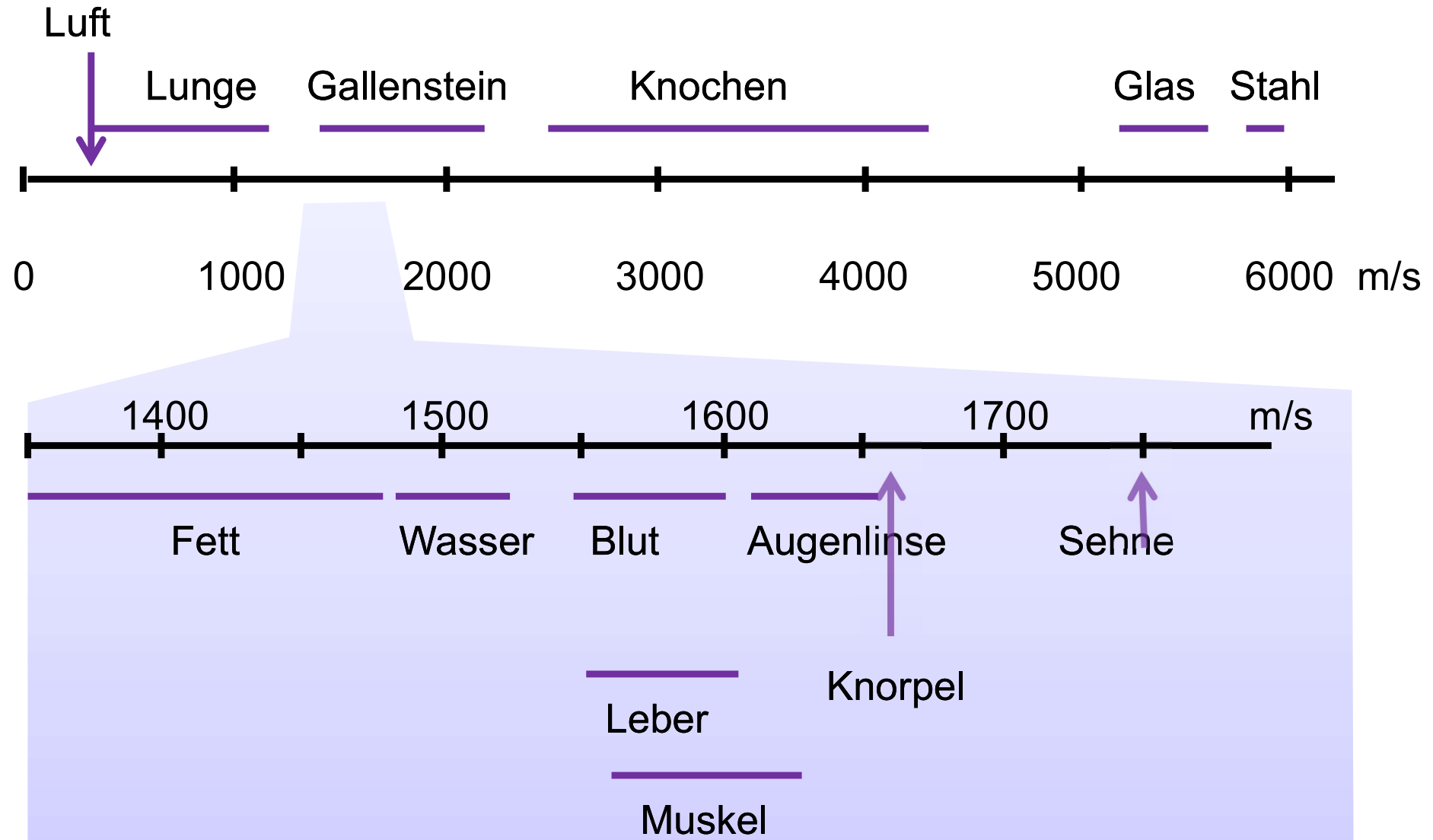
$$f = 2 \text{ MHz}$$

$$c = 1540 \text{ m/s in Weichteilgeweben}$$

$$\lambda = ?$$

Ausbreitungsgeschwindigkeit c (m/s)

unabhängig von der Frequenz => keine Dispersion



Eigenschaften des Ultraschalls

Kompressibilität (κ) und Ausbreitungsgeschwindigkeit (c)

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

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

ρ - Dichte

Akustische Impedanz (Z) und Ausbreitungsgeschwindigkeit

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

Die Schallintensität

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

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

Intensität und Gewebeschädigung

Die Schallintensität bei Diagnostik $\bar{J} = 0,01 \text{ W/cm}^2 < 0,1 \text{ W/cm}^2$

Siehe Sicherheitsaspekte!

Druckschwankung in Muskel:
effektiv $\sim 0,13$ fache,
maximum $\sim 0,2$ fache des Atmospheredruckes

Die Schallintensität bei der Therapie $\bar{J} = 2,5 \text{ W/cm}^2$

Achte auf die Applikationsdauer!

Druckschwankung in Muskel:
effektiv ~ 2 fache,
maximum ~ 3 fache des Atmospheredruckes

Vergleich: Hörschwelle $J_0 = 10^{-12} \text{ W/m}^2 = 10^{-16} \text{ W/cm}^2$
Schmerzgrenze $J = 10 \text{ W/m}^2 = 10^{-3} \text{ W/cm}^2$

Eigenschaften des Ultraschalls

Die Schwächung

Schwächungsgesetz

$$J = J_0 \cdot e^{-\mu x}$$

$$\mu = \mu(f)$$

Stoff	D in cm bei f=0,9 MHz	D in cm bei f=2,5 MHz
Fett	7,7	2,8
Knochenmark	7,7	2,8
Muskel	2,7	1,0
Gehirn	3,6	1,3
Knochen	0,2	0,1
Wasser (distilliert)	500	180

Dämpfung:

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

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

spezifische Dämpfung:

$$\frac{\alpha}{f \cdot x}$$

Für weiche Gewebe:
~1dB/(cm·MHz)

Reflexion

$$R = \frac{J_{refl}}{J_{ein}} = \left(\frac{\rho_1 \cdot c_1 - \rho_2 \cdot c_2}{\rho_1 \cdot c_1 + \rho_2 \cdot c_2} \right)^2$$

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

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



Anpassungsschicht (Koppelmedium): Wasser, Gel, Parafinöl
vermindert den Impedanzunterschied zwischen Luft und Haut

optimale Anpassung:

$$Z_{Kopplung} \approx \sqrt{Z_{Quelle} \cdot Z_{Haut}}$$

2. Erzeugung des Ultraschalls

- In zwei Schritten:

- a. Erzeugung sinusförmiger elektrischer Spannung
mit hoher Frequenz $f > 20 \text{ kHz}$

- Sinusoszillator

- b. Umwandlung der elektrische Schwingung
in mechanische Schwingung

- Wandler (Transducer)

Wandler



Brüder Curie, 1881:

Bei Kristallen mit polaren Achsen (Turmalin, Quarz) treten durch Druck oder Dehnung in bestimmten Richtungen elektrische Ladungen an den Enden der polaren Achsen auf.

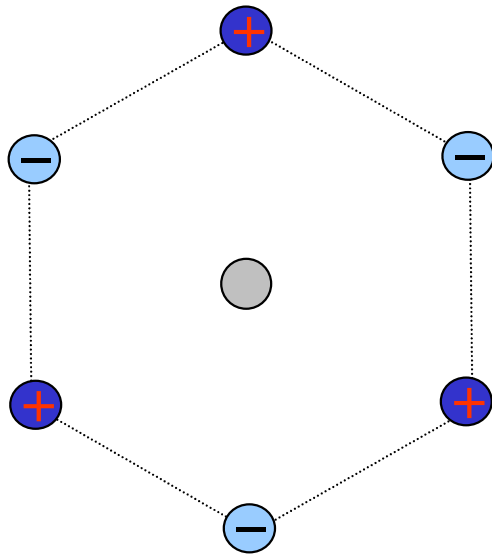
mechanische Schwingung → elektrische Schwingung

