

125 - Messungen mit Ultraschall

Im Versuch sollen Sie sich mit den physikalischen Eigenschaften von Ultraschallwellen (Erzeugung, Ausbreitung, Reflexion, Nachweis) vertraut machen. Sie lernen das Impuls-Echo-Verfahren als eine einfache Möglichkeit zum Auffinden versteckter Inhomogenitäten, Defekte und Strukturen kennen.

1. Aufgaben

- 1.1 Bestimmen Sie die Schallgeschwindigkeit des Ultraschalls von 1MHz und 4MHz in unterschiedlichen Materialien (z.B. Aluminium, Kunststoff und Wasser) und berechnen Sie die jeweils dazugehörigen, materialabhängigen Wellenlängen!
- 1.2 In die Seitenwand eines Blocks aus Kunststoff sind an verschiedenen Stellen Löcher gebohrt. Bestimmen Sie deren Lage mit der Impuls-Echo-Methode, indem Sie den Schallgeber gefühlvoll über die Oberfläche des Untersuchungsobjekts führen! Nehmen Sie das B-Bild auf und interpretieren Sie es!
- 1.3 Beobachten Sie, wie die Tiefenreichweite und das Auflösungsvermögen beim Impuls-Echo-Verfahren von der Ultraschallfrequenz abhängen! Wiederholen Sie dazu die Aufgabe 1.2 mit einem Schallgeber einer anderen Schallfrequenz und vergleichen Sie die Ergebnisse!
- 1.4 Zusatzaufgabe: Bestimmen Sie qualitativ die Form der abgedeckten Ausfräsung in einem Kunststoffblock! Nehmen Sie dazu bei geeignet gewählten Parametern (laufzeitabhängige Verstärkung, Tiefenbereich) über alle vier Schmalseiten des Versuchskörpers jeweils das B-Bild auf!

2. Grundlagen

Stichpunkte:

Schallwelle, Schallgeschwindigkeit, Ultraschall-Transducer, Impuls-Echo-Technik, A-Bild, B-Bild, Tiefenauflösung, Schallimpedanz

2.1 Schallwellen

Steht ein mechanischer Schwinger in Kontakt zu einem anderen Medium, so findet durch die Kopplung zu diesem eine Energieübertragung statt, die sich als mechanische bzw. elastische Welle (*Schallwelle*) ausbreitet. Die in dem Medium entstehenden periodischen Druck- bzw. Dichteänderungen breiten sich mit der Phasengeschwindigkeit c aus. Die *Wellenlänge* λ im Medium wird nach

$$c = \lambda \cdot f \quad [\text{m/s}] \quad (1)$$

durch die Frequenz f der Schallquelle und die von Stoffeigenschaften abhängige Phasengeschwindigkeit c bestimmt.

Die mechanischen Wellen treten in gasförmigen und flüssigen Stoffen infolge fehlender Tangentialspannungen stets als **Longitudinalwellen** (in Richtung der Ausbreitungsgeschwindigkeit) auf, während in festen Körpern außer Longitudinalwellen auch **Transversalwellen** (Schwingungsrichtung senkrecht zur Ausbreitungsrichtung) sowie **Verkopplungen** zwischen ihnen auftreten können.

Die begriffliche Einteilung verschiedener Frequenzbereiche der Akustik erfolgt in Bezug auf den menschlichen Hörbereich (ca. 16 Hz bis ca. 16 kHz). Unterhalb von 16 Hz liegt der Bereich des **Infraschalls**. Schallwellen mit Frequenzen von über 16 kHz werden als **Ultraschall** bezeichnet.

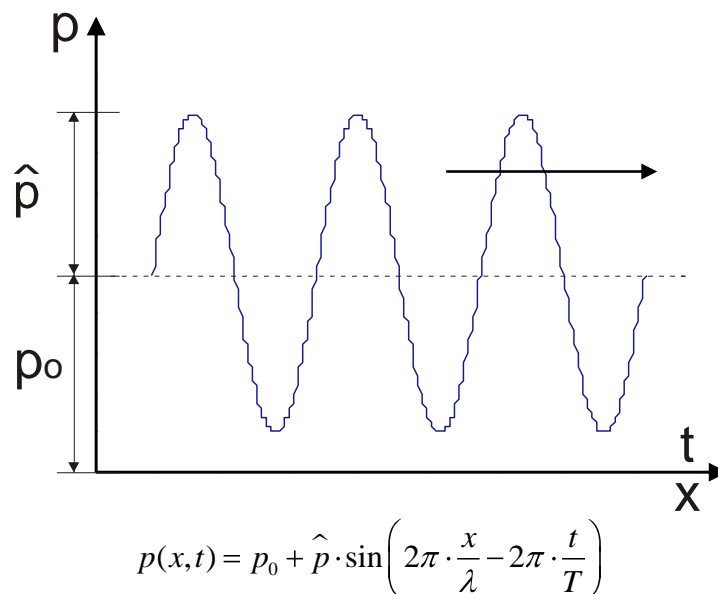


Bild 1: Wellenzug einer Schalldruckwelle $p(x,t)$ mit der Wellenlänge λ und der Frequenz $f=1/T$.

