

Vorlesung

„Bildgebende Verfahren in der Medizin“

Sonographie

Jürgen Braun – Institut für Medizinische Informatik



Sonographie - Fragestellungen

- I. Was ist das Aufnahmeprinzip der Sonographie?
- II. Durch welche Kenngrößen ist die Schallausbreitung gekennzeichnet?
- III. Welche Wechselwirkungen existieren zwischen Schallfeld und Materie?
- IV. Wie werden Schallwellen in der Praxis erzeugt?
- V. Welche wichtigen US-Aufnahmeverfahren gibt es und welche Bildartefakte sind zu beobachten?
- VI. Für welche Erkrankungen sind US-Untersuchungen geeignet?

I. Schallwellen

Schallwellen sind an elastische Medien, gebunden, sie bestehen in einer mechanischen Störung, die sich wellenförmig ausbreitet.

Schall ist eine longitudinale Materiewelle: Atome oder Moleküle schwingen in Richtung der Schallausbreitung. Beim Übergang von Materialien mit unterschiedlicher Dichte ändert sich die Schallausbreitungsgeschwindigkeit und es kann an der Übergangsfläche zu Reflexionen kommen.

Für das menschliche Ohr sind Frequenzen zwischen einigen Hertz bis maximal 20 kHz hörbar – bei Schallwellen höherer Frequenzen spricht man von Ultraschall.

In der Tierwelt dient Ultraschall z.B. bei Fledermäusen zur Orientierung. Die Tiere erzeugen dabei Schall mit einer Frequenz von ca. 40 kHz bis zu ca. 90 kHz. Bestimmte Insekten erzeugen Ultraschall bis zu 250 kHz sowohl zur Orientierung als auch zur Bataubung von Beutetieren oder Gegnern.

I. Prinzip von Ultraschalluntersuchungen

Ultraschall wird in der Regel mit Hilfe elektrischer Kristalle erzeugt, die beim Anlegen einer entsprechenden elektrischen Wechselspannung im Rhythmus der Spannung schwingen und Schallwellen erzeugen. Diese Kristalle werden als piezoelektrische Kristalle bezeichnet.

Im Prinzip wird in der Medizin ein Ultraschallbild dadurch erzeugt, daß der in den Körper eingestrahlte Schall an verschiedenen Geweben unterschiedlich reflektiert wird.

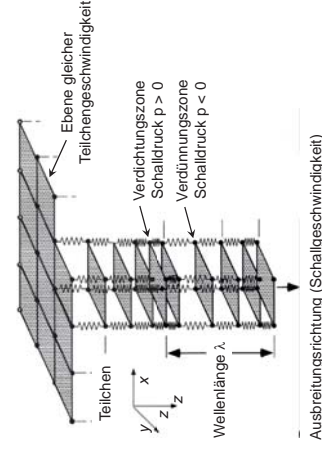
Die gesamte Steuerung von Ultraschallgeräten und Auswertung der Untersuchungen erfolgt rechnergesteuert. Ultraschalluntersuchungen werden auch als Sonographie bezeichnet.

I. Ultraschall - Grundlagen

Wichtige Grundlagen der diagnostischen Ultraschallverfahren sind:

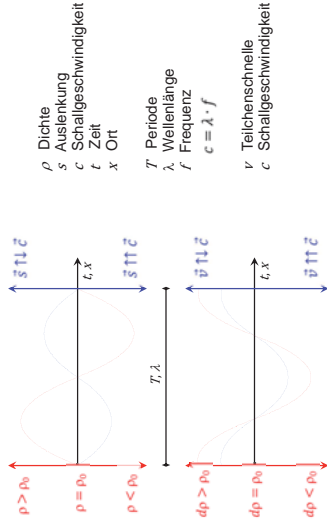
- Die medizinischen Ultraschallverfahren beruhen auf dem Prinzip der Echoortung.
- Der Aussendung eines Schallimpulses folgt die Aufnahme des reflektierten Schalls.
- Die Laufzeit des reflektierten Schalls (Echos) ist abhängig von der räumlichen Entfernung der Reflexionsebene und vom durchdrungenen Material.
- Die Intensität des Echos ist vom Material und von der Art der Reflexion abhängig.
- Schallsender und Detektor sind in der Regel das gleiche Element.