piezoelektrischer Effekt

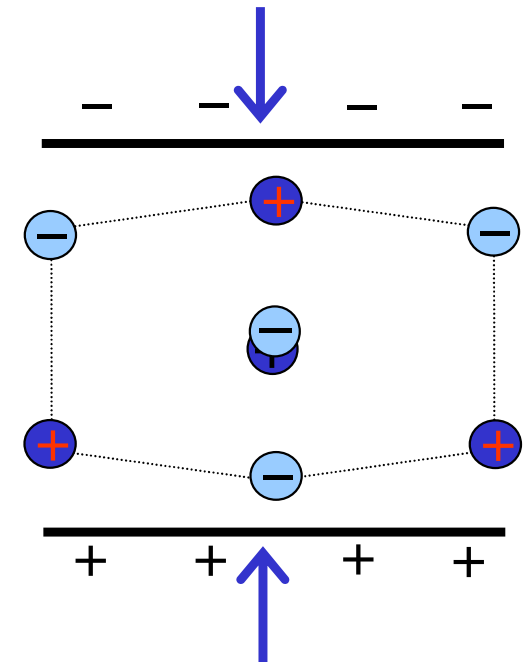
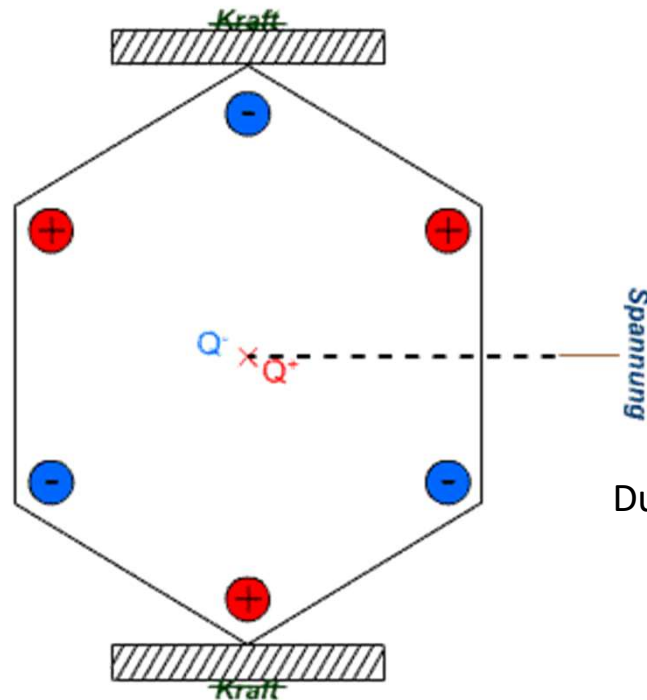
elektrische Schwingung → mechanische Schwingung

reziproker piezoelektrischer Effekt

„Mechanismus“ des Piezoeffektes :



Die Schwerpunkte der elektrischen Ladungen fallen zusammen.



Durch Druck bzw. Dehnung werden die Schwerpunkte getrennt
→ entsteht elektrische Spannung

Wandler: Schwingquarz

elektrische Schwingung → mechanische Schwingung

Bemerkungen:

a. $f_{elektrische} = f_{mechanische}$

b. $A_{elektrische} \sim A_{mechanische}$

c. Umwandlung in beiden Richtungen!

Schwingquarz = Sender/Detektor

ULTRASCHALL IN DER MEDIZIN

1. DIAGNOSTIK
2. THERAPIE

1. DIAGNOSTIK

SONOGRAPHIE

- Ultraschalluntersuchung des Patienten

Vorteile:

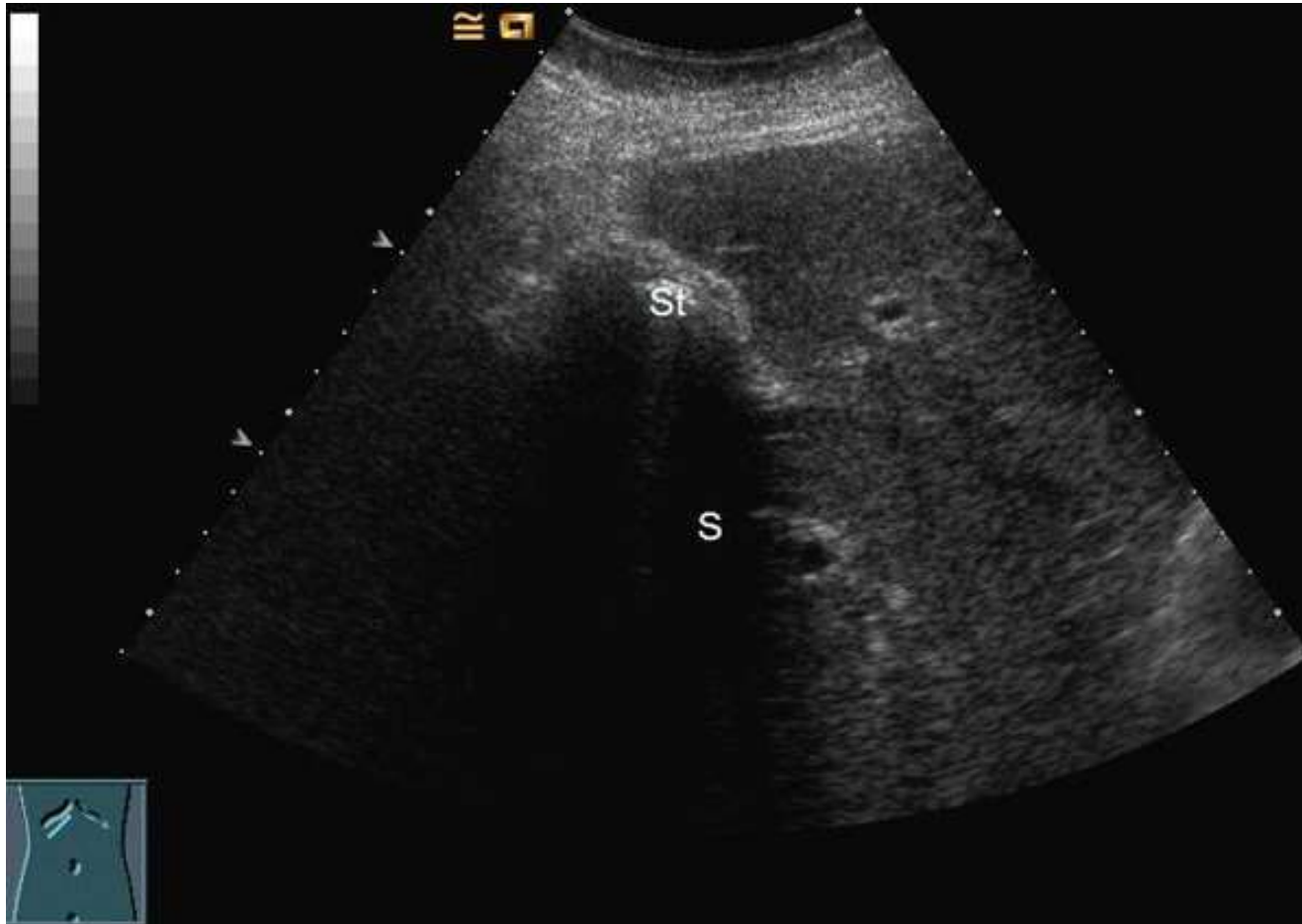
1. Nahezu überall und jederzeit verfügbar (auch auf der Trage oder am Krankenbett)
2. Biologisch unschädlich (keine Ionisation)
3. beliebige Wiederholbarkeit
4. ohne Kontrastmittel*

*Die Menge benötigten Kontrastmittels ist um das ca. 100fache kleiner als bei CT und MRT, die bislang bekannten Nebenwirkungen sind wesentlich seltener .

1. DIAGNOSTIK

Nachteile Ultraschall:

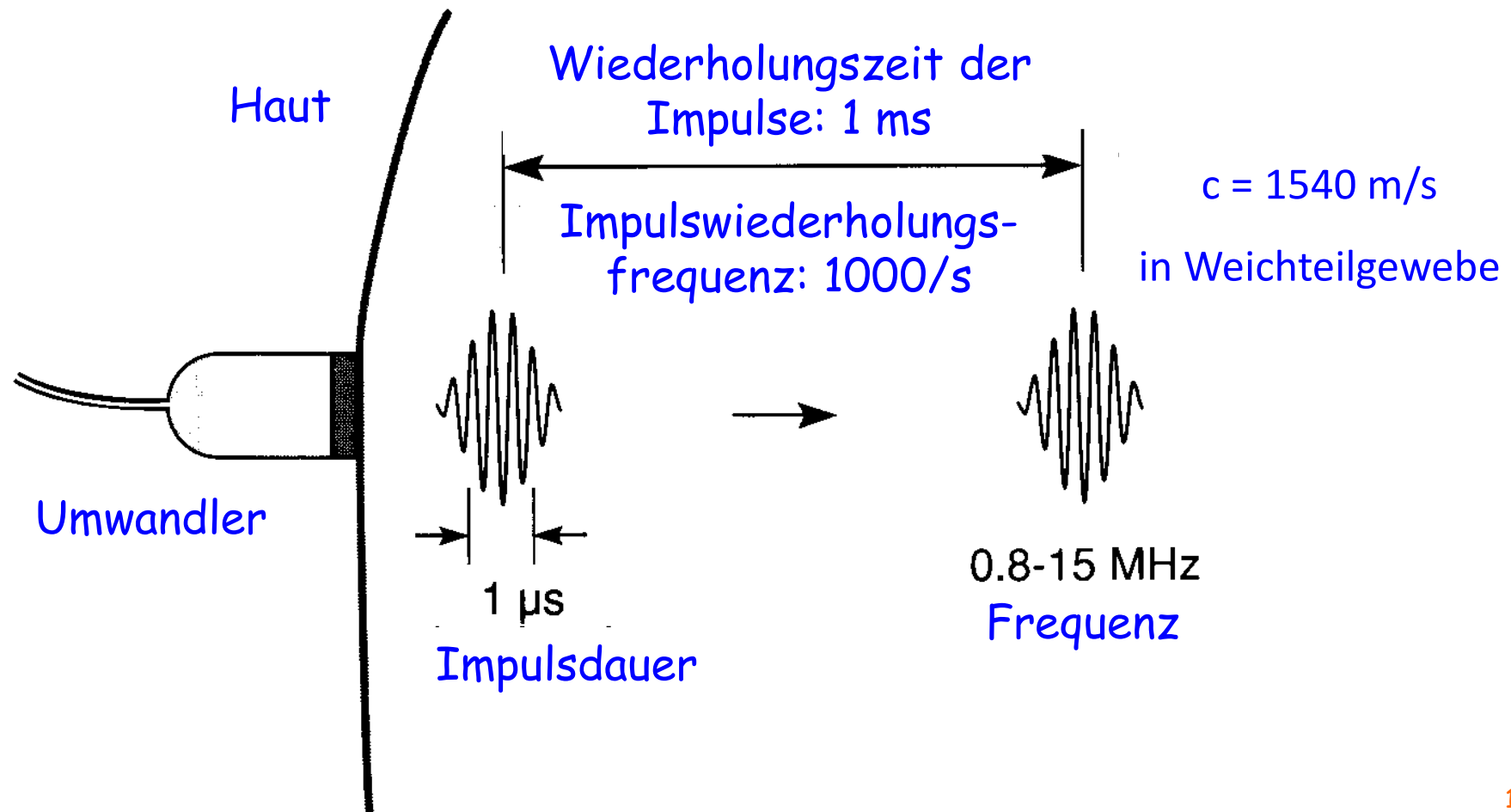
- Geringe Objektivität des Verfahrens
- Qualität der gewonnenen Bilder hängt von vielen Faktoren ab:
Position des Patienten, Geräteeinstellungen, Handhabung der Sonde
- Hand-Auge-Koordination
- Subjektive Eindruck mit normaler Anatomie vergleichen \Rightarrow Erfahrung
- Bei der Untersuchung werden Standbilder ausgedruckt
- Geringere Raumauflösung als CT und MRT
- Weichteil-Kontrastauflösung ist der der MRT unterlegen