2.1.1 Ultraschall

Der für diagnostische Zwecke nutzbare Frequenzbereich beginnt ab etwa 1 MHz und reicht derzeit für spezielle Zwecke bis 30 MHz. Die angewendeten Verfahren sind i.a. **Impuls-Echo-Verfahren**. Dabei wird die Zeitspanne gemessen, die kurze Schallimpulse (d.h. zeitlich begrenzte Wellenzüge) für den Durchgang durch das zu untersuchende Medium einschließlich Rückreflexion an inneren und äußeren Grenzflächen benötigen. Erzeugt werden Ultraschallwellen durch Ankopplung eines mechanischen Schwingers an das Untersuchungsobjekt. Der Schwinger (Piezokristall) wird elektrisch angeregt und verändert dabei seine Form mit einer durch seine Geometrie bestimmten ihm eigenen Resonanzfrequenz f_r . Er

verursacht so im angekoppelten Medium Kompressionen und Dilatationen, die sich als dort als Druckwellen mit der materialspezifischen Schallgeschwindigkeit c fortpflanzen.

In der Praxis werden Ultraschallwandler (Transducer) durch einen sehr kurzen elektrischen Spannungsimpuls zu einer kurzzeitigen mechanischen Dickenschwingung (*inverser piezoelektrischer Effekt*) und zum Aussenden eines Ultraschallimpulses angeregt. Entsprechend können die aus dem angekoppelten Medium auf denselben Wandler auftreffenden Ultraschallwellen geringe Deformationen des Wandlers bewirken, die von dem piezoelektrischen Material in elektrische Spannungen umgewandelt werden (*direkter piezoelektrischer Effekt*). Ein und derselbe Wandler kann also sowohl als Sender als auch als Schallempfänger genutzt werden.

Schallausbreitung:

Beim diagnostischen Ultraschall erhält man medizinisch relevante Information durch die Wechselwirkung des Ultraschalls mit dem durchschallten Gewebe. Im Folgenden werden die wichtigsten physikalischen Effekte zusammengefasst, die dabei von Bedeutung sind.

Absorption:

Die Intensität J einer Schallwelle nimmt längs ihrer Ausbreitungsrichtung x ab. Die kinetische Energie der schwingenden Atome wird wegen innerer Reibung der Materie in Wärme verwandelt, d.h. die Schallenergie wird absorbiert. Im Allgemeinen erfolgt die Schwächung (Dämpfung) exponentiell

$$J(x) = J(0) \cdot e^{-\mu \cdot x}.$$

Der material- bzw. gewebespezifische Absorptionskoeffizient μ ist stark frequenzabhängig! In der medizinischen Ultraschalldiagnostik legt die Schallabsorption die Größenordnung der Messfrequenzen fest. Einerseits besteht der Wunsch nach möglichst kurzen Wellen, da die Ortsauflösung der mit Ultraschall dargestellten inneren Strukturen umgekehrt proportional zur Wellenlänge ist; andererseits möchte man noch möglichst tief unter der Körperoberfläche liegende Organe untersuchen, wofür sich längere Wellen wegen der geringeren Schwächung besser eignen. Zur Darstellung oberflächennaher Strukturen bis zu einer Tiefe von 5 bis 7 cm verwendet man Frequenzen zwischen 7 und 15 MHz entsprechend einer Wellenlänge von 0,22 bis 0,1 mm. Für tiefliegende Organe gelangen kleinere Frequenzen zur Anwendung. Eine Eindringtiefe von 25 cm (d.h. ein Durchstrahlungsweg von 50 cm für Hin- und Rücklauf) erfordert eine Frequenz von etwa 2 MHz entsprechend einer Wellenlänge von 0,77 mm.

Reflexion:

Unter **akustischer Impedanz** Z versteht man das Produkt aus Massendichte ρ und Schallgeschwindigkeit c , also $Z = \rho \cdot c$.

Da die longitudinale Schallgeschwindigkeit für Flüssigkeiten primär von der adiabatischen Kompressibilität (für Festkörper vom Elastizitätsmodul sowie der Poissonschen Querkontraktionszahl) abhängt, spiegelt die akustische Impedanz die elastischen Materialeigenschaften des jeweiligen Gewebebereiches wider. Änderungen oder Sprünge der akustischen Impedanz (z.B. an Organ- oder Gewebegrenzflächen) längs der Ausbreitungsrichtung führen zu einer teilweisen Reflexion der akustischen Energie und damit gleichzeitig zu einer Schwächung in Ausbreitungsrichtung. Fällt die Schallwelle senkrecht auf eine Grenzfläche zwischen den Schallimpedanzen Z_1 und Z_2 , so erfolgt eine Rückreflexion mit dem Reflexionsgrad

$$R = \frac{I_R}{I_0} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2,$$

wobei I_R und I_0 die reflektierte bzw. die einfallende Schallintensität sind.

