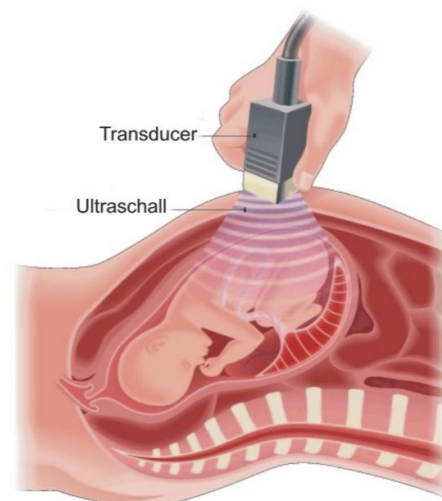
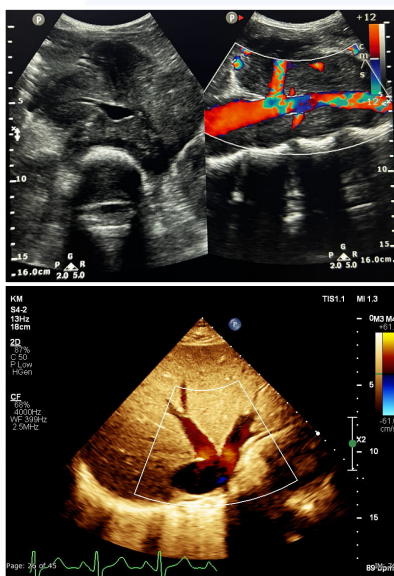


ULTRASCHALL

DIAGNOSTISCHE UND THERAPEUTISCHE ANWENDUNGEN DES ULTRASCHALLS



GRUNDBEGRIFFE:

ULTRASCHALL: Eine mechanische Schwingung, bzw. Welle mit einer Frequenz über dem Hörbereich des menschlichen Ohres, d. h. über 20 000 Hz.

DIREKTER PIEZOELEKTRISCHER EFFEKT: Isolatoren mit piezoelektrischen Eigenschaften (z.B. Kristalle) werden bei mechanischer Deformation (Druck, Zug) elektrisch polarisiert. Aus der so entstandenen Ladungstrennung resultiert in den Elektroden auf den Kristallflächen eine elektrische Spannung.

INVERSER PIEZOELEKTRISCHER EFFEKT: Wird an die Elektroden des piezoelektrischen Materials elektrische Spannung angelegt, so tritt eine Deformation (Zusammenziehen, Erweiterung) auf.

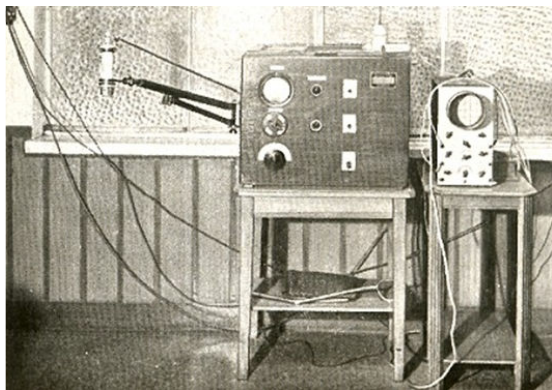
TRANSDUCER: Hier ein solcher Signalwandler, der ein elektrisches Signal in ein mechanisches Signal umwandelt, bzw. umgekehrt.

AKUSTISCHE IMPEDANZ: Für die **Ultraschall** Ausbreitung wichtiger, für die akustische Qualität des Mediums charakteristischer Parameter, das Produkt ($Z = \rho \cdot c$) aus Dichte des Mediums (ρ) und Ausbreitungsgeschwindigkeit des Schalls im Medium (c). Ändert sich die **akustische Impedanz**, so spricht man von einer Grenzfläche.

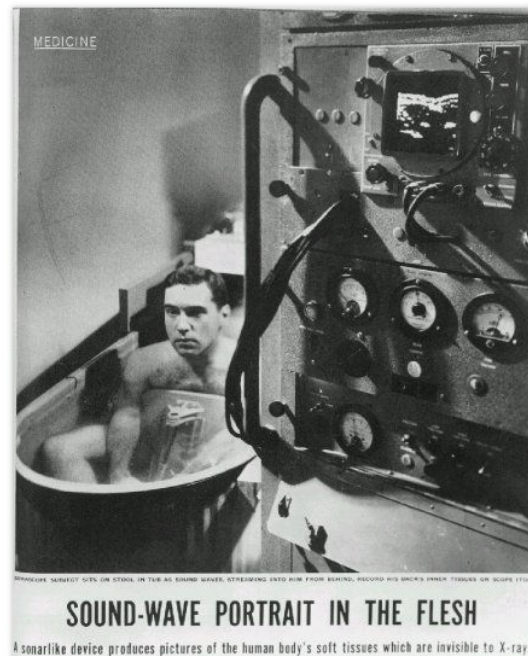
REFLEXIONSVERMÖGEN: Merkmal der Grenzfläche von Medien mit unterschiedlicher **akustischer Impedanz**, Quotient der reflektierten und der einfallenden Intensität. Das Reflexionsvermögen der Grenzfläche ist: $R = \frac{J_R}{J_0} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$, wobei Z_1 bzw. Z_2 die akustische Impedanz der beiden Medien ist ($R = 0$, keine Reflexion, $R = 1$, totale Reflexion).