Charakteristiken der Ultraschall-Impulse

Transducer/Umwandler: Sender und Empfänger

Zeitliche Trennung → Impulse



Auflösungsgrenze, Auflösungsvermögen

Auflösungsgrenze: der kleinste Abstand zweier noch getrennt detektierbaren Punkten

Auflösungsvermögen: Reziprokwert der Auflösungsgrenze

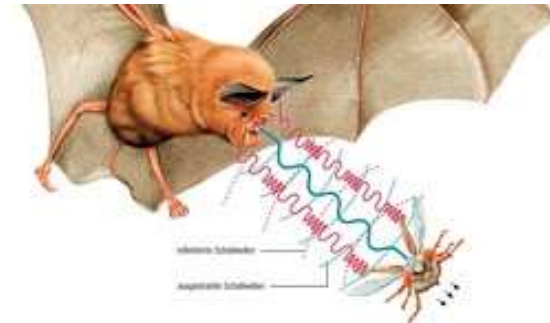
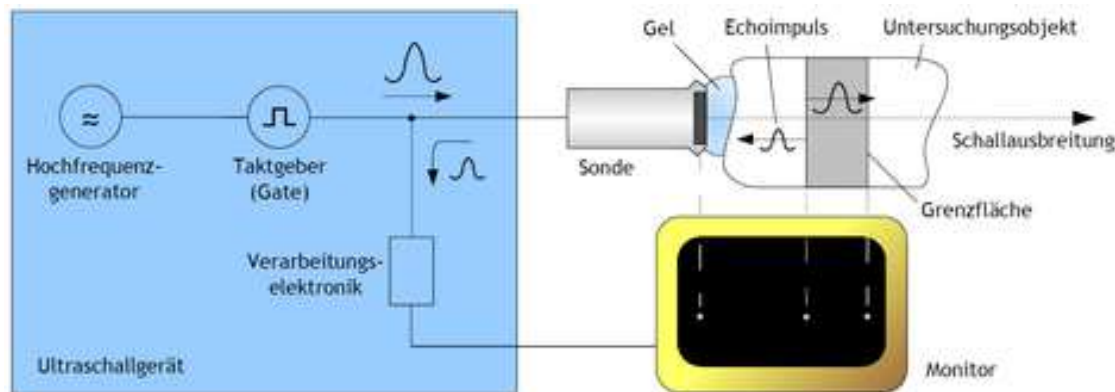
Die axiale Auflösungsgrenze hängt von der Impulslänge. ($\Delta z \geq \lambda/2$)

Die Impulslänge ist indirekt proportional zur Frequenz.

Die laterale Auflösungsgrenze hängt von dem Durchmesser des Ultraschallbündels. ($\Delta x \sim 3 \cdot \lambda$)

1.1 SONOGRAPHIE

Prinzip des Echoimpulsverfahrens



$$z = c \cdot t / 2$$

z - Abstand der Grenzfläche
vom Schallkopf

t - Laufzeit

c - Schallgeschwindigkeit

$$A \sim R$$

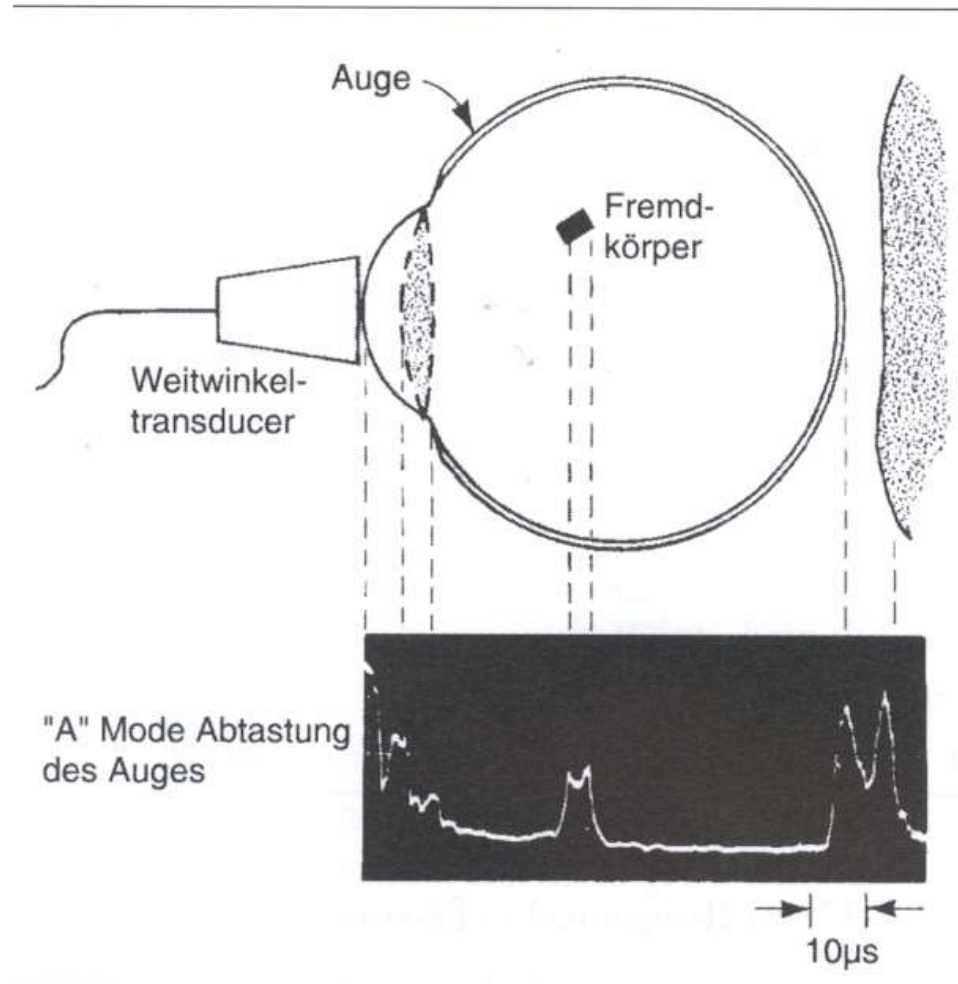
Bemerkungen:

1. Die Reflexion tritt nur an Grenzübergängen auf, die grösser als die Wellenlänge sind.
2. Sind Strukturen ähnlich gross oder kleiner als die Wellenlänge, so wird ein Teil der Intensität gestreut.
3. Je höher die Ultraschallfrequenz, desto stärker ist die Absorption im Gewebe und desto besser ist die Ortsauflösung.
4. Die *Eindringtiefe* und *Auflösungsvermögen* hängt von der Ultraschallfrequenz ab.
5. Das Verfahren besitzt in tief gelegenen Geweben eine geringere *Raumaufklärung* als die CT und MRT.

ad 3 und 4:

Sendefrequenz (MHz)	Wellenlänge (mm)	Eindringtiefe (hin und rück) (cm)	Ortsauflösung (mm)	
			laterale	axiale
2	0,78	25	3	0,8
3,5	0,44	14	1,7	0,5
5	0,31	10	1,2	0,35
7,5	0,21	6,7	0,8	0,25
10	0,16	5	0,6	0,2
15	0,1	3,3	0,4	0,15