2.2 Impuls-Echo-Verfahren

2.2.1 Prinzip des Impuls-Echo-Verfahrens

In der medizinischen Ultraschall-Diagnostik (Sonographie) werden durch Abtastung interessierender Körperabschnitte Informationen über die Lage, Größe und Form von Organen gewonnen. Fast alle heute in der medizinischen Diagnostik eingesetzten Ultraschallverfahren basieren auf der Impuls-Echo-Technik. Bild 1 zeigt schematisch den Aufbau eines entsprechenden Geräts. Ein piezoelektrischer Schallkopf wandelt einen elektrischen Impuls in einen Schallimpuls um; dieser dringt in das Untersuchungsobjekt ein und wird an den internen Grenzflächen reflektiert. Der Teil der reflektierten Schallenergie, der den Schallkopf wieder erreicht, erzeugt in diesem nunmehr ein zeitlich versetztes elektrisches Signal, das verstärkt und gleichgerichtet wird. Im einfachsten Fall gibt man dieses Signal dann auf die Vertikalablenkung eines Kathodenstrahloszilloskops, dessen zeitproportionale Horizontalablenkung vom Sendeimpuls gestartet wird. Damit ein stehendes Bild auf dem Oszilloskop entsteht, wird der Vorgang periodisch wiederholt. Weil die Impedanzunterschiede zwischen weichen Gewebearten gering sind, tritt der Hauptanteil der einfallenden Schallenergie durch solche Grenzflächen hindurch. Deshalb kann man mehrere hintereinanderliegende Organe lokalisieren, man erhält auf dem Oszilloskopschirm eine Vielzahl von Echos, deren zeitlicher Abstand der Entfernung Schallsender-Grenzfläche entspricht. Der Abstand z einer Grenzfläche vom Schallkopf ergibt sich aus der Laufzeit t zu

$$z = \frac{c \cdot t}{2} \quad (2).$$

Zwei sehr dicht hintereinander befindliche „Reflektoren“ lassen sich noch unterscheiden, wenn man erkennen kann, dass zwei Echos vorliegen. Es ist üblich, zwei gleich starke Signalimpulse noch als unterscheidbar anzusehen, wenn sie um ihre *Halbwertsbreite* (d.h. halbe Impulsdauer) getrennt sind. Zwei Echos lassen sich also noch trennen, wenn sie nicht enger benachbart sind als

$$\Delta z \geq c \cdot \frac{\Delta t}{2},$$

wobei Δt die Halbwertszeit des Echoimpulszugs ist. Da ein Puls mindestens eine Schwingung andauert, also

$$\Delta t > \frac{1}{f} = \frac{\lambda}{c},$$

beträgt die **Tiefenauflösung** $\Delta z = \lambda / 2$. Die laterale Auflösung (d.h. quer zur Schallausbreitungsrichtung) ergibt sich aus der Geometrie des abgestrahlten Schallfeldes und wird durch die Größe des Sendekopfes bestimmt.

Wegen der Schallabsorption führen Echos mit größerer Laufzeit zu geringeren piezo-elektrischen Spannungen am Schallkopf als solche mit kurzer Laufzeit; Grenzflächen mit gleichem Reflexionsfaktor würden also auf dem Kathodenstrahloszillographen je nach Tiefe als Signale mit unterschiedlicher Amplitude dargestellt werden. Um zu einer gleichmäßigen Darstellung zu gelangen, erhöht man mit zunehmender Laufzeit die Verstärkung. Diese laufzeitabhängige Verstärkung – engl. *TGC = TimeGainControl* – kann so eingestellt werden, dass Signale aus einem bestimmten Tiefenbereich besonders stark hervortreten. Dies ist natürlich nur so lange sinnvoll, wie die Echosignale größer als das elektronische Rauschen sind.

Allen Ultraschallverfahren ist gemeinsam, dass die elektrisch angeregten Körperschwingungen des Wandlers in die angekoppelte Untersuchungsregion weitergeleitet werden und sich dort längs einer Linie ausbreiten. Die Scanverfahren unterscheiden sich nach der Art der Abtastung und Darstellung:

Das **A-Bild-Verfahren** (Bild 3) liefert nur eindimensionale Informationen. Am häufigsten angewandt wird das **B-Bild-Verfahren** (von *Brightness Modulation*), siehe Bild 4. Der Schallstrahl wird nach jedem Sendeimpuls in der darzustellenden Ebene senkrecht zur Körperoberfläche (in x -Richtung) verschoben. Die empfangenen Echoamplituden modulieren die Helligkeit des zeitlich abgelenkten Schreibstrahls der Bildröhre und ergeben so die Tiefenkoordinate z zum jeweiligen Senderort x . Wird x variiert, so entsteht ein Zweidimensionales Schnittbild.

2.2.2 Ultraschallwandler, Transducer

Zur Erzeugung und für den Empfang von Ultraschallimpulsen nutzt man in der Diagnostik den *Piezoeffekt*. Deformiert man bestimmte aus Ionen aufgebaute Kristalle, z.B. Quarz, so verschieben sich die Ladungen im Inneren, und man kann eine Aufladung der Oberfläche beobachten. Umgekehrt deformieren sich diese Kristalle mechanisch, wenn man eine Spannung anlegt. Diese Umkehrung des piezoelektrischen Effekts verwendet man zur Erzeugung von Ultraschall. Dabei werden die geometrischen Abmessungen des Schwingers meist so gewählt, dass die mechanische Eigenresonanz mit der Frequenz der anregenden Wechselspannung übereinstimmt.

Der prinzipielle Aufbau eines Wandlers ist in Bild 5 dargestellt. Weil man in der Diagnostik meist mit kurzen Schallimpulsen arbeitet, wird die Eigenresonanz des Wandlers durch einen *Dämpfungskörper* geschwächt. Dadurch wird das mechanische Nachschwingen nach dem Abschalten des elektrischen Anregungsimpulses vermindert, und Echosignale werden von der Rückseite der Piezoscheibe nicht wieder reflektiert.