IMPULS-ECHO PRINZIP: Aus dem Zeitintervall (Δt) zwischen Aussenden des Ultraschallimpulses aus dem **Transducer** in das Medium und dem Ankommen des an der im Weg befindlichen Grenzfläche reflektierten Echos lässt sich der Abstand (d) zwischen Transducer und Grenzfläche berechnen, wenn die Geschwindigkeit des Ultraschalls (c) in dem gegebenen Medium bekannt ist $d = \frac{c \cdot \Delta t}{2}$.

DOPPLER PRINZIP: Bewegen sich Schallquelle und Beobachter im Verhältnis zueinander, so ändert sich die Wellenlänge und damit auch die Frequenz.



Das Denier Ultraschallgerät von 1946.



Ultraschallbild einer menschlichen Niere,
1954 (Life Magazin)

Ausreichend hochfrequente mechanische Schwingungen und Ultraschallwellen können in der **ärztlichen Praxis** sowohl diagnostisch als auch therapeutisch genutzt werden.

Die **diagnostischen** Ultraschallverfahren sind noninvasiv und haben in den letzten Jahrzehnten eine enorme Entwicklung durchlaufen (2D, 3D, 4D, Doppler-Techniken usw.).

Therapeutisch kommen sie in erster Linie in der Rheumatologie zur Anwendung (hauptsächlich bei Gelenkverschleiß), aber auch die Geräte zur Entfernung von Zahnstein stellen z.B. Schwingungen über 20 000 Hz her.

THEORETISCHE ZUSAMMENFASSUNG

AUSBREITUNG, DÄMPFUNG UND REFLEXION DES ULTRASCHALLS

Ultraschall ist eine mechanische Welle, die sich in gasförmigen und flüssigen Medien longitudinal, in festen Stoffen sowohl longitudinal als auch transversal ausbreitet.

Die Ausbreitung des Ultraschalls

Der Ultraschall breitet sich in einem Medium nach den allgemeinen Gesetzmäßigkeiten der Wellen (s. Lichtbrechung) mit der für das Medium charakteristischen Ausbreitungsgeschwindigkeit (c) aus. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit hängt von der Dichte (ρ) und Kompressibilität (κ) des Mediums ab:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho \cdot \kappa}}. \quad (1)$$

Die Dämpfung des Ultraschalls

Ein Teil der Ultraschallenergie wird von den Körpern absorbiert und **wandelt sich in Wärme um**. Nach dem allgemeinen Gesetz der Strahlungsschwächung ist:

$$J = J_0 e^{-\mu \cdot x}, \quad (2)$$

wobei J und J_0 die Intensität im Abstand x , bzw. $x = 0$ und μ der **Schwächungskoeffizient** sind.

Die **Dämpfung** ist ein Begriff ähnlich der optischen oder Röntgendichte:

$$\alpha = 10 \lg \frac{J_0}{J} \text{ (dB)} = 10 \mu x \lg e. \text{ Da } \mu \text{ proportional zur Frequenz (} f \text{) ist, gilt das auch}$$

für α . Die Absorptionseigenschaften der Gewebe werden oft mit der sog. **spezifischen Dämpfung** $\alpha(f \cdot x)$ charakterisiert, ihre Maßeinheit ist: (dB/(cm·MHz)).

Die Reflexion des Ultraschalls

In Medien mit unterschiedlicher akustischer Impedanz wird der Ultraschall an den **Grenzflächen** zum Teil **reflektiert**, zum Teil dringt er in das Medium hinter der Grenzfläche ein (Abb. 1). Steht die Ausbreitungsrichtung des Ultraschalls nicht senkrecht zur Grenzfläche, so ändert der Ultraschall in dem neuen Medium (ähnlich der Lichtbrechung) seine Richtung, **wird gebrochen (Refraktion)**.

Der für die Ausbreitung des Ultraschalls wichtige, die akustische Qualität des Mediums kennzeichnender Parameter ist die **akustische Impedanz** (Z , Maßeinheit: Rayl):

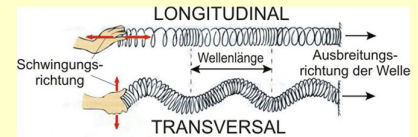
$$Z = \rho \cdot c, \quad (3)$$

wobei ρ die Dichte des Mediums und c die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Ultraschalls in dem gegebenen Medium sind. Der Quotient der von der Grenzfläche der Medien mit unterschiedlicher akustischer Impedanz reflektierten Intensität (J_R) und der einfallenden Intensität (J_0) ist das **Reflexionsvermögen** der Grenzfläche (R), das sich in Kenntnis der akustischen Impedanz der beiden Medien (Z_1, Z_2) bestimmen lässt:

$$R = \frac{J_R}{J_0} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2. \quad (4)$$

Als **Ultraschall** bezeichnet man einen Schall dessen Frequenz über dem Hörbereich des menschlichen Ohres, d. h. über 20 000 Hz liegt. Der typische Frequenzbereich von Ultraschall für **diagnostische** Zwecke beträgt **1-40 MHz**, während der von **therapeutischem** Ultraschall typischerweise **zwischen 0,75 und 3 MHz** liegt. (s. 25. AUDIOMETRIE).

Die Ausbreitungsrichtung der **longitudinalen** Welle stimmt mit der Schwingungsrichtung überein. So breiten sich z.B. Schallwellen in der Luft oder im Wasser aus (hier denken wir nicht an die sog. Oberflächenwellen).