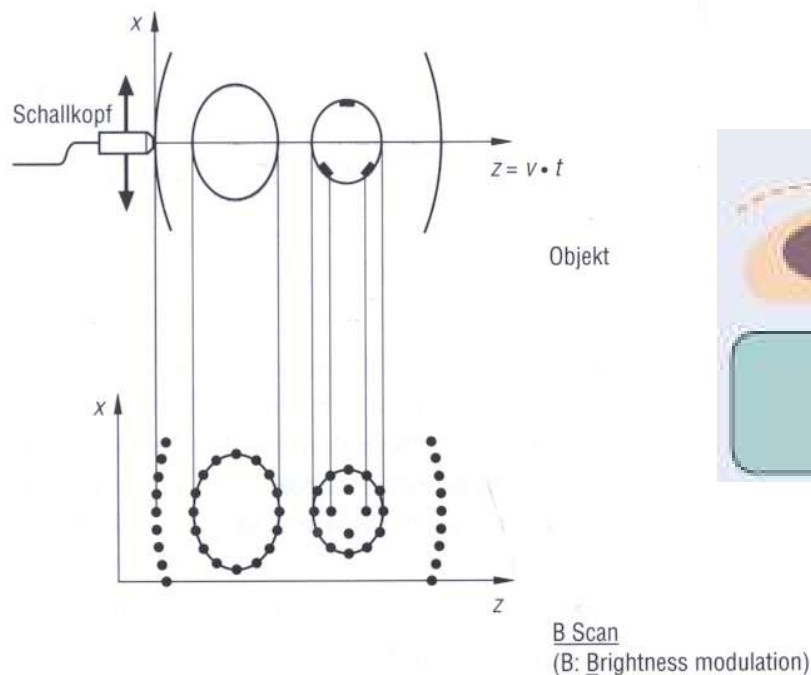
Das A-Mode Verfahren



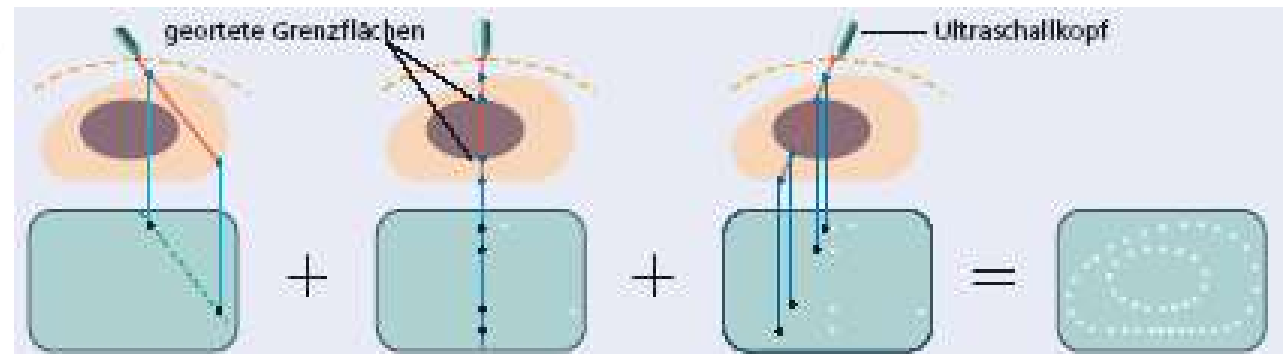
Ultraschallamplitudenmessung zur Bestimmung der Lage eines Fremdkörpers
aus der Laufzeit des reflektierten Ultraschallsignals

Das B-Bild Verfahren

Man kodiert die Echoamplitude als Intensität oder Grauwert des Kathodenstrahls.



Grundsätzliche Darstellung der B-Bild-Technik



Der Schallstrahl wird nach jedem Sendeimpuls in der darzustellenden Ebene Senkrecht zur Körperoberfläche verschoben => entsteht ein **2D Schnittbild**.

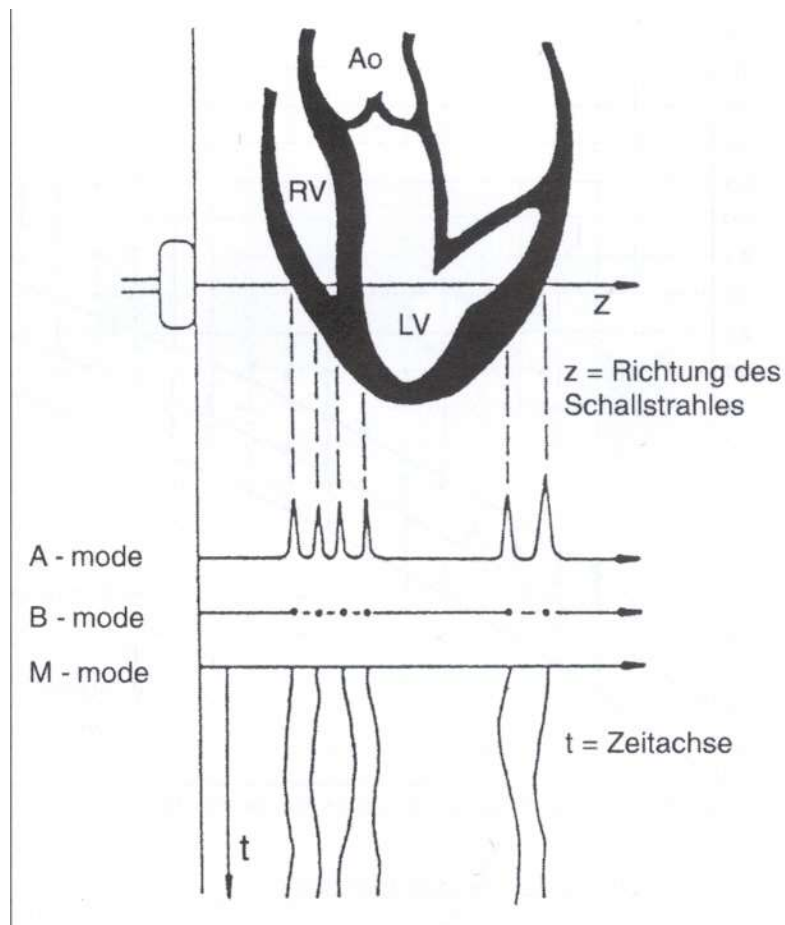
Das B-Bild Verfahren



2D-Sonogramm eines Menschenfetus von neun Woche

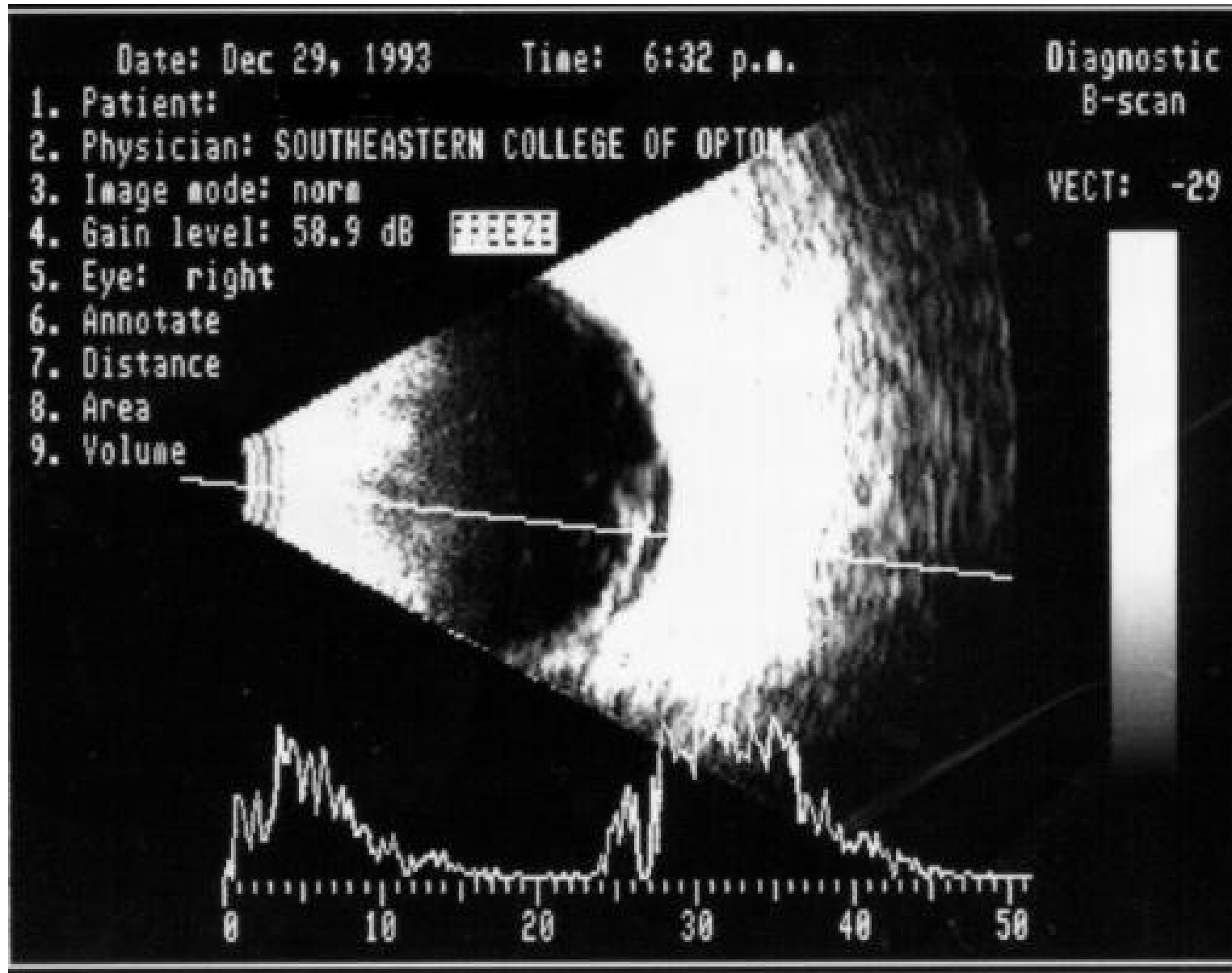
Das M-Mode Verfahren

Man schreibt die zeitlich aufeinanderfolgenden Echozeilen nebeneinander.