Der unterschiedliche Wellenwiderstand von Piezokeramik und biologischem Gewebe erfordert eine *Anpasssschicht*, um den reflexionsfreien Übertritt der Schallenergie zu gewährleisten. Sie besteht meist aus Kunststoff, dessen Wellenwiderstand Z zwischen dem der Keramik Z_1 und des Gewebes Z_2 liegt.

Um Schallreflexionen bereits am Luftspalt zwischen Schallgeber und Untersuchungsobjekt zu verhindern, wird dieser durch eine Flüssigkeit mit geeignet großer Schallimpedanz überbrückt (z.B. Wasser oder Ultraschall-Gel, beide wirken als akustische Immersion).

3. Versuchsdurchführung

Am Messplatz befinden sich die folgenden Geräte und Zubehör:

- 1 Ultraschallgerät GAMPT-Scan
 - 1 PC
 - 1 Anschlusskabel für die Schallköpfe
 - 3 Schallköpfe (1, 2.6 und 4 MHz)
 - 1 Tube Ultraschall-Gel
 - 1 Wassertrog mit verstellbarer Reflektorplatte
 - 1 Piacrylblock mit Bohrungen
- Sowie verschiedene Blöcke aus unterschiedlichen Materialien

Das Ultraschallgerät besteht aus Netzteil (N), Sende (S) – und Empfangseinheit (E) sowie dem Taktgeber (T). Es ist zur Signaldarstellung mit einem PC verbunden, der auch die Auswertung übernimmt. In Bild 6 ist die Frontplatte des Ultraschallgeräts mit den Bedienknöpfen skizziert.

Die Bedienoberfläche ist in Bild 7 dargestellt und kann wie folgt beschrieben werden.

Im oberen Bildschirmbereich werden das A-Bild, die aktuelle Lage der Marker (senkrechte rote und grüne Linie), die Frequenz des angeschlossenen Empfangsschallwandlers und der aktuelle Modus angezeigt. Die Marker sind mit Hilfe der Maus positionierbar.

Die Skalierung der Zeitachse (*Laufzeitmessung*) ist umschaltbar auf Tiefenmessung (Tasten **Time** oder **Depth**), alternativ auch unter Menüpunkt **Scale**. Die zur Berechnung der Tiefenskala notwendige Schallgeschwindigkeit kann im Eingabefeld **Sound velocity** vorgenommen werden. Die Up-Down Tastenpaare am linken Bildrand dienen der Einstellung der Amplitudenauflösung und der Nulllinie.

Die ständige Aktualisierung des AScan-Bilds kann mit der **Stop** Taste angehalten werden (mit **Start** wird wieder aktiviert).

Mit den Tasten **Half / Full** kann der Messbereich zwischen 100 μ s und 200 μ s umgeschaltet werden.

Bei der Darstellung der Messdaten kann gewählt werden, ob nur die Einhüllende oder die HF-Daten oder beides zugleich angezeigt werden soll. Die Auswahl erfolgt über die Schalter **Amp**, **HF** oder **HF+Amp**.

Im unteren Diagramm wird die Einstellung des *Time Gain Control* mit allen Parametern (Einsatzpunkt, Anstieg, Breite, Schwelle) dargestellt. Während Empfangsverstärkung und Sendeleistung immer Einfluss auf alle Messdaten haben, wirkt die *TGC* nur auf einen bestimmten Zeitbereich. Nur dieser ausgewählte Bereich wird verstärkt. Damit wird es möglich, besonders interessierende Bereiche hervorzuheben und gleichzeitig andere störende Signale zu unterdrücken. Die Verstärkung wird in Dezibel angegeben.

Zwischen den beiden Diagrammen gibt es eine Schalterleiste mit verschiedenen Pfeilen. Damit kann im Zeitbereich gezoomt werden. Der Doppelpfeil bewirkt eine Autoskalierung.

Neben der eindimensionalen Darstellung des A-Scans können auch zweidimensionale Bilder erzeugt werden. Mit der Taste **Modi** kann beispielsweise die **B-Bild Darstellung** ausgewählt werden (Bild 7). Nach Drücken der Taste **Start** ist der Wandler gleichmäßig über das Objekt zu bewegen. Die Messung wird mit **Stop** beendet. Auf der Ordinatenachse wird die Laufzeit – bzw. nach Wahl der richtigen Schallgeschwindigkeit auch die Tiefe – dargestellt. Im Eingabefeld *color scale* kann das Bild in seinem Aussehen verändert werden. Neben der Grauwertdarstellung (**gray**) kann in Farbdarstellung (**rainbow**) umgeschaltet werden. Ebenfalls können hier Kontrast und Invertierung eingestellt werden.

- 3.1 Für die Bestimmung der Schallgeschwindigkeit wird die Dicke der Untersuchungsobjekte gemessen (Messschieber verwenden). Die Messung der Laufzeitdifferenzen t zwischen dem Beginn des Sendeimpulses und dem Eintreffen des Echoimpulses erfolgt im Monitorbild unter Zuhilfenahme der beiden Cursors. Das Ausmessen höherer Echo-Ordnungen verbessert die Messgenauigkeit. Die Messungen sind mit unterschiedlichen Messköpfen durchzuführen.