Die Ausbreitungsrichtung der **transversalen** Welle ist senkrecht zur Schwingungsrichtung. Ein Beispiel ist die Schwingung entlang eines Seils.

Die **Kompressibilität** (κ) gibt die relative Volumenreduzierung an, die aufgrund einer gegebenen Druckänderung für ein bestimmtes Medium auftritt:

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

Gase haben typischerweise eine hohe Kompressibilität, während Flüssigkeiten und homogene Feststoffe typischerweise eine geringe Kompressibilität besitzen.

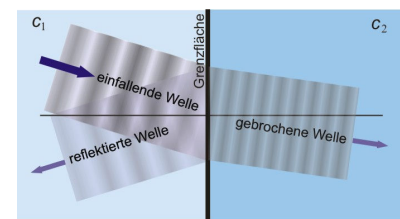





Abb. 1. Reflexion und Brechung der Ultraschallwelle ($c_1 > c_2$; $Z_1 > Z_2$).

Auch für die Schallwellen gilt das **Snellius–Descartes Gesetz**.

Je größer der akustische Impedanzunterschied zwischen den beiden Medien ist, desto höher ist die Intensität des reflektierten Ultraschalls. **An den Grenzflächen Flüssigkeit-Gas oder Festkörper-Gas wird der Ultraschall fast vollkommen reflektiert.** Will man z.B. Ultraschall in den menschlichen Körper bringen, muss deshalb der Luftspalt zwischen Transducer und Körper mit einem **Kopplungsmedium** (Gel, Wasser oder Öl) aufgefüllt werden.

Direkter piezoelektrischer Effekt:

 piezoelektrischer Effekt
 piezoelektromos hatás
 piezoelectric effect

Gewisse Stoffe (z.B. Quarz, BaTiO_3) werden bei **mechanischer Deformation** (Druck, Zug) **elektrisch polarisiert**. In diesem Fall lässt sich mit Metallelektroden, die an den gegenüberliegenden Flächen angelegt werden, eine elektrische Spannung messen (Abb. 2). Auf diesem Phänomen beruht auch das Detektieren von mechanischen Schwingungen, z.B. von Ultraschall, d.h. die Umwandlung in ein elektrisches Signal. Der auf den Kristall treffende Ultraschall deformiert nämlich den Kristall periodisch, was an den Elektroden eine Wechselspannung mit einer Frequenz, die mit der Frequenz des Ultraschalls übereinstimmt, induziert.

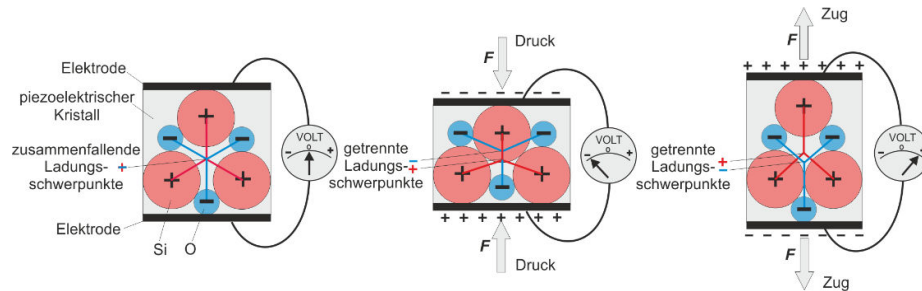


Abb. 2. Darstellung des direkten piezoelektrischen Effekts

Inverser piezoelektrischer Effekt:

Der piezoelektrische Effekt ist umkehrbar. Wenn an die **Elektroden eine elektrische Spannung angelegt wird, dann wird das piezoelektrische Material deformiert** (Zusammenziehen, Erweiterung) (Abb. 3). Auf diesem Phänomen basiert die Erzeugung von Ultraschall. Legt man nämlich an den Kristall eine Wechselspannung mit gegebener Frequenz, so wird sich der Kristall periodisch zusammenziehen und erweitern, d.h. er wird mit der gleichen Frequenz in Schwingung kommen.

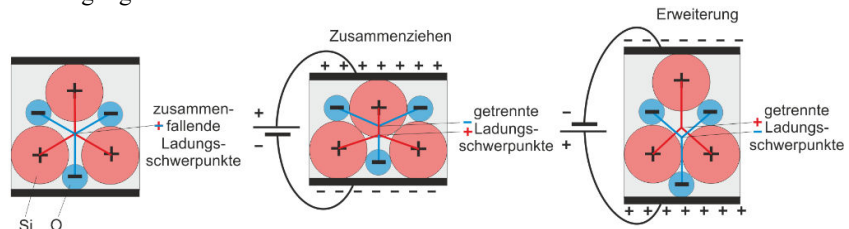


Abb. 3. Darstellung des inversen piezoelektrischen Effekts

Alle starren Körper, so auch die piezoelektrischen Stoffe, haben eine von ihrer Masse, Größe und Elastizität abhängige sog. eigene oder **Resonanzfrequenz** (s. 21. **RESONANZ**), bei der sie zu Schwingungen mit der größten Amplitude fähig sind (z. B. die Stimmgabel). Um den höchsten Wirkungsgrad der Ultraschallerzeugung bzw. des Detektierens zu erreichen, wird das piezoelektrische Material mit elektrischen Schwingungen angeregt, die seiner mechanischen Resonanz entsprechen.