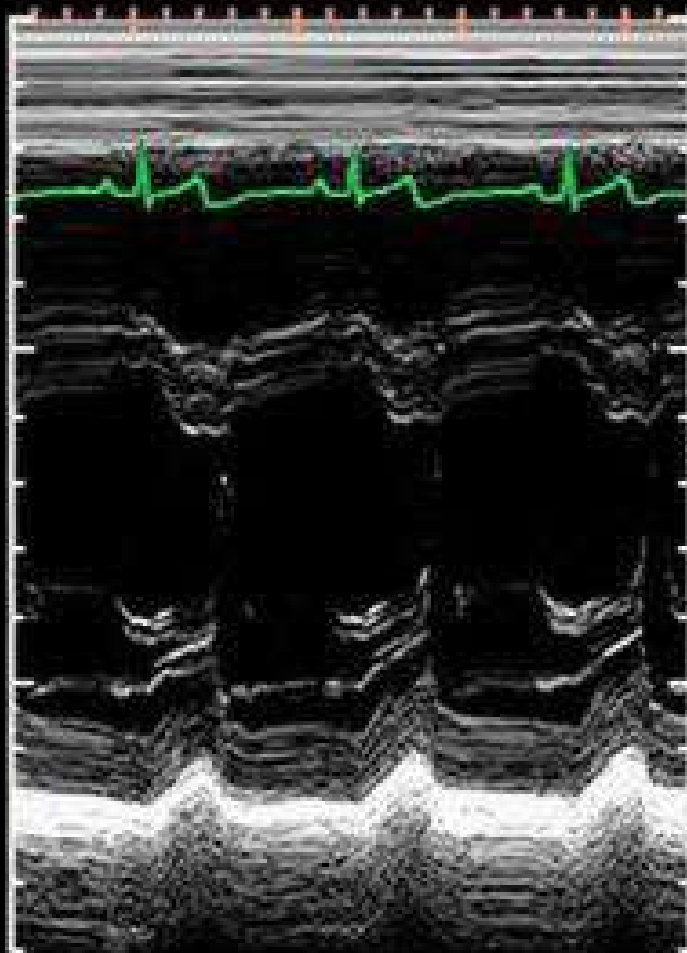


Bewegungsablauf, Amplitude, Geschwindigkeit der Bewegung anatomischer Strukturen lassen sich genau verfolgen.