II. Ausbreitung von Longitudinalwellen



Ausbreitungsrichtung (Schallgeschwindigkeit)

II. Ausbreitung von Longitudinalwellen



- ρ Dichte
- s Auslenkung
- c Schallgeschwindigkeit
- t Zeit
- x Ort
- T Periode
- λ Wellenlänge
- f Frequenz
- $c = \lambda \cdot f$
- v Teilchenschnelle
- c Schallgeschwindigkeit

II. Mathematische Beschreibung des Schallfeldes

Für elastische, inkompressible Medien gilt das Hooke'sche Gesetz:

$$p = K \frac{\delta V}{V_0} = K \psi = K \frac{\partial^2 y}{\partial x^2}$$

ψ : relative Volumen- bzw. Dichteschwankung,
 V_0 : Anfangsvolumen,
 K : Kompressionsmodul.

Es folgt:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho_0}}, \text{ mit: } [K] = \frac{N}{m^2} \quad [c] = \left(\frac{N \cdot m^3}{m^2 \cdot kg} \right)^{\frac{1}{2}} = \left(\frac{m^2}{s^2} \right)^{\frac{1}{2}} = \frac{m}{s}$$

II. Wellenausbreitungsgeschwindigkeiten

Berechnung der Schallgeschwindigkeit in Flüssigkeiten (Wasser):

$$\text{Kompressibilität } \kappa = \frac{0,5}{GPa} = \frac{0,5}{10^9 N/m^2} = \frac{1}{K} \Rightarrow K = 2 \times 10^9 N/m^2$$

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho_0}} = 1414,2 \text{ m/s} \quad (\text{Literaturwert: } 1493 \text{ m/s bei } 25^\circ \text{ C.})$$

Für Festkörper gilt:

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}}, \text{ mit: } E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \text{Elastizitätsmodul mit: } \sigma = \text{Spannung} = F/A, \quad \epsilon = \text{Dehnung} = \Delta l/l$$

Für Gase gilt (C_p hängt nicht vom Volumen oder Druck ab, sondern nur von der Temperatur):

$$c = \sqrt{\frac{\gamma R T}{M}}, \text{ mit: } R = \text{allg. Gaskonstante,} \\ M = \text{Molare Masse,} \\ \gamma = \text{Stoffkonstante } (\gamma_{\text{Luft}} = 1,4).$$

II. Weitere Kenngrößen der Schallausbreitung

Aus der relativen Dichteschwankung lassen sich weitere Kenngrößen wie Teilchenschnelle und Druck des Schallfeldes ableiten, die sich ebenfalls in Form von Wellen ausbreiten.

Teilchenschnelle: $v = c \cdot \psi$, mit $\psi = \frac{\delta V}{V_0}$ (relative Dichteschwankung)

Schalldruck (K = Kompressionsmodul): $p = K \psi = K \frac{v}{c} = Z v$

Für die Schallimpedanz Z (Wellenwiderstand) gilt:

$$Z = \frac{K}{c} = \rho_0 c = \sqrt{K \rho_0}, \quad [Z] = \frac{g}{cm^2 \cdot s}$$

Eine weitere wichtige Größe ist die Schallenergieflußdichte (Intensität):

$$J = p \cdot v = \text{Druck} \times \text{Schnelle}, \quad [J] = \frac{N}{m^2} \cdot \frac{m}{s} = \frac{W}{m^2}$$

II. Typische Kenngrößen der Schallausbreitung

Typische Werte beim diagnostischen Ultraschall sind:

$$v = 1 - 40 \text{ MHz} \\ J < 100 \text{ mW/cm}^2 \\ \bar{p} < 0,6 \cdot 10^5 \text{ Pa} \\ \bar{s} < 2 \cdot 10^{-6} \text{ mm} \\ \bar{v} < 3,5 \text{ cm/s}$$

Die schwingenden Atome erfahren dabei zum Teil erhebliche Beschleunigungen von bis zu $\sim 10^5 \text{ g}$.

III. Wechselwirkung mit durchschalltem Gewebe

Beim diagnostischen Ultraschall erhält man medizinisch relevante Information durch die Wechselwirkung des US mit dem Gewebe.

Absorption

Die Intensität einer Schallwelle nimmt längs ihrer Ausbreitungsrichtung ab. Die kinetische Energie der schwingenden Atome wird wegen innerer Reibung der Materie in Wärme verwandelt, die Schallenergie wird absorbiert.

$$J(x) = J(0) \cdot e^{-\mu x}, \text{ mit } \mu = \text{Absorptionskoeffizient}$$

Bei biologischem Gewebe hängt μ näherungsweise linear von der Schallfrequenz f ab (z.B. Leber, Niere, Gehirn).