Der **Transducer** ist ein Signalwandler, der die Energie des Signals in elektrische Energie und umgekehrt umwandelt. So wird z.B. bei der Erzeugung von Ultraschall die elektrische Schwingung im Transducer zu Ultraschall und beim Detektieren der reflektierte Ultraschall in demselben Transducer zu elektrischen Schwingungen umgewandelt.

Das Erzeugen von Ultraschall und das quasi gleichzeitige Detektieren sind in der medizinischen Diagnostik von Bedeutung.

Erzeugen von Ultraschall




Die zum Erzeugen von Ultraschall benutzte Wechselspannung wird mit einem auf die gewünschte Resonanzfrequenz einstellbaren elektrischen Schwingungserzeuger (Oszillator, s. 19. **SINUSOSZILLATOR**) hergestellt.

Das der Erzeugung von Ultraschall dienende elektrische Signal ist ein kurzes Wellenpaket aus einigen mit einer Frequenz von mehreren MHz sinusförmig wechselnden Perioden, eine impulsförmige elektrische Schwingung (Abb. 4). Die elektrischen Schwingungen werden über ein elektrisches Kabel in einen entsprechend konstruierten, gleichzeitig als Quelle und Detektor funktionierenden Kopf, den sog. **Transducer** geleitet. In diesem befindet sich das mit Elektroden versehene piezoelektrische Material.

Der Transducer wandelt die elektrische Energie in Ultraschallschwingungen (inverser piezoelektrischer Effekt), die zu den Organen des untersuchten Körperteils ausgestrahlt werden. Wie erwähnt dauert dieser **Ultraschallimpuls** („Sender“) nur kurze Zeit, einige Perioden (Wellenpakete), ähnlich dem impulsförmigen Ultraschall-Pfeifsignal der Fledermaus.

Detektieren des Ultraschalls

In der „Stille“ nach dem **Ultraschallimpuls** schaltet der Transducer „**auf Empfang**“ und wartet auf das von den Organen des untersuchten Körperteils reflektierte Echo. Nach dem Verstreichen einer gewissen Zeit erreicht das Echo mit abgeschwächter Intensität den Transducer und deformiert ihn (ähnlich dem für Ultraschall empfindlichen Ohr der Fledermaus). Infolge der elektrischen Polarisation im Transducer wird der Ultraschall in elektrische Schwingungen zurückgewandelt (direkter piezoelektrischer Effekt), die über Elektroden und Kabel in den elektrischen Verstärker zurückgeleitet werden (s. 18. VERSTÄRKER).

| | |
|---|-----------------|
|  | Echo |
|  | visszhang, echo |
|  | echo |

DIE ANWENDUNG DES ULTRASCHALLS IN DER MEDIZINISCHEN DIAGNOSTIK

In den letzten Jahrzehnten hat die diagnostische Nutzung des Ultraschalls eine deutliche Entwicklung erfahren. Das Verfahren basiert auf der Reflexion des Ultraschalls **von den Grenzflächen der biologischen Gewebe mit unterschiedlicher akustischer Impedanz**. Misst man das Zeitintervall zwischen Aussenden des Ultraschalls und Echo, so lässt sich der Abstand der Grenzflächen feststellen bzw. grafisch rekonstruieren.

Da sich die Frequenz des von **sich bewegenden Grenzflächen** reflektierten Ultraschalls ändert (Doppler-Effekt, s. später), lassen sich mittels Spektralanalyse des Echos auch funktionelle Informationen gewinnen.

Impuls-Echo Prinzip

Aus dem **Zeitintervall (Δt)** zwischen **Aussenden des Ultraschallimpulses** aus dem Transducer als in das Medium gerichtetes Wellenpaket und dem **Detektieren** des von den im Weg befindlichen Grenzflächen reflektierten **Echos** lässt sich der **Abstand (d)** zwischen Transducer und Grenzfläche berechnen, wenn die Geschwindigkeit (c) des Ultraschalls in dem gegebenen Medium bekannt ist (Abb. 4):