Zur Bestimmung der Schallgeschwindigkeit in Wasser ist die Echolaufzeit t als Funktion des Reflektorabstands z grafisch darzustellen. Aus dem *Anstieg der sich ergebenden Geraden* ist die Schallgeschwindigkeit unter Angabe der Messunsicherheit zu berechnen.

- 3.2 Die Schmalseiten der Probekörper sind wechselweise mit dem Messkopf abzufahren. Am Gerät sind dabei die Einstellungen für (Sende-)Leistung und (Empfangs-)Verstärkung nach folgenden Gesichtspunkten zu variieren:

- Das gewünschte Echo darf nicht vom Initialecho überdeckt werden.
- Die mit zunehmender Eindringtiefe verbundene Schwächung muss ausgeglichen werden.
- Das Echosignal darf nicht übersteuert sein, damit eine genaue Lokalisation auf dem Schirm möglich ist.

Für die zwischen den Hauptechos der Rückwand auftretenden schwächeren Zwischenechos, verursacht durch Fehlstellen, sind die relativen Laufzeiten und daraus der Tiefenabstand zu bestimmen. Mit Hilfe des höher auflösenden (kleineren) 4MHz-Kopfes ist nachzuprüfen, ob eventuell dicht benachbarte Fehlstellen vorliegen.

4. Hinweise zur Versuchsauswertung

- 4.1 Die Schallgeschwindigkeit in Festkörperproben ist nach Gl.2 zu berechnen. Die Bestimmung der Wellenlänge λ erfolgt für beide Wandler über die Gl.1.
- 4.2 Für den Piacrylblock ist ein B-Bild-Scan aufzunehmen. Der Computerausdruck ist zu bemessen.