III. Wechselwirkungen mit Gewebe: Absorption

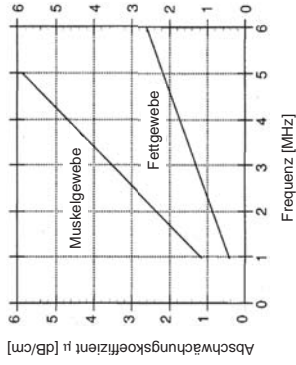
Die Schallabsorption legt die Größenordnung anwendbarer Meßfrequenzen fest. Es besteht der Wunsch nach möglichst kurzen Wellen, da die Ortsauflösung $\approx 1/\lambda$ ist. Andererseits möchte man tief unter der Körperoberfläche liegende Organe untersuchen, wofür sich wegen der geringeren Abschwächung längere Wellen besser eignen.

Frequenz [MHz]	Eindringtiefe [cm]	Anwendung
3.5	15	Fetus, Leber, Herz, Niere
5	10	Gehirn
7.5	7	Prostata
10	5	Pankreas
20	1.2	Auge, Haut
40	0.6	intravasculäre Untersuch.

Ultraschall

13

III. Absorption - Frequenzabhängigkeit der Dämpfung



Ultraschall

14

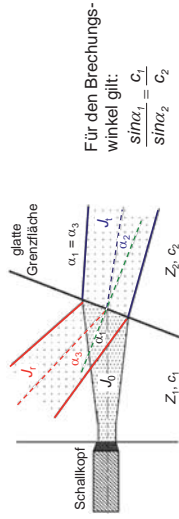
III. Wechselwirkungen: Reflexion und Brechung

Für die Schallausbreitung gelten die Gesetze der Wellenoptik. An Grenzflächen tritt Reflexion und Brechung auf.

Für Reflexions- R und Transmissionskoeffizient T gilt ($Z =$ Schallimpedanz):

$$R = \frac{J_r}{J_0} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

$$T = \frac{J_t}{J_0} = 1 - R = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$



Für den Brechungswinkel gilt:
 $\frac{\sin \alpha_1}{c_1} = \frac{\sin \alpha_2}{c_2}$

Ultraschall

15

III. Impedanzsprünge

- Impedanzsprünge an Grenzflächen verursachen (Teil-)Reflexion.
 - Verhältnis von reflektiertem und transmittiertem Anteil der Welle ist abhängig vom Betrag des Impedanzsprungs.

Material / Gewebe	c [m/s]	Z [g·cm ⁻² ·s ⁻¹]	ρ [g/cm]
Luft	331	43	0.013
Fett	1470	1.42 · 10 ⁵	0.97
Wasser	1482	1.48 · 10 ⁵	0.998
Hirn	1530	1.56 · 10 ⁵	1.02
Muskel	1568	1.63 · 10 ⁵	1.04
Knochen	3600	6.12 · 10 ⁵	1.70

Ultraschall

16

III. Impedanzsprung und Bidintensität

Zusammenhang der Intensitätsverhältnisse im Ultraschallschnittbild mit dem Impedanzsprung:

- $Z_1 = Z_2$ - kein Impedanzsprung, $R = 0$, $T = 1$
 → Die gesamte Schallenergie passiert die Grenzfläche, keine Reflexion, die Wand wird akustisch nicht wahrgenommen.
- $Z_2 \gg Z_1$ oder $Z_1 \gg Z_2$, großer Impedanzsprung, d.h. akustisch sehr verschiedene Medien (Festkörper/Gas), $R=1$, $T=0$
 → Die gesamte Schallenergie wird reflektiert.
- $Z_1 \neq Z_2$ - Reflexion ist um so stärker je größer der Impedanzsprung ist.

Ultraschall

17

III. Impedanzsprung und Bidintensität

Übergang Gewebe/Gewebe:
 alle beim Menschen vorkommenden Gewebearten sind sehr ähnlich.
 → zwischen verschiedenen Organen nur geringe Reflexion (Augenteile: 0,3%, Fett/Lebergewebe: 0,8%).

Übergang Leber/Luft:

$$\frac{Z_{\text{Leber}}}{Z_{\text{Luft}}} \geq 4000, \quad R \approx 1$$

→ gesamte Ultraschallenergie wird von der Oberfläche gasgefüllter Volumen reflektiert.

Übergang Gewebe/Knochen

$$\frac{Z_{\text{Knochen}}}{Z_{\text{Gewebe}}} \geq 5, \quad R \approx 0.5$$

Ultraschall

18

III. Streuung im Ultraschall

Gewöhnlich sind Trennflächen zwischen Medien verschiedener Schallimpedanz Z nicht glatt.

Auftreffender Schall regt jeden Punkt der Fläche zu Schwingungen an, der dann eine Kugelwelle abstrahlt. Die Überlagerung all dieser Kugelwellen führt zu rückgestreutem Schall mit auf Kegelmänteln konstanter Intensität.