$$d = \frac{c \cdot \Delta t}{2} \quad (5)$$

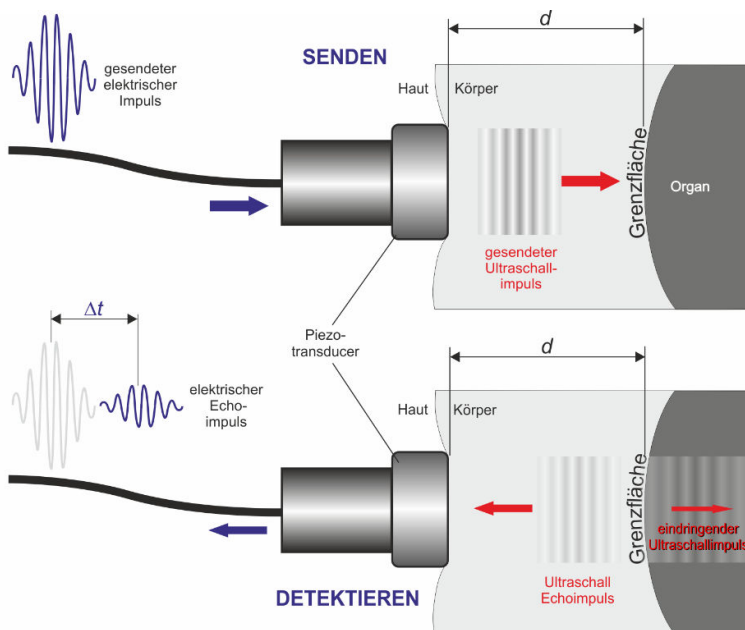


Abb. 4. Impuls-Echo Prinzip

Die zeitliche Verzögerung zwischen dem detektierten elektrischen Signal und dem angeregten Signal sowie die Abnahme der Amplitude bilden die Informationen bezüglich der Lage der untersuchten Organe im Körperteil (Abb. 5). Im Transducer wiederholen sich das **Ausstrahlen des Wellenpakets** (Senden) und die **Phase des Detektierens** (Empfang) periodisch. Die Grundfrequenz des benutzten Ultraschall Wellenpakets beträgt in der Regel einige MHz, so dauern einige Sinusperioden des

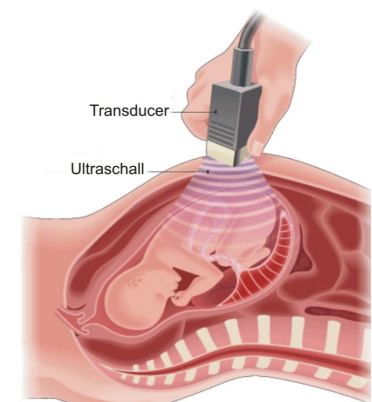


Abb. 5. Der Ultraschalltransducer vermittelt bei dieser typischen Anwendung räumliche Informationen über die Lage des Embryos

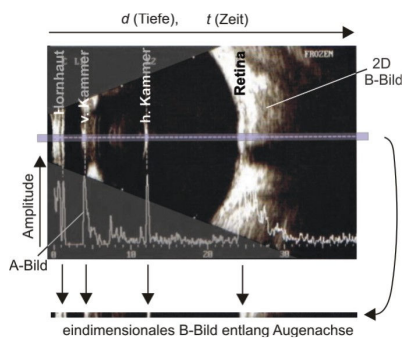


Abb. 7. Ultraschallbilder eines Ziegenauges: A-Bild in Achsenrichtung (Mitte), 2D B-Bild (oben) und eindimensionales B-Bild entlang der Achse (unten).
Hauptecho: Hornhaut, vordere Kammer, hintere Kammer, Retina.

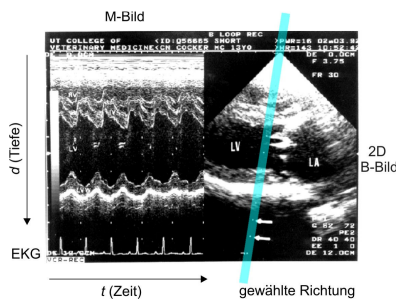


Abb. 8. Das M-Bild (links) stellt die Bewegung der Herzklappen in der auf dem 2D B-Bild (rechts) ausgewählten Richtung als Funktion der Zeit dar.



Abb. 9. Ähnlichkeit zwischen dem 3D-Bild eines Embryos und einem Neugeborenen

gesendeten Wellenpakets ungefähr $1 \mu\text{s}$. Die Wiederholungsfrequenz von Senden des Wellenpakets und Phase des Detektierens beträgt ca. 1 kHz (Abb. 6).

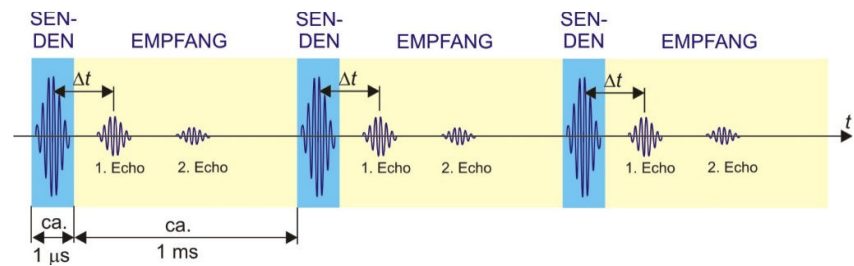


Abb. 6. Zeitsequenz von Senden und Detektieren des Ultraschalls bei zwei Grenzflächen in unterschiedlicher Entfernung

Diagnostische Ultraschall-Verfahren

A-Bild (Amplitudenmoduliert): Es wird ein einzelner Transducer und ein sich linear ausbreitendes Ultraschallbündel benutzt. Die x-Achse zeigt die Zeit bzw. den entsprechenden Abstand, die y-Achse zeigt die Intensität des reflektierten Echosignals (Abb. 7, Mitte).

Eindimensionales B-Bild (Brightness, helligkeitsmoduliert): Es wird ein einzelner Transducer und ein sich linear ausbreitendes Ultraschallbündel benutzt. Die **Helligkeit der Punkte** auf der x-Achse (Zeitachse) ist auf dem Bildschirm mittels einer zur **Amplitude des reflektierten Ultraschalls proportionalen**, sog. Grauskala (grayscale) kodiert dargestellt (Abb. 7, unten, z.B. die Helligkeitsänderungen entlang der waagerechten blauen Linie).