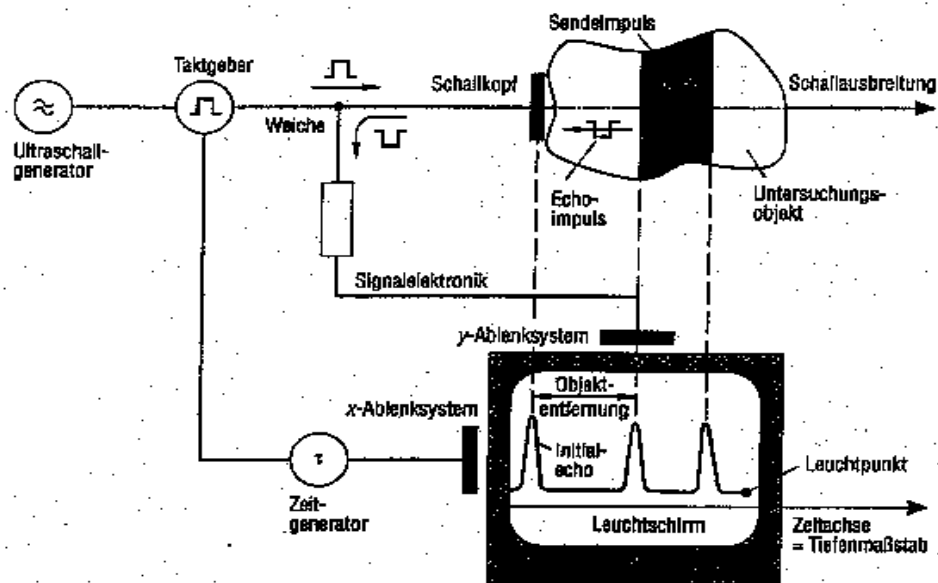


Bild 2: Grundsaltplan des Impuls-Echo-Geräts

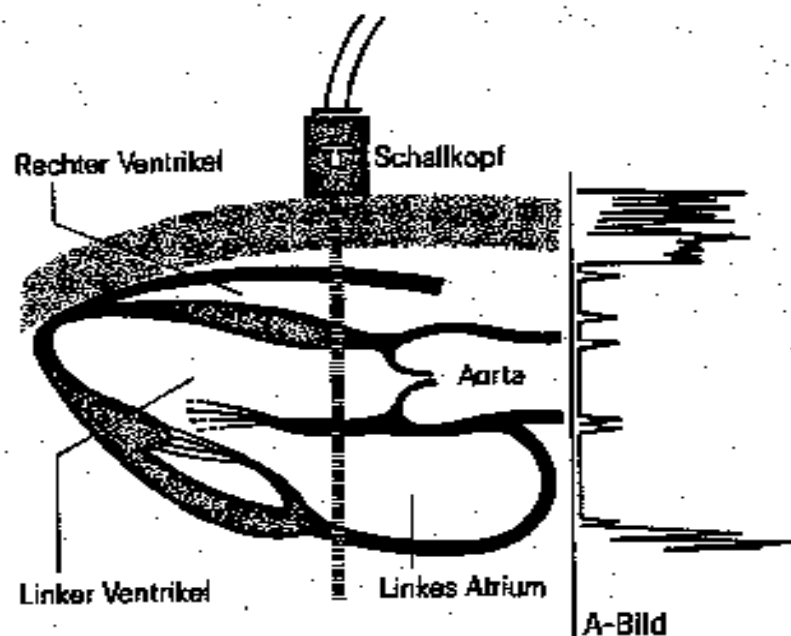


Bild 3: Darstellung der A-Bild-Technik

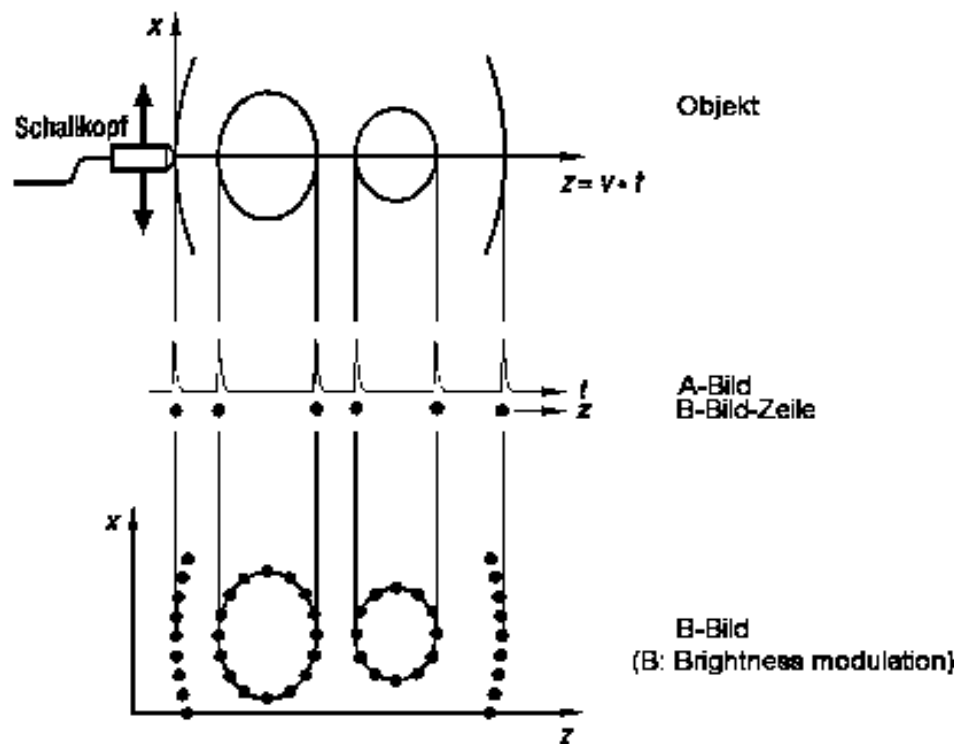


Bild 4: Darstellung der B-Bild-Technik

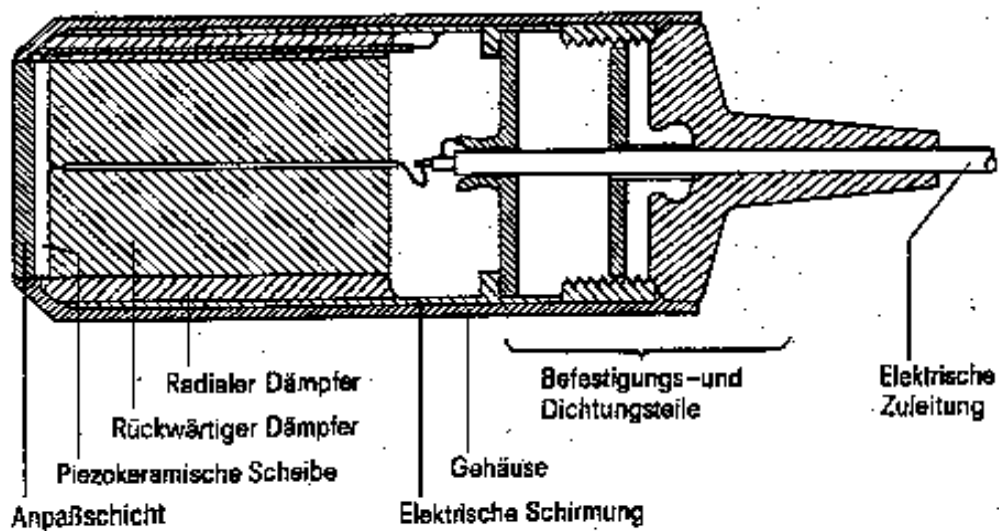


Bild 5 : Aufbau eines Ultraschallwandlers

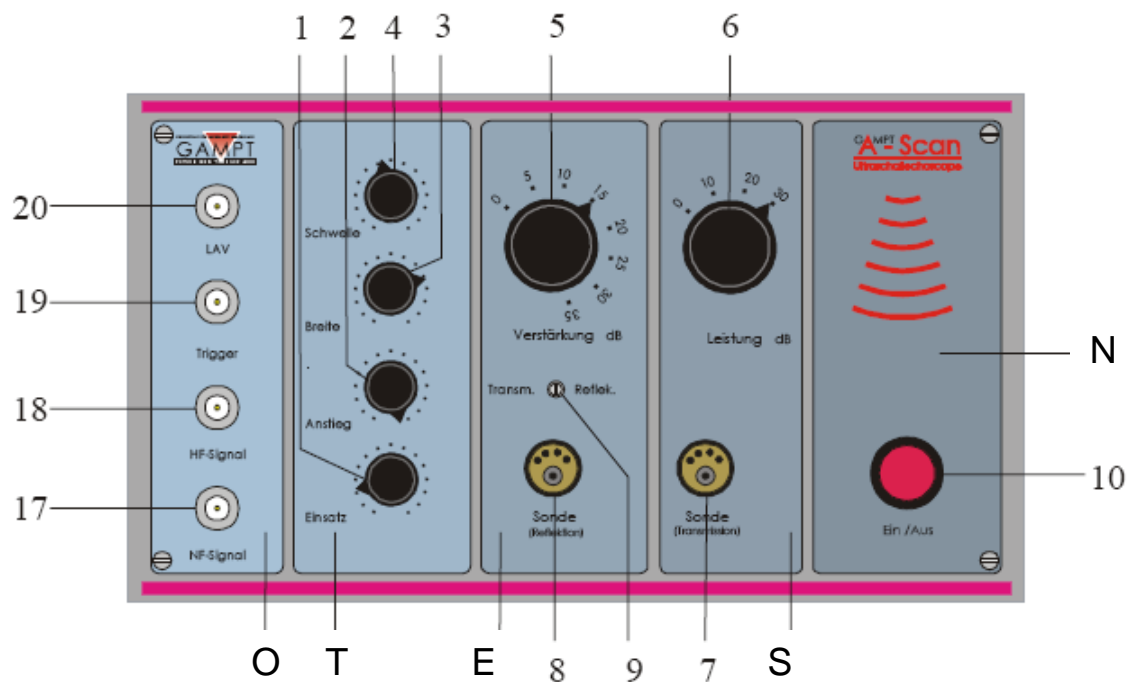


Bild 5: Frontplatte des Ultraschallgeräts:

N - Netzeinheit