Zweidimensionales B-Bild und A-Bild



TM-Bild



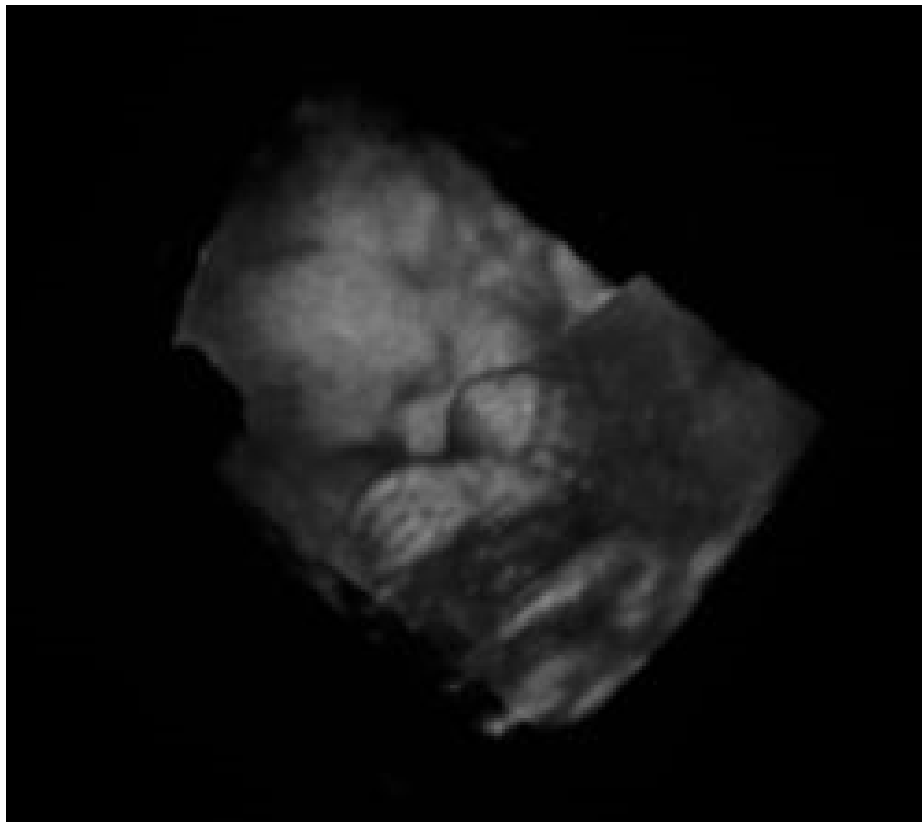
B-Bild

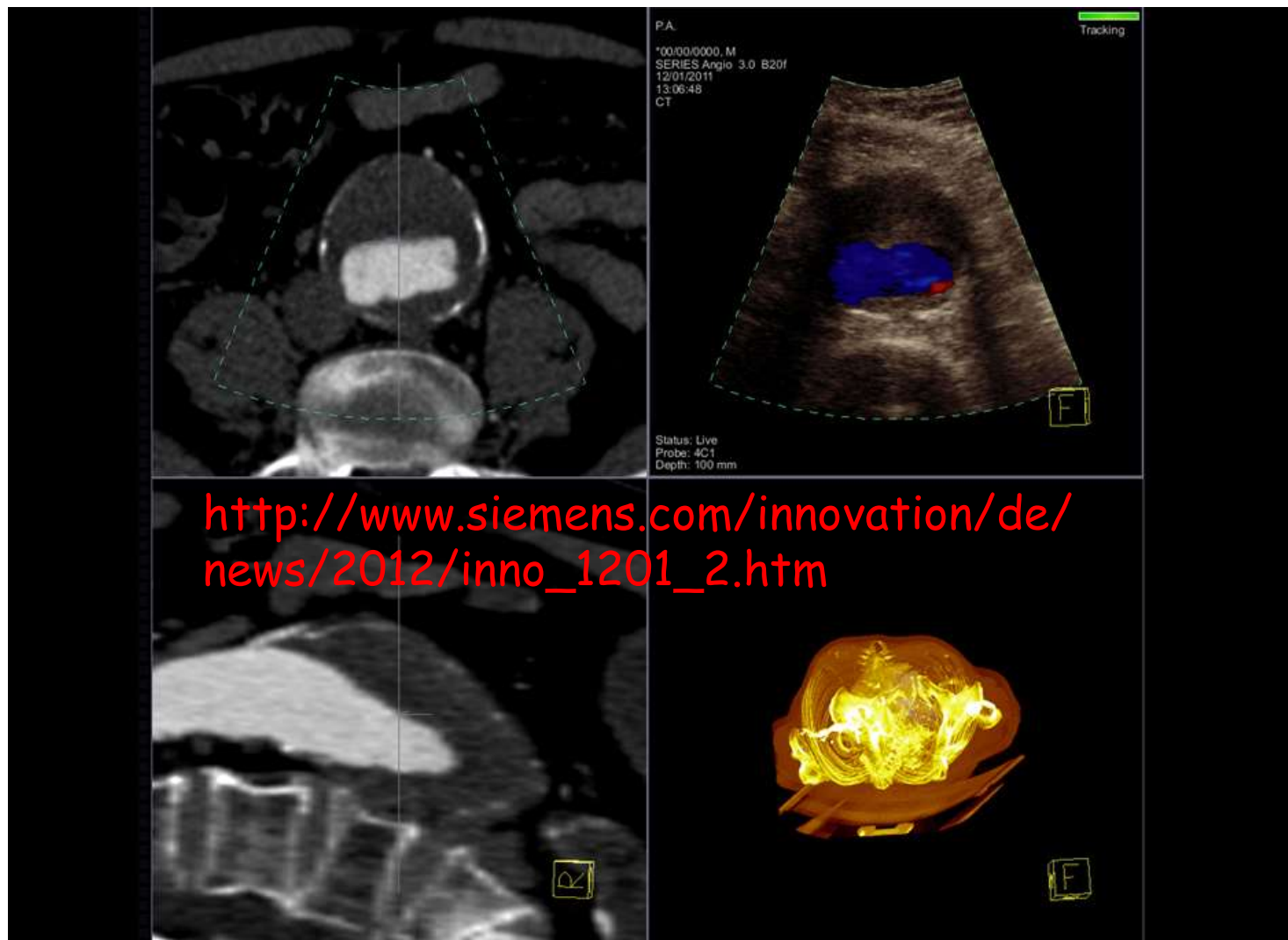


Mehrdimensionale Anwendung

3D-Ultraschall: produziert räumliche Standbilder

4D-Ultraschall (Live-3D): 3D plus zeitliche Dimension





Das High-End-Ultraschallsystem Acuson S3000 von Siemens

29. November 2011

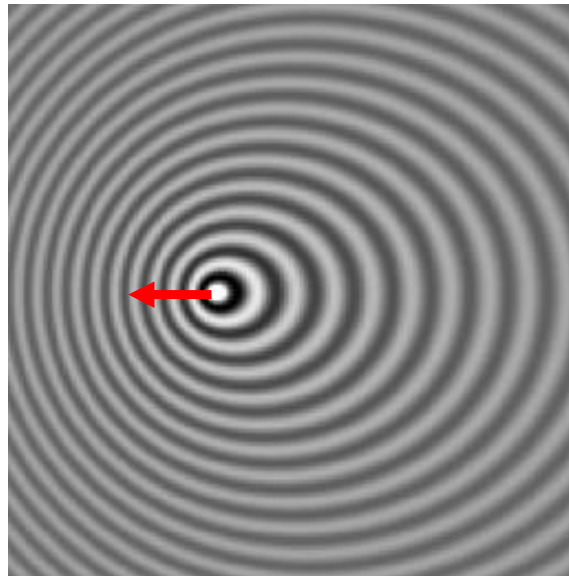
Das Acuson S3000* ist Siemens' neues Ultraschallsystem der Premiumklasse. In dem System ist erstmals die Bildgebungstechnologie eSie Fusion** integriert. Sie ermöglicht eine automatische Überlagerung von Echtzeit-Ultraschallaufnahmen mit bereits aufgenommenen dreidimensionalen Computertomografie (CT)-Aufnahmen per Mausklick direkt am Gerät. Dieses Bild zeigt die Überlagerung einer CT- und Ultraschallaufnahme, um den Verdacht einer Aorten-Endoleak zu bewerten.

1.1 SONOGRAPHIE

Der Doppler-Effekt (Ch. DOPPLER 1803 - 1853)

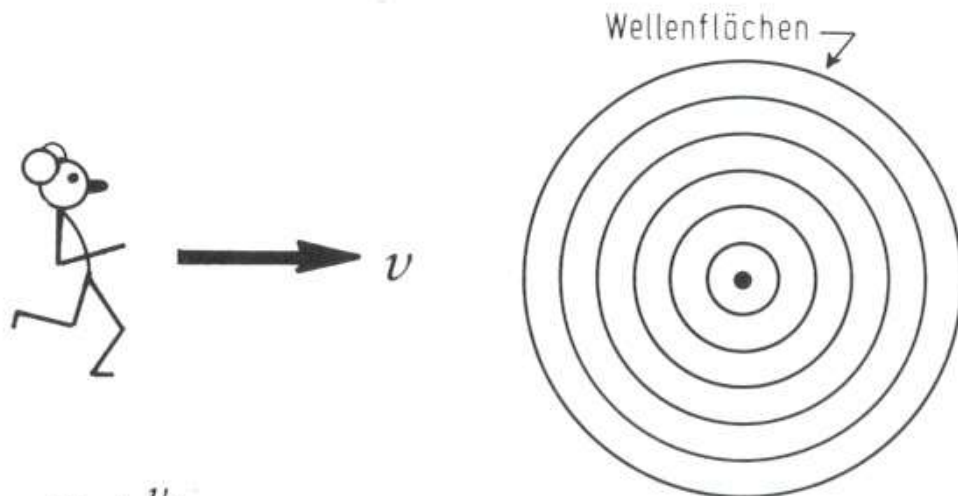
Das Phänomen, dass der sich bewegende Beobachter eine andere Frequenz Registriert als der ruhende Beobachter, bezeichnen wir als Doppler-Effekt.

Änderungen treten ebenso auf, wenn der Beobachter ruht und die Quelle sich bewegt.



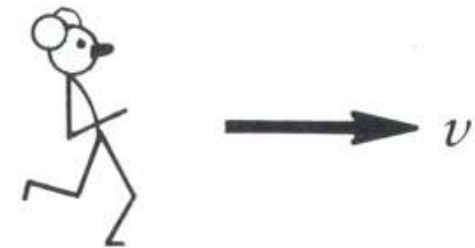
Der Doppler-Effekt

a



$$v'' = v_0 \left(1 + \frac{v}{c}\right)$$

Im Medium ruhende Quelle
Bewegte Beobachter

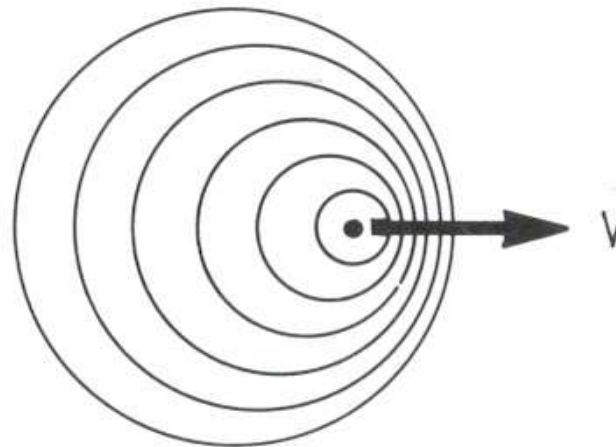


$$v' = v_0 \left(1 - \frac{v}{c}\right)$$

b



$$v' = v_0 \left(1 + \frac{v}{c}\right)^{-1}$$



Im Medium bewegte Quelle
Ruhende Beobachter



$$v'' = v_0 \left(1 - \frac{v}{c}\right)^{-1}$$

Der Doppler-Effekt

1. Bewegter Empfänger, ruhender Sender:

$$f = \frac{c \pm v_E}{\lambda} = f_0 \cdot \frac{c \pm v_E}{c} = f_0 \cdot \left(1 \pm \frac{v_E}{c} \right)$$

f	wahrgenommene Frequenz
f_0	Frequenz des Sendesignals
v_E	Geschwindigkeit der Bewegung des Empfängers
c	Schallgeschwindigkeit
$+$	beim Annähern
$-$	beim Entfernen

Der Doppler-Effekt

2. Bewegter Sender, ruhender Empfänger:

$$f = \frac{c}{\lambda_B} = \frac{\lambda \cdot f_0}{\lambda \mp \frac{v_s}{f_0}} = \frac{\lambda \cdot f_0}{\lambda \mp \lambda \frac{v_s}{c}} = \frac{f_0}{\left(1 \mp \frac{v_s}{c}\right)}$$

f	wahrgenommene Frequenz
f_0	Frequenz des Sendesignals
v_s	Geschwindigkeit der Bewegung des Senders
c	Schallgeschwindigkeit
-	beim Annähern
+	beim Entfernen

Der Doppler-Effekt

wenn: $v \ll c$

v
 c

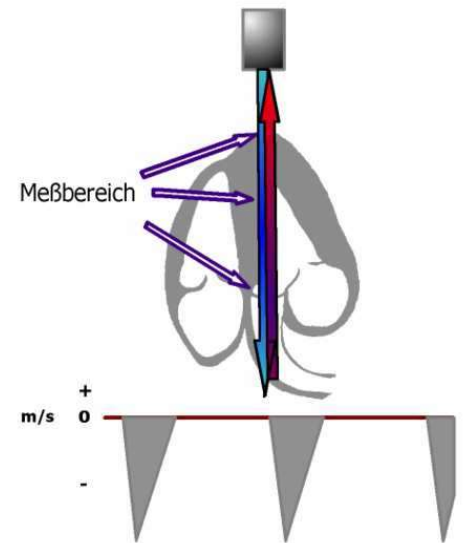
Geschwindigkeit der Bewegung
Schallgeschwindigkeit

$$f = f_0 \cdot \left(1 \pm \frac{v}{c}\right)$$

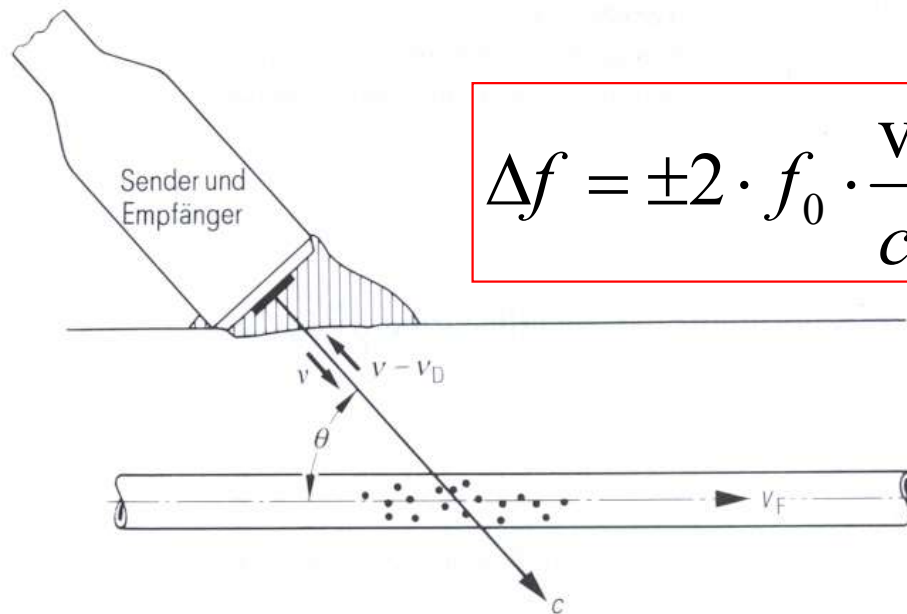
$$f - f_0 = \pm f_0 \cdot \frac{v}{c}$$

$$\Delta f = f_D = \pm f_0 \cdot \frac{v}{c}$$

Doppler-Sonographie (CW - Continuous Wave)