2D B-Bild (zweidimensional, helligkeitsmoduliert): Mittels der speziellen Regelung mehrerer nebeneinander platzierter Transducer kann die Richtung des Ultraschallbündels geändert und damit eine Ebene (fächerförmig) abgetastet werden. Auf dem Bildschirm erscheint so eine **Serie von eindimensionalen B-Bildern, die in einem Winkel gegeneinander verschoben sind** (Abb. 7, Mitte oder Abb. 8, rechts). Man erhält so ein Bild von dem Schnitt der biologischen Probe, der in die abgetastete Ebene des Ultraschalls fällt.

M-Bild (Motion): Eine Serie von eindimensionalen B-Bildern, die in der auf dem 2D B-Bild gewählten Richtung in Momentaufnahmen nacheinander festgehalten wurden, erscheint auf dem geteilten Bildschirm auf der horizontalen Zeitachse (t) gegeneinander verschoben (Abb. 8, links). Man erhält also Informationen über die **Lage der beobachteten Grenzfläche als Funktion der Zeit**.

3D-Bild: Anhand von vielen in der abgetasteten Ebene parallel zueinander verschobenen 2D B-Bildern lässt sich das 3D-Bild der biologischen Probe mittels Computer rekonstruieren (Abb. 9). Es lässt sich dann mittels Computer nach Belieben drehen und so aus den verschiedenen Richtungen beobachten.

4D-Bild: Eine Serie von vielen, nacheinander erstellten 3D-Bildern, welche die Zeit als 4. Dimension nutzend einen „Film“ auf Ultraschallbasis bildet.

Doppler-Methoden

Doppler-Effekt:

Der Doppler-Effekt ist eine Veränderung in der Wellenfrequenz und damit in der Wellenlänge, die entsteht, weil sich Wellenquelle und Beobachter im Verhältnis zueinander bewegen (Abb. 10).

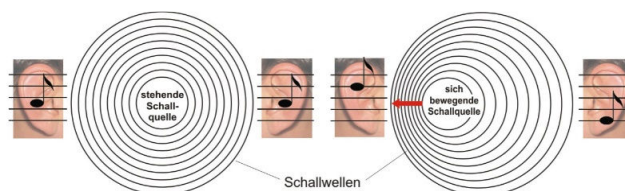


Abb. 10. Doppler-Effekt: den Ton der sich nähernden Schallquelle hört man als höher, den der sich entfernenden als tiefer

Ähnlich zu dem obigen Phänomen weicht die von einer **bewegten Grenzfläche** (die als Schallquelle zu betrachten ist) reflektierte Ultraschallfrequenz auch von der ursprünglichen Frequenz ab:

$$f \cong f_0 \left(1 \pm 2 \frac{v}{c} \right), \quad (6)$$

wobei f die reflektierte, f_0 die ursprüngliche Ultraschallfrequenz, c die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Ultraschalls im Medium und v die in die Richtung des Ultraschallbündels fallende Komponente der Geschwindigkeit der reflektierenden Fläche sind. Bei Annäherung gilt das Vorzeichen +, bei Entfernung –. Die von einer feststehenden Fläche reflektierte Ultraschallfrequenz bleibt unverändert. Die sog. **Doppler-Verschiebung** ($f - f_0$) ist proportional zur relativen Geschwindigkeit (v/c) und zur ursprünglichen Frequenz (f_0) selbst. Letztere wird so eingestellt, dass die Doppler-Verschiebung in den hörbaren Frequenzbereich (einige kHz) fällt und so mittels eines Lautsprechers hörbar gemacht werden kann.

Doppler Zeit–Geschwindigkeit Bild: In einem markierten Abschnitt der auf dem 2D B-Bild gewählten Richtung wird die **Doppler-Frequenzverschiebung**, d.h. die **Geschwindigkeit der beobachteten Grenzfläche** ähnlich dem M-Bild als **Funktion der Zeit** dargestellt. (Abb. 11. rechts).

Farbkodiertes Doppler-Bild: Die Geschwindigkeitsinformationen des 2D-B-Bildes (Grauskala) und der sich bewegenden Elemente (farbkodiert) der biologischen Probe sind auf demselben Bild dargestellt (Abb. 11, links). **Blau** stellt üblicherweise ein Ultraschallreflexionsmuster dar, das sich **vom Wandler weg** bewegt, und **Rot** stellt ein Ultraschallreflexionsmuster dar, das sich **auf den Wandler zubewegt** („BART“ = **B**lue **A**way; **R**ed **T**owards).

Doppler-Strömungsmesser: Es ergibt sich die Möglichkeit, die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes in größeren Gefäßen zu messen:

$$v' = \frac{c(f - f_0)}{2f_0 \cos \Theta}, \quad (7)$$

wobei v' die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes, c die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Ultraschalls im Medium, $f - f_0$ die Doppler-Verschiebung und Θ der Winkel zwischen Ultraschall-Bündel und Achse des Blutstroms sind (Abb. 12).

ABLAUF DER MESSUNG

Messung der Ausbreitungsgeschwindigkeit von Ultraschall in Luft

Der Messaufbau besteht aus einem Mikrocomputer mit Display, der einen Ultraschall-Transducer mit einer Frequenz von 40 kHz steuert (Abb. 13).