Die insgesamt rückgestreute Leistung ergibt sich zu:

$$P_S = \sigma_S \cdot \sqrt{E} \quad , \quad \text{mit: } -jE = \text{einfallende Intensität [W/m}^2\text{]} \\ \sigma_S = \text{Streuquerschnitt}$$

III. Streubreiche für Ultraschall

Bereich	Frequenzabhängigkeit	Stärke der Streuung	Beispiel
$a \gg \lambda$	ν^0	stark	Gefäße
geometrischer Bereich	verschieden	mittel	Leber
$a \sim \lambda$			
stochastischer Bereich	ν^4	schwach	Blut
$a \ll \lambda$			
Rayleigh Bereich			
$a = \text{Größe der streuenden Inhomogenität, } \lambda = \text{Wellenlänge}$			

Bei Streuung im stochastischen Bereich beobachtet man zeitlich stark fluktuierende Interferenzen („Speckle-Muster“).

IV. Bildegebungsverfahren - Ultraschallwandler

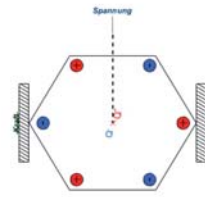
Ein piezoelektrischer Schallkopf (E-Feld deformiert den Kristall) erzeugt den Schallimpuls. Dieser wird im Objekt an internen Grenzflächen reflektiert.

Reflektierte Schallenergie erzeugt im Schallkopf ein elektrisches Signal (Deformation erzeugt umgekehrt ein E-Feld), das verstärkt, gleichgerichtet und auf einen Bildschirm übertragen wird.

Ein stehendes Bild entsteht durch periodische Wiederholung. Die Schallenergie wird an verschiedenen Grenzflächen reflektiert.

Hintereinander liegende Organe erzeugen eine Vielzahl von Echos. Der Abstand z einer Grenzfläche vom Schallkopf ist:
 $z = c \cdot t / 2$, mit der Laufzeit t .

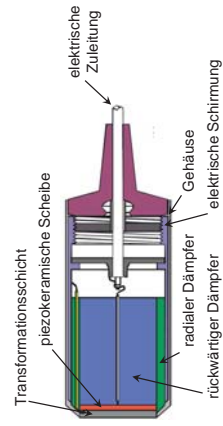
IV. Bildegebungsverfahren - piezoelektrischer Effekt



Spannung \rightarrow Verformung \rightarrow Kraft (Erzeugung von US-Wellen)
Spannung erzeugt Verformung durch Verschiebung der Ladungsschwerpunkte
Kraft \rightarrow Verformung \rightarrow Spannung (Aufnahme von US-Wellen)
Verschiebung der Ladungsschwerpunkte erzeugt eine elektrische Spannung

IV. Bildegebungsverfahren - Ultraschallwandler

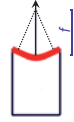
Die Dicke der Piezokeramik (scheibenförmig) beträgt ungefähr eine Wellenlänge.



Der rück- und seitwärtige Dämpfer verhindern Reflexionen.

IV. US – Erzeugung von Schallwellen

Die Fokussierung der Schallwellen kann durch Wandler mit konvexer Oberfläche erfolgen:

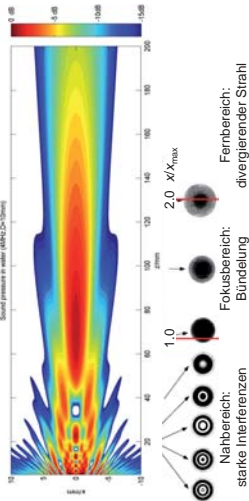


Eine zweite Möglichkeit besteht in der zeitlich verzögerten Anregung von ringförmigen, eben angeordneten Wandler-elementen:



IV. US – Erzeugung von Schallwellen

Intensitätsverteilung (axial/lateral) eines kreisförmigen US-Wandlers



IV. US - Ortsauflösung

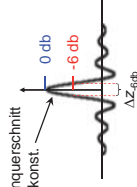
Auch beim US versteht man unter Ortsauflösung die Fähigkeit eines Bildsystems, zwei benachbarte echogebende punktförmige Reflexionsstellen als getrennte Bildpunkte wiederzugeben.

Eine punktförmige Reflexionsstelle wird wegen der geometrischen Form des Schallfeldes statt durch einen Leuchtpunkt durch eine ovale Leuchtfläche wiedergegeben; die lange Achse ist dabei quer zur Schallrichtung.

Ausdehnung in Schallrichtung (kurze Achse); Schallimpulse sind nicht beliebig kurz. Ein idealer Impuls der zeitlichen Dauer Δt ergäbe eine kurze Achse von $\Delta x = \Delta t \cdot c/2$.