S – Sendeeinheit, (6 Sendeleistung, 7 Sondenanschluss in Transmission)

E – Empfängereinheit, (5 Empfangsverstärkung, 8 Sondenanschluss bei Reflexionsmode, 9 Umschalter Reflexion-Transmission)

T – Taktgebereinheit für Laufzeit-abhängige Verstärkung, (1 Einsatzpunkt der TGC, 2 Anstiegssteilheit TGC, 3 Breite der TGC, 4 Schwellwert der TGC),

O – Ausgangsbuchsen für Oszilloskopanschluss

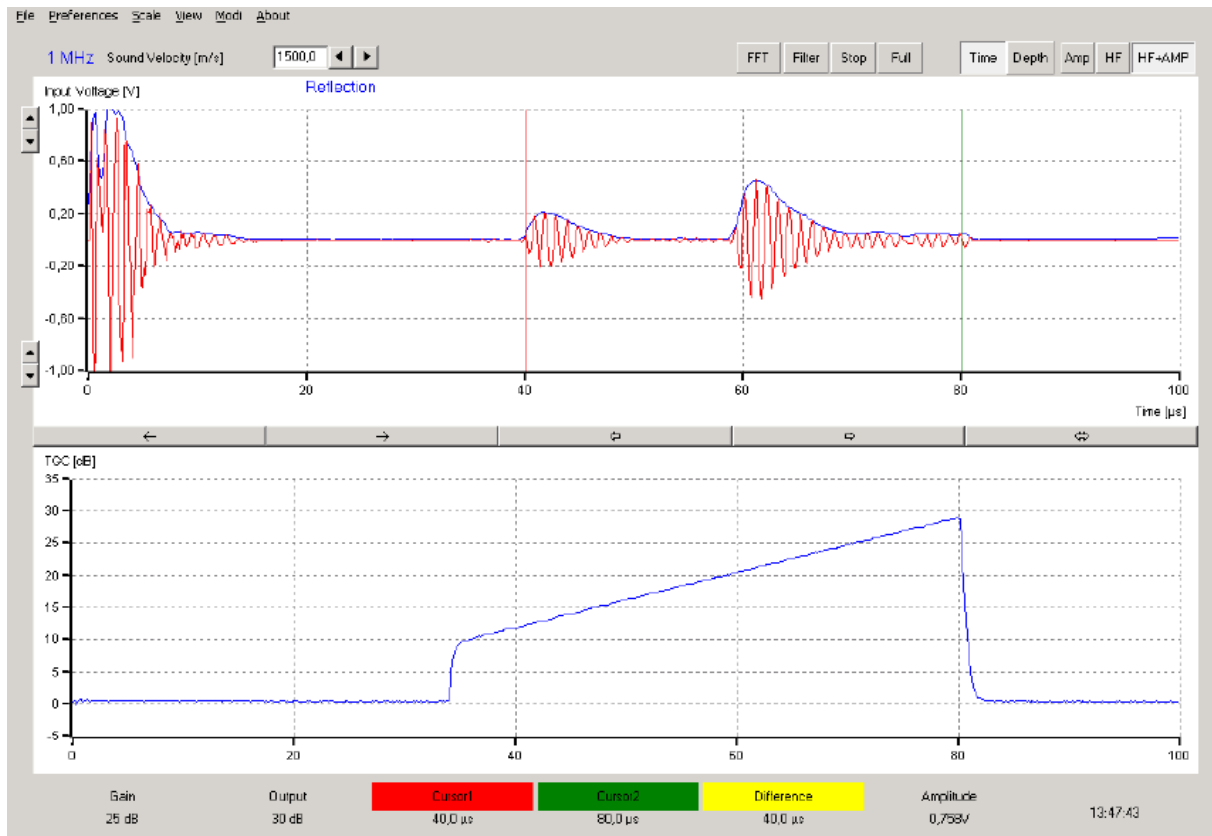


Bild 6: Bedienoberfläche des Hauptbildschirms.