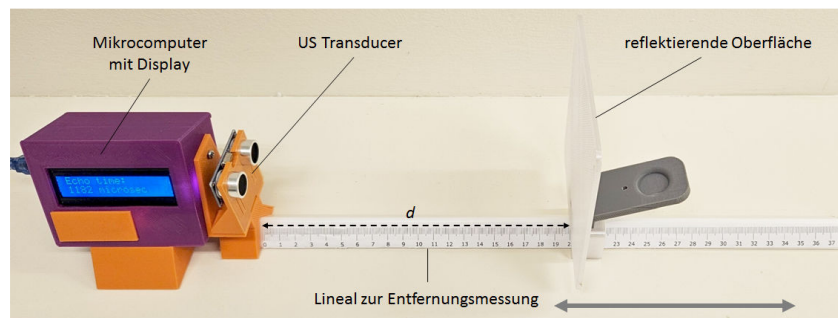


Abb. 13. Messsystem zur Bestimmung der Ausbreitungsgeschwindigkeit von Ultraschall in Luft.

1. Eine reflektierende Oberfläche wird in einem bestimmten Abstand (mindestens 15 cm, höchstens 45 cm) vom Transducer platziert und ihr Abstand d wird genau auf dem Lineal abgelesen. Der Mikrocomputer misst die Echozeit der

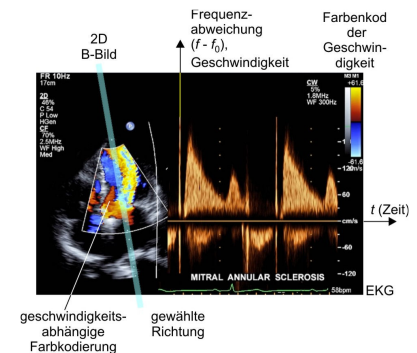


Abb. 11. Herzklappe: Farb-Doppler-Bild (links), kombiniert mit dem 2D B-Bild. Zeitfunktion der Frequenzverschiebung (Geschwindigkeit) in der gewählten Richtung mit einer Linie markiert (rechts).

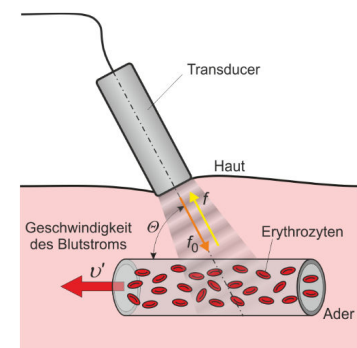


Abb. 12. Doppler-Strömungsmesser.

Ultraschallimpulse mikrosekundengenau und der gemessene Wert kann auf dem Display abgelesen werden. Kennt man die Echozeit (Δt) und den Abstand d von der reflektierenden Oberfläche zum Transducer, kann man die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Ultraschalls in der Luft ($c=2d/\Delta t$) bestimmen.

2. Ein genaueres Ergebnis erhalten wir, wenn wir aus den Echozeiten verschiedener, bekannter Entfernungen d eine Kalibrationsgerade erstellen und deren Steigung bestimmen.
3. Schließlich platziert unser Messpartner die reflektierende Fläche in einem uns unbekannten Abstand d' und teilt uns die Echozeit mit. Unsere Aufgabe besteht darin, den Abstand d' der reflektierenden Oberfläche unter Kenntnis der Schallgeschwindigkeit zu berechnen.

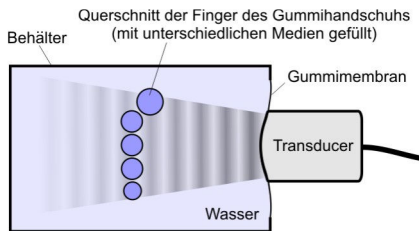


Abb. 14. Aufsicht des mit Wasser gefüllten Phantoms

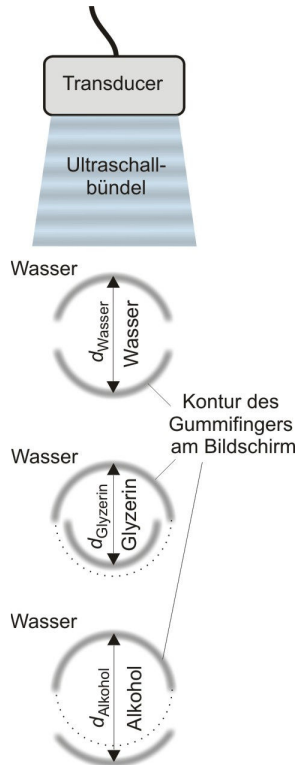


Abb. 15. In Abhängigkeit vom Medium im Gummifinger stellt sich das Reflexionsbild der Hinterwand in unterschiedlichen Entfernungen dar

Messaufgaben mit wassergefülltem Phantom

1. Eintauchen des mit Wasser gefüllten Gummihandschuhs in das Phantom (Abb. 14), bei dessen senkrechten Bewegungen die **Schnittbilder** der verschiedenen Schichten zu beobachten sind.
2. Eintauchen des mit Luft gefüllten Gummihandschuhs in das Phantom, Beobachten der **Schattenbildung**.
3. Eintauchen des **mit Glyzerin**, dann des **mit Alkohol gefüllten Gummihandschuhs** in das Phantom. Beobachten wir die Deformation am Mittelfinger auf dem Bildschirm (Abb. 15). Erklären Sie das Phänomen. Messen Sie die Veränderung des Durchmessers abhängig vom Medium und Schätzen der **Schallgeschwindigkeiten in den Medien** nach der Formel:

$$c_{\text{Medium}} = c_{\text{Wasser}} \frac{d_{\text{Wasser}}}{d_{\text{Medium}}} \quad (8)$$