III. US - Laterale Auflösung

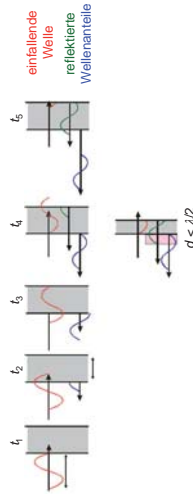
Ausdehnung quer zur Schallrichtung \approx Breite des Schallstrahls in Scan-Richtung. In der Echotechnik wird die Halbwertsbreite Δz_{-6dB} als ungefähres Maß für die Ortsauflösung angegeben.



Man erhält sie aus dem Abstand der Kurvenpunkte, die auf halber Höhe (- 6 dB) des Maximalwertes liegen.

IV. US – Axiale Auflösung

Die axiale Auflösung ist bestimmt durch die Trennbarkeit zweier hintereinanderliegenden Ebenen.



Es erscheinen 2 unterscheidbare Echos wenn der Grenzflächenabstand mindestens $\lambda/2$ beträgt. Die Auflösung wächst proportional mit der Frequenz.

IV. US - Eindringtiefe und Auflösung

Sendefrequenz [MHz]	Wellenlänge (für Muskel) [mm]	Eindringtiefe [mm]	Ortsauflösung	
			lateral [mm]	axial [mm]
2.0	0.78	12.0	3.0	0.80
3.5	0.44	7.0	1.7	0.50
5.0	0.31	5.0	1.2	0.40
7.5	0.21	3.3	0.8	0.30
10.0	0.16	2.5	0.6	0.20
15.0	0.10	1.6	0.4	0.15

V. US – Bildaufnahmeverfahren

A-Mode (Amplitude Modulation): liefert 1D-Information und wird kaum noch verwendet.

Time motion mode (M-Mode): 1D, Echozeilen werden nebeneinander dargestellt und zeigen einen zeitlichen Bewegungsablauf.

B-Mode-Verfahren (Brightness Modulation): 2D, der Schallstrahl wird nach jedem Sendepuls quer zur Körperoberfläche verschoben. Die Echoamplituden modulieren die Helligkeit des zeitlich abgelenkten Schreibrstrahls einer Bildröhre, die jeweilige Lage des Sendeorbes positioniert den Schreibrstrahl quer zur zeitlichen Auslenkung.

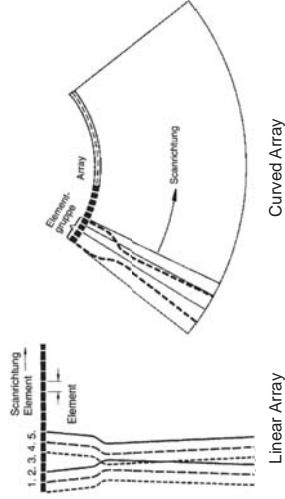
Axiale Auflösung: $\Delta x \geq \frac{\Delta t}{2}$, Δt : Halbwertsdauer des Echos

Ein Puls dauert mindestens eine Schwingung: $\Delta t > \frac{1}{f} = \frac{\lambda}{c}$

Für die axiale Auflösung folgt: $\Delta x \geq \frac{c \cdot \lambda}{2} = \frac{\lambda}{2}$

V. 2D US – Systeme: B-Mode Verfahren

Elektronische Abtastprinzipien:



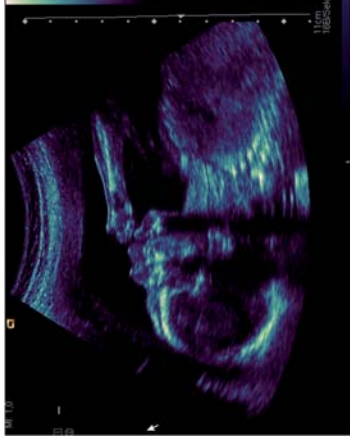
Linear Array

Curved Array

37

Ultraschall

V. 2D US – Systeme: B-Mode Verfahren



38

Ultraschall

V. Neue Entwicklungen: 3D US – Systeme



39

Ultraschall

V. 2D Ultraschall - Bildfehler



Echobild

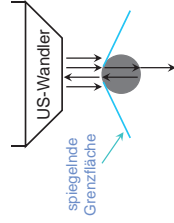
schwach dämpfende Region

Hinter schwach dämpfenden Gebieten kommt es zu einer scheinbaren Signalerhöhung durch die TGC (Time Gain Compensation).