- Blutströmungsgeschwindigkeit in Arterien, in Venen
- fetale Herzschläge und fetaler Blutfluss



$$\Delta f = \pm 2 \cdot f_0 \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos \Theta$$

z.B. $f = 8 \text{ MHz}$

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

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

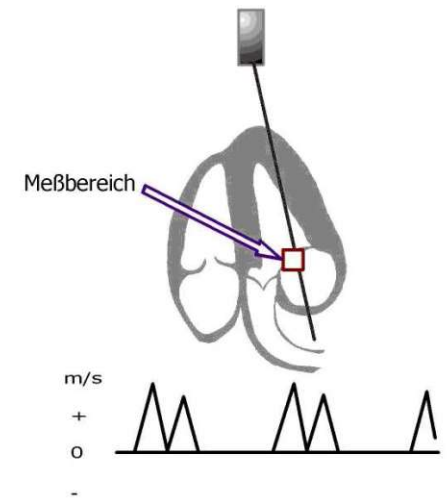
$\Theta = 34^\circ < 40^\circ$

$\Rightarrow f_D = 1 \text{ kHz}$

(Schwebung)

Ultraschall-Doppler-Effekt zur Messung von Strömungsgeschwindigkeiten

Doppler-Sonographie (PW - Puls Wave)



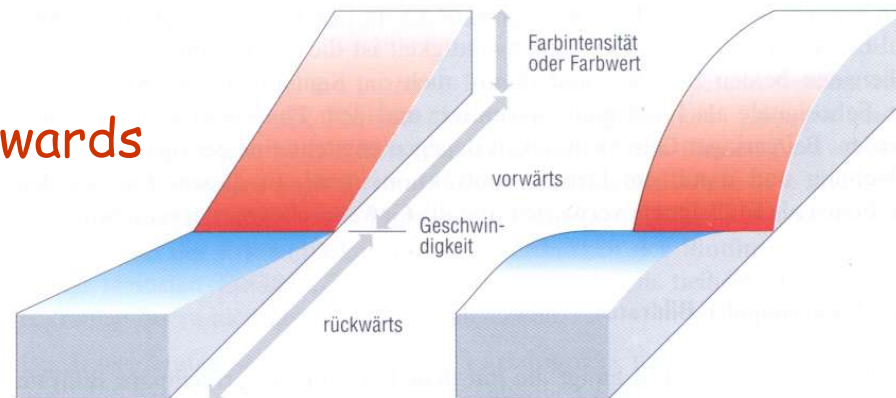
- Information nur aus einem *kleinen vorgebbaren Bereich*
(Puls-Doppler-Verfahren)
- Entdeckung und Beurteilung angeborener und pathologischer Herz- und Herzklappenfehler
- Beurteilung von Gefäßverengungen (Stenosen) und deren Schweregrad
- Direkte Bestimmung des Volumenflusses im Gefäß

Farb-Doppler Verfahren

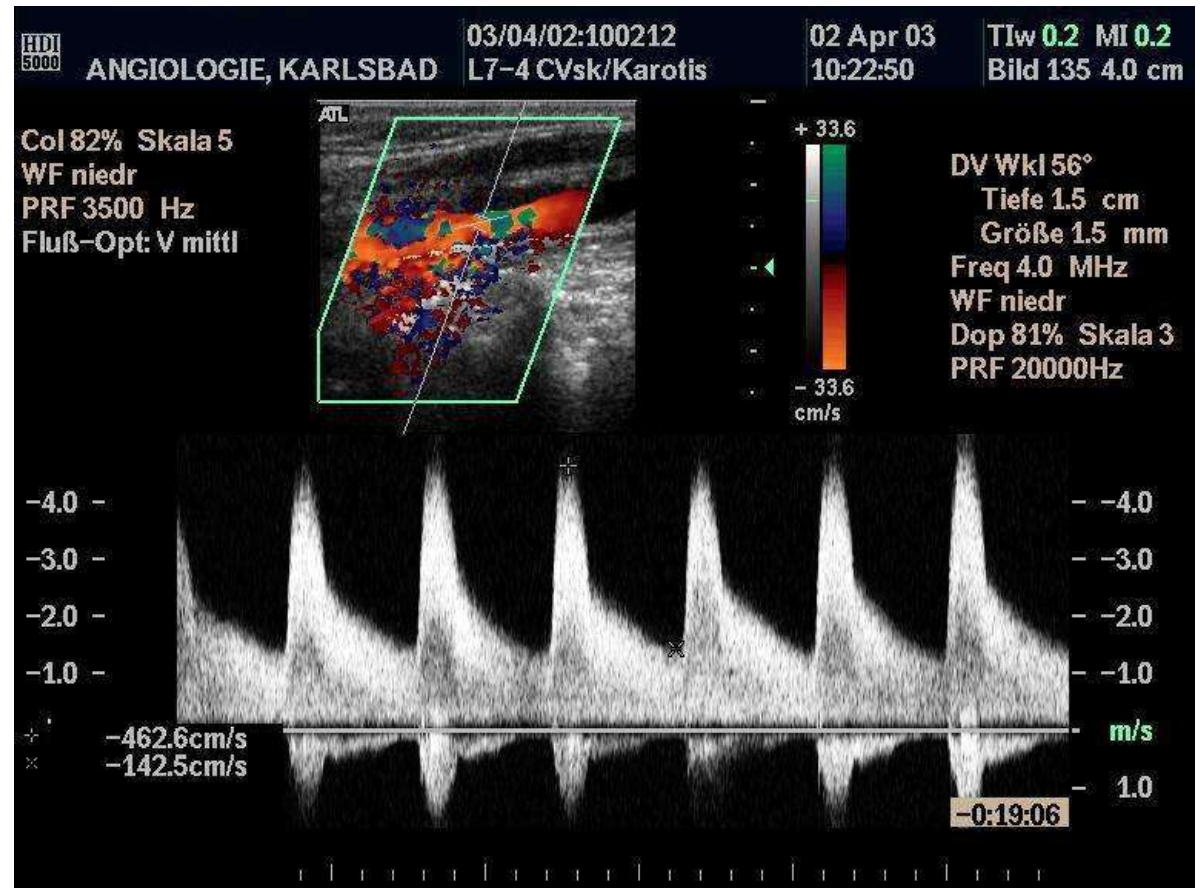
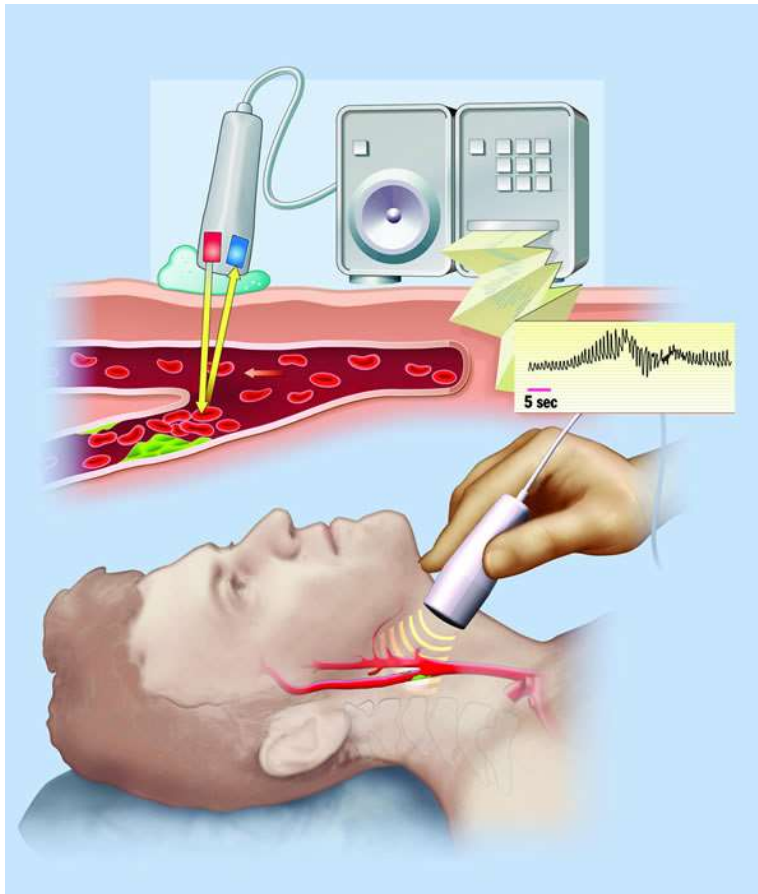
Information wird aus einem *grossen Ausschnitt* erhalten.