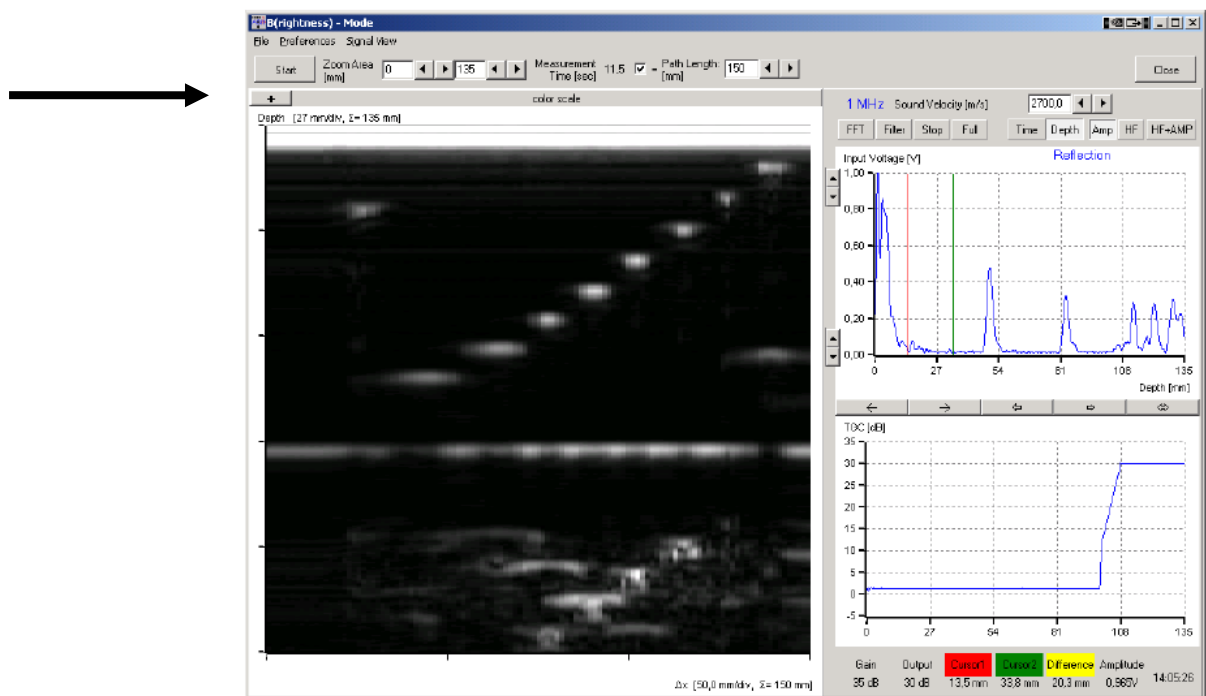


Bild 7: Darstellung des B-Bilds, der Pfeil markiert die Leiste color scale zum Einstellen von Farbe, Kontrast und Invertierung.

Substanz	c [m/s]	Dämpfung dB / cm
Glas	5900	
Eisen (Stahl)	5200	
PVC	2010	
Fett	1470	0,5
Muskel	1568	2
Knochen (kompakt)	3600	4 - 10
Wasser (20 C)	1492	0,002
Luft (NN)	331	

Tabelle 1: Typische Werte für Ausbreitungsgeschwindigkeiten und Dämpfungen des Ultraschalls ($f = 1$ MHz) in verschiedenen Materialien und Geweben.

Achtung: Wegen der geometrischen Dispersion der Longitudinalwellen hängt deren Phasengeschwindigkeit von den Abmessungen der Probe ab (siehe Anhang)

Hinweis: für Mediziner ist folgender Link zur Ultraschalldiagnostik interessant:

<http://isgnw.cs.uni-magdeburg.de/~regina/Ultraschall.html>

Anhang (für Physiker und Materialwissenschaftler):

Für Longitudinalwellen hängt im allgemeinen Fall die Schallgeschwindigkeit in Festkörpern von der Dichte ρ , der Querkontraktionszahl (Poissonzahl) μ und dem Elastizitätsmodul E des Festkörpers ab. Dabei spielt die Größe des Körpers eine Rolle (**geometrische Dispersion**). Falls die Querdimension des Körpers groß gegenüber der Schallwellenlänge ist, erhält man

$$c_{\text{Festkörper, longitudinal}} = \sqrt{\frac{E(1-\mu)}{\rho(1-\mu-2\mu^2)}}$$

Nur im Fall der Schallausbreitung in langen und dünnen Stäben, wenn der Stabdurchmesser klein gegenüber der Schallwellenlänge ist, hat die Querkontraktion keinen Einfluss auf die Schallausbreitung und man erhält die (oft in Tabellen angegebene) Schallgeschwindigkeit

$$c_{\text{longitudinal}} = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$