40

Ultraschall

V. 2D Ultraschall - Bildfehler



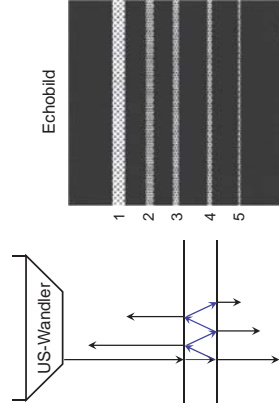
Echobild

Hinter schrägen, stark spiegelnden Kanten kommt es zu Abschattungen.

41

Ultraschall

V. 2D Ultraschall - Bildfehler



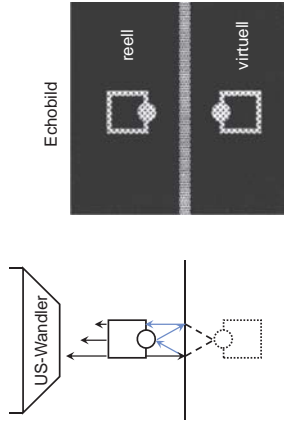
Echobild

Bei stark reflektierenden, ungefähr parallelen Grenzflächen kann es zu Mehrfachreflektionen kommen.

42

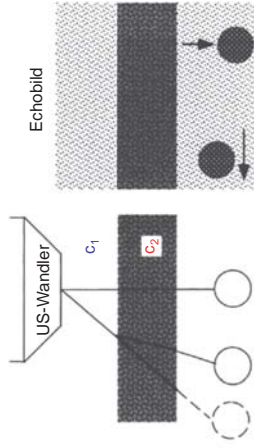
Ultraschall

V. 2D Ultraschall - Bildfehler



Objekte vor stark reflektierenden Flächen können als virtuelles Bild doppelt erscheinen.

V. 2D Ultraschall - Bildfehler



Objekte hinter Gebieten mit abweichender Schallgeschwindigkeit erscheinen verschoben.

V. Doppler - Effekt

Von bewegten Reflektoren bzw. Streuern reflektierter Schall (z.B. Gefäßdiagnostik, fetale Herzfrequenz...) ist in seiner Frequenz proportional zur Geschwindigkeit verschoben.

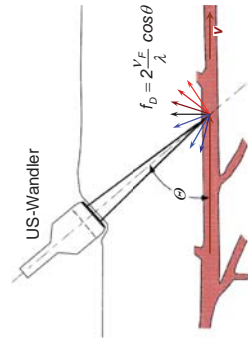
$$f_D = 2 \frac{v_F}{\lambda} \cos \theta$$

mit f_D : Doppler-Frequenzverschiebung,
 θ : Winkel zwischen Einstrahlrichtung und Bewegungsrichtung des Streuers,
 v_F : Geschwindigkeit des Streuers.

Durch Bestimmung der Doppler-Frequenz kann also bei Flüssigkeiten mit streuenden Teilchen die Komponente der Strömungsgeschwindigkeit nachgewiesen werden, die in Richtung des Schallstrahls verläuft.

V. Doppler - Effekt

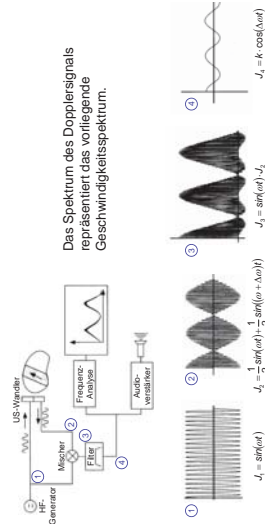
Streuung der Ultraschallwellen an bewegten Blutkörperchen:



Bei US-Frequenzen von 2-10 MHz und Flußgeschwindigkeiten bis zu 1 m/s betragen die Dopplerrfrequenzen einige Hz bis ca. 10 kHz.

V. Continuous Wave-Doppler-US

Schematischer Aufbau eines CW-Doppler US-Systems:



Das Spektrum des Dopplersignals repräsentiert das vorliegende Geschwindigkeitsspektrum.

Beim Mischen der Signale (Multiplikation) ergeben sich Summen- und Differenzfrequenzen ($2v_0 \pm \Delta v_0$), die sich durch Filterung trennen lassen.

V. Continuous Wave-Doppler-US

Nachteil der Mischung mit der Grundfrequenz v_0 :
 Vorzeichenverlust für $\Delta v_0 \rightarrow$ keine Information über die Flußrichtung!

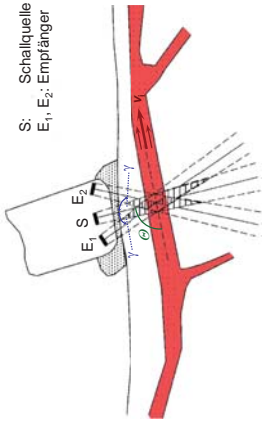
Lösung: Mischen des gemessenen Signals mit $v_0 + \Delta v_0$
 \rightarrow Verschiebung des Spektrums um Δv_0
 \rightarrow positive und negative Dopplerrfrequenzen liegen auf einer Seite des Spektrums.