Messungen am menschlichen Körper

1. Beobachtung der **Halsschlagader** (*Arteria carotis communis*) eines freiwilligen Probanden. In einem passenden Moment wird das Bild angehalten und auf dem Standbild werden mit dem Zeiger der innere Durchmesser der Arterie, ihr Abstand von der Hautoberfläche gemessen und dann die Kontur mit dem Zeiger nachgezeichnet und das Gebiet gemessen.
2. Das Gerät wird in **M-Modus** geschaltet und die Zeitfunktion des Arterienpulses studiert.
3. Durch Veränderung des Winkels des Transducers untersuchen wir die **Zeitabhängigkeit der Blutgeschwindigkeit** in der Arterie und die **Veränderung der Farbkodierung der Blutströmung**. (die Pulsation kann mit einem Lautsprecher auch hörbar gemacht werden).

DEMONSTRATIONEN

Radarprinzip — Ultraschall-A-Bild

Kurze Ultraschallimpulse werden mit einem Spezialschallkopf durch die Luft zu einer reflektierenden Fläche geschickt, dann das Echo mit demselben Ultraschallkopf registriert. Sowohl das Starten des Impulses (Sendesignal), als auch das A-Bild des Echosignals erscheinen auf dem Bildschirm des Oszilloskops (Abb. 16).

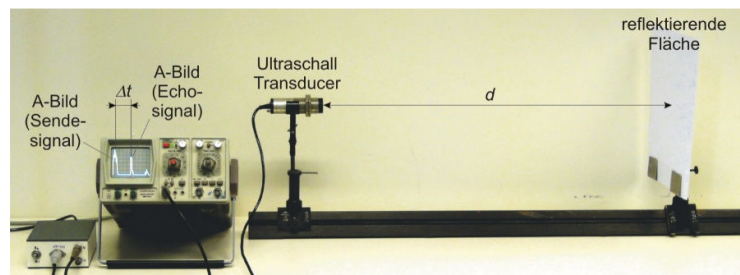


Abb. 16. Radarprinzip – Entstehung des Ultraschall-A-Bildes in der Luft

Durch Ändern des Abstands zwischen der reflektierenden Fläche und dem Transducer können die zwischen dem ausgesendeten Ultraschallimpuls und seinem Echosignal verstrichene Zeit (Δt) und die Änderung der Amplitude des Echosignals auf dem Oszilloskopbildschirm beobachtet werden.

Detektieren des Blutstroms mittels Doppler-Effekt

Die Bestrahlung erfolgt mit kontinuierlichem (CW, Continuous Wave) 8 MHz Ultraschall aus dem Transducer, der am Unterarm oder am Hals im entsprechenden Winkel über der Arterie platziert wird. Der von den Blutkörperchen des strömenden Blutes reflektierte Ultraschall wird in einem anderen Transducer in elektrische Signale umgewandelt. Zwischen der **Frequenz** des gesendeten und der des reflektierten Ultraschalls kann ein zur **Strömungsgeschwindigkeit** proportionaler Unterschied beobachtet werden (Doppler-Effekt). Dieses Differenzsignal kann nach ausreichender Verstärkung z.B. mittels eines Lautsprechers hörbar gemacht werden.

Demonstration der mechanischen Wirkung von Ultraschall – Levitation

Durch den Betrieb zweier 40-kHz-Transducer in gleicher Phase, die in einem geeigneten Abstand voneinander platziert sind, kann in der Luft eine longitudinale stehende Welle erzeugt werden. Leichte, schallreflektierende Objekte (z. B. Styroporkugeln) können an Raumpunkten, die den Wellenbergen der stehenden Welle entsprechen, durch Schalldruck eingefangen werden (Abb. 17).

Demonstration der mechanischen Wirkung von Ultraschall – Zerstäubung

Ein piezoelektrischer Kristall mit einer Frequenz von 113 KHz versetzt eine perforierte Metallplatte durch eine schmale Wasserschicht dazwischen in Schwingung. Durch die Schwingungen beginnt sich die Wasserschicht zu kräuseln und von ihrer Oberfläche lösen sich Flüssigkeitströpfchen mit einem Durchmesser von wenigen Mikrometern, deren Größe von der Frequenz der Schwingung abhängt (Abb. 18).

Therapeutische Anwendung Des Ultraschalls

Der diesbezügliche Teil ist in Kapitel [19. SINUSOSZILLATOR](#) zu finden.

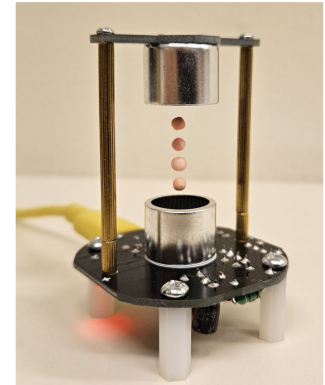


Abb. 17. Levitation mit Ultraschall.

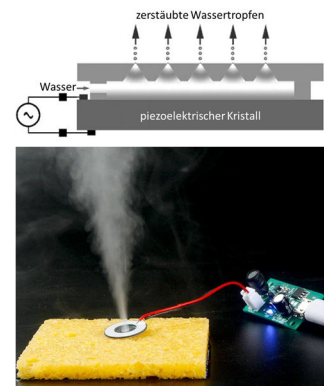


Abb. 18. Zerstäubung mit Ultraschall.