Die *Flussgeschwindigkeiten* werden als **Farbton** dem gesamten B-Bild überlagert.

BART: Blue Away Red Towards



Ergebnis: die *räumliche Verteilung* der mittleren *Geschwindigkeit* und seiner *Richtung* im durchströmten Gefäss.



HDI
5000

ANGIOLOGIE, KARLSBAD

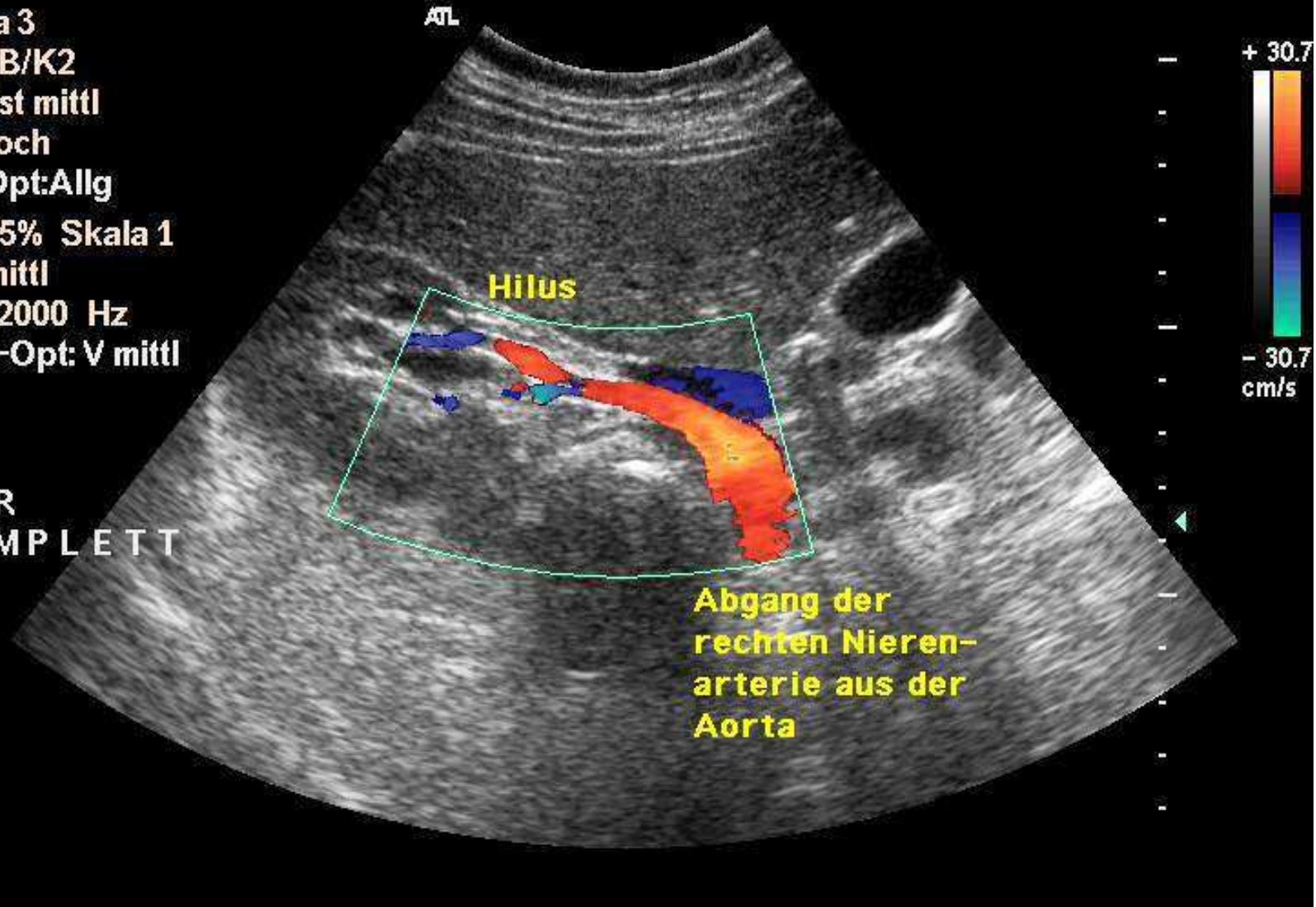
02/11/21:115127
C5-2 Abdom/Aorta

21 Nov 02
12:04:56

TIw 0.4 MI 1.1
Bild 64 14.7cm

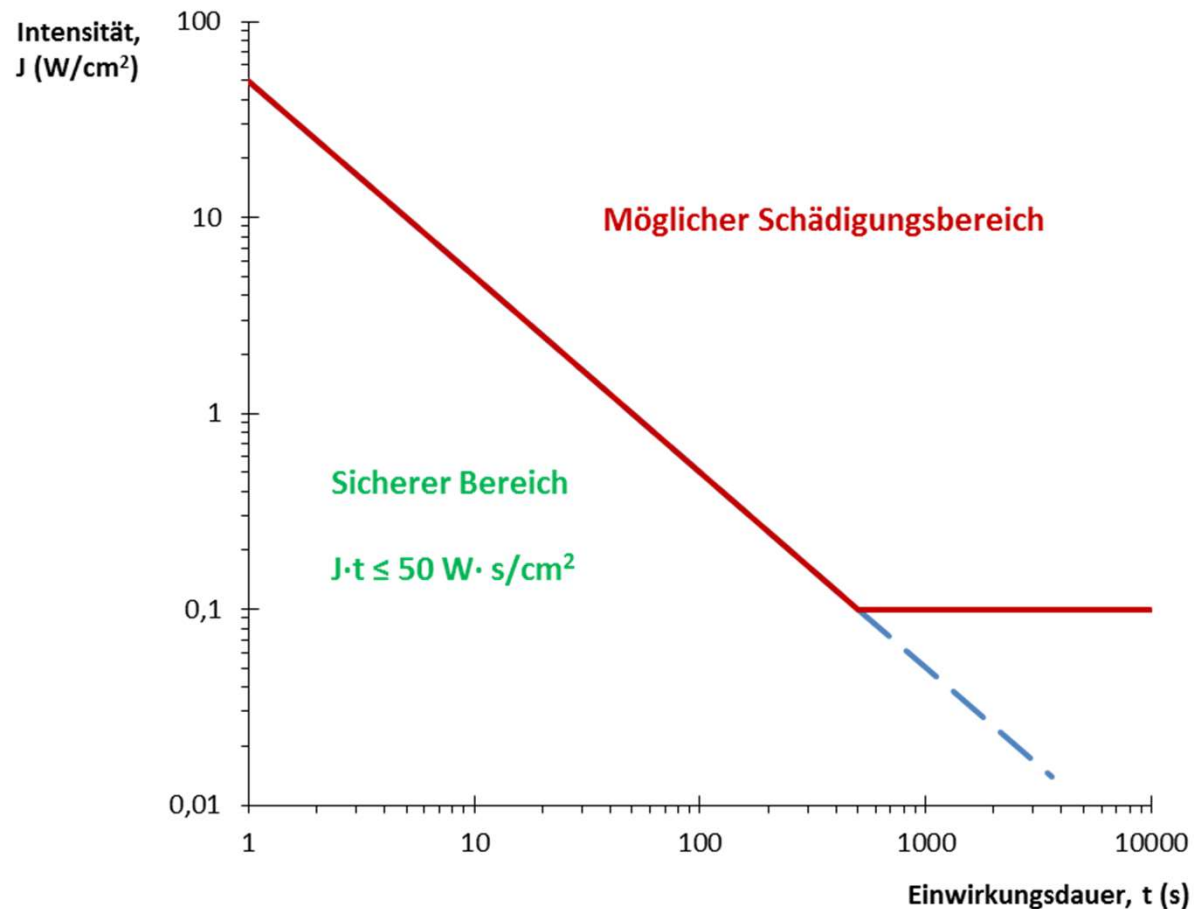
Skala 3
150dB/K2
Persist mittl
BF hoch
2D-Opt:Allg
Col 75% Skala 1
WF mittl
PRF 2000 Hz
Fluß-Opt: V mittl

NAR
KOMPLETT



Komplette duplexsonographische Darstellung einer rechten Nierenarterie

SICHERHEITASPEKTE



Schädigungsgrenze für diagnostisch angewendeten Ultraschall nach
Nyborg, W.L. (1965): Acoustic Streaming, Vol. 2B, Academic Press, New York

2. THERAPIE

Die **Ultraschalltherapie** beruht auf der Wärme- und mechanischen (Mikromassage-) Wirkung des Ultraschalls.

- ✓ Kleinere Intensität: Mikromassage
- ✓ Größere Intensität: Zerstört Gewebe, Moleküle; (entstehen freie Radikale, DNA-Brechungen)
 - ✓ Kavitation (Entstehung von Hohlräumen bzw. Gasbläschen)

Ultraschalltherapie: Tumorthherapie (Hyperthermie)

 physikalischen Therapie (z.B. Tennis-Ellbogen)

 Zahnsteinentfernung

Übliche Werte:

Betriebsfrequenz: 800 kHz,

Maximalintensität: einige W/cm².