Eine quantitative Bestimmung der Flußgeschwindigkeit erfordert die Kenntnis und Eingabe des Winkels zwischen US-Strahl und der Flußrichtung der sich bewegenden Teilchen.

Bei Stereomeßköpfen mit 2 fest zueinander ausgerichteten Schall-emplängern ist keine Winkelergabe notwendig.

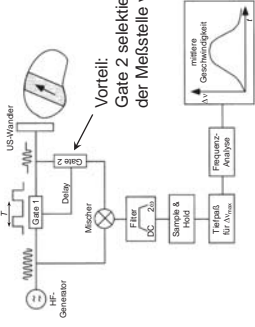
V. Continuous Wave-Doppler-US

Stereo-Meßkopf für CW-Doppler-US zur quantitativen Bestimmung der Blutflußgeschwindigkeit.



V. Pulsed Wave-Doppler-US

Schematischer Aufbau eines PW-Doppler US-Systems:

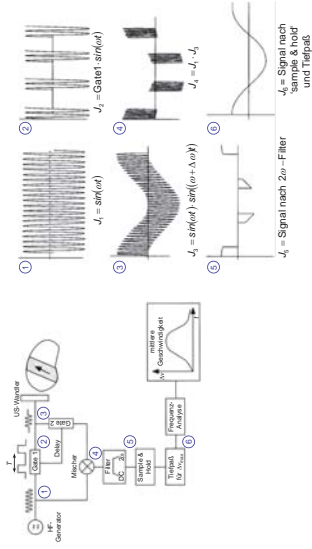


Vorteil:
Gate 2 selektiert die Entfernung der Meßstelle vom US-Wandler.

Einschränkung: je kürzer das Wellenpaket desto größer die axiale Auflösung aber um so problematischer die Spektralanalyse.

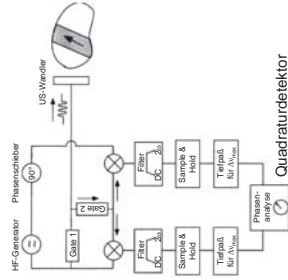
V. Pulsed Wave-Doppler-US

Signale am Pulsed Wave-Doppler-Ultraschallsystem:



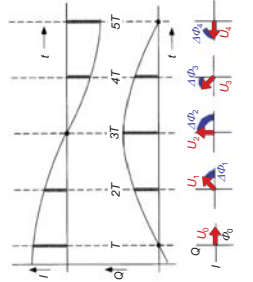
V. Pulsed Wave-Doppler-US

Quadraturdetektion zur Bestimmung des Vorzeichens der Dopplerfrequenz:



V. Farb-Doppler-US

Für sich bewegende Regionen eines konventionellen US-Bildes wird die mittlere Blutflußgeschwindigkeit bestimmt und überlagert in Farben dargestellt.



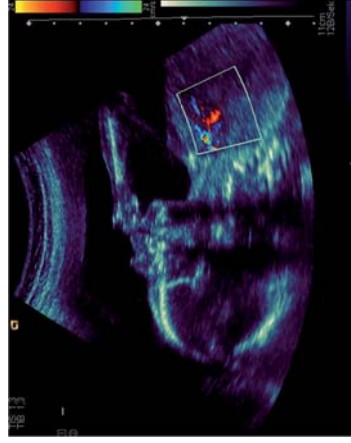
I und Q sind die Signale nach Quadraturdetektion.

Aus Zeitgründen werden nur mittlere Geschwindigkeiten dargestellt.

$$\Delta\phi = 2\pi \cdot \Delta t \cdot T$$

mit: T = Pulswiederholzeit,
 ϕ = Phasenwinkel,
 $\Delta\phi$ = Diff. der Phasenwinkel
 U = Vektoren der Signale
 I und Q .

V. Farb-Doppler-US



VI. Oberflächenschallköpfe - Anwendungen

Schlecht bzw. gar nicht zugänglich für Ultraschalluntersuchungen sind luftgefüllte Organe wie Lunge oder Magen-Darmbereich.

In der medizinischen Diagnostik wird Ultraschall mit einer Frequenz von 2 MHz bis 20 MHz verwendet. Die von außen auf die Haut-oberfläche aufgesetzte Schallsonde (Oberflächenschallkopf) wird mit Frequenzen von 5 MHz bis 13 MHz betrieben. Eindringtiefe und Auflösung bilden einen guten Kompromiß.

Mit diesen Schallköpfen werden folgende Untersuchungen durchgeführt:

- Brust, Halsweichteile, Schilddrüse, Extremitäten und die Bauchdecke bei Frequenzen von 5 MHz bis 13 MHz.
- Bauchraum mit Nieren, Pankreas, Blase, Milz, Leber, Bauchgefäßen sowie der Uterus bei Schwangerschaftsvorsorge. Hierbei werden Frequenzen von 2 MHz bis 5 MHz bei Eindringtiefen von ca. 15 - 20 cm verwendet.

Ultraschall

55

VI. Einführbare Schallköpfe - Anwendungen

Neben den Oberflächenschallköpfen werden weiterhin verwendet:

- Zur intrakavitären Untersuchung, also bei Untersuchungen mit eines in die Vagina oder das Rektum eingeführten Schallkopfes zur Untersuchung von Ovarien, Uterus, Adnexen und der Prostata. Die verwendeten Frequenzen liegen zwischen 5 MHz und 7,5 MHz.
- Zur intraluminalen Untersuchung, also dem Einführen eines Schallkopfes in Gefäße. Hierbei werden Frequenzen von 10 MHz bis 20 MHz verwendet. Diese Untersuchungsart wird bisher vor allem zu Forschungszwecken genutzt.

Ultraschall

56

VI. Dopplersonographie - Anwendungen

Beim Farbdoppler erfolgt zu einem festen Zeitpunkt eine räumliche Darstellung der bewegten Flüssigkeit. Dabei wird die Richtung der Bewegung mit den Farben rot und blau kodiert.

Das Spektrodopplerverfahren ordnet jeder Geschwindigkeit in einem festen Volumen eine bestimmte Frequenz zu. Man misst im sehr viele Blutkörperchen mit verschiedenen Geschwindigkeiten.

Durch die Kombination beider Verfahren erhält man die Flußgeschwindigkeiten. Farb- und Spektrodoppler werden abwechselnd mit identischem Schallkopf und Gerät aufgenommen. Dieses gemeinsame Verfahren wird Duplexsonographie genannt.

Anwendungsgebiete für die Duplexsonographie:

- Halsgefäße: 5 - 7,5 MHz
- Intracraniale Gefäße: 2 MHz (Schädelkalotte)
- Bauch- und Beckengefäße: 3,5 MHz
- Beingefäße: 5 - 7,5 MHz

Ultraschall

57

VI. Zusammenfassung US-Anwendungen

Schwangerschaft / Gynäkologie

Entwicklung des Fötus, Mißbildungen, Mehrlings-Schwangerschaften, Uterus, Ovarien.

Gastrointestinaltrakt:

Leber, Niere, Milz, Buchspeicheldrüse, Blase, Prostata.

Herz:

Herzklappen, Ventrikel (Wanddicke, Wandbewegungen), angeborene Mißbildungen, Transösophagus (US-Sonde in der Speiseröhre).

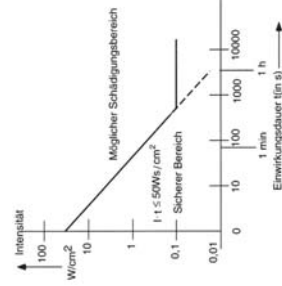
Blutgefäße:

Stenosen, Aneurysmen, Messungen des Blutfluß, intravaskulärer US.

Ultraschall

58

VI. Ultraschall - Sicherheit



Schädigungsgrenze (thermische Effekte) für diagnostisch angewandten Ultraschall.

Ultraschall

59

VI. Sicherheitsgrenzen im diagnostischen Ultraschall

Mechanischer Index (MI):

Der MI ist definiert als der maximale Expansionsdruck [MPa] dividiert durch die Quadratwurzel der Ultraschallmittelfrequenz [mHz]:

$$MI = \frac{P}{\sqrt{f}}$$

Thermischer Index (TI):

Die TI's sind dimensionslose Quotienten aus geschätztem Temperaturanstieg des exponierten Gewebes und dem Temperaturanstieg von jeweils $1^\circ C$ für das spezifische Gewebe:

$$TI = \frac{W_0}{W_{deg}}, \text{ mit } W_0 = \text{akustische Leistung der US-Quelle} \text{ und } W_{deg} = \text{die für } 1^\circ C \text{ Temperaturerhöhung erforderliche Leistung}$$

Von der FDA vorgegebener Grenzwert

$I_{SPTA} < 720 mW/cm^2$, mit I_{SPTA} = gewebeangepasste Intensität (räumlicher Mittelwert, zeitliches Maximum)

Ultraschall

60