

Versuch 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 aus der Zeitspanne, die ein Ultraschallimpuls zum Durchlaufen einer bestimmten Wegstrecke braucht, die Schallgeschwindigkeit in unterschiedlichen Materialien (z.B. Aluminium, Kunststoff und Wasser).
- 1.2 In die Seitenwand eines Blocks aus Kunststoff bzw. Aluminium 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. Tragen Sie Stärke und Tiefe der gefundenen Ultraschallreflexe über dem Ort auf.
- 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 Nehmen Sie für geeignet gewählte Parameter (laufzeitabhängige Verstärkung, Tiefenbereich) ein B-Bild von einem Versuchskörper auf (wird vom Assistenten vorgegeben)

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

$$c = \lambda \cdot f \quad (1)$$

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.

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) verändert seine Form mit einer durch seine Geometrie bestimmten, ihm eigenen Resonanzfrequenz f_r und verursacht so im angekoppelten Medium Kompressionen und Dilatationen, die sich als Druckwellen mit der vom Material abhängigen 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 einer Schallwelle nimmt längs ihrer Ausbreitungsrichtung 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

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

wobei μ den Absorptionskoeffizienten bezeichnet. Typische Zahlenwerte finden sich in Tabelle 1. Bei biologischem Gewebe hängt der Absorptionskoeffizient näherungsweise linear von der Schallfrequenz f ab und beträgt etwa

$$1 \frac{\text{dB}}{\text{MHz} \cdot \text{cm}}$$

In der 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 wegen der geringeren Schwächung längere Wellen 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 0,1mm. Für tiefliegende Organe gelangen kleinere Frequenzen zur Anwendung. Eine Eindringtiefe von 25cm (d.h. ein Durchstrahlungsweg von 50cm 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 wieder. 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 Kathodenstrahl-oszilloskops, 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 piezoelektrischen Spannungen am Schallkopf als solche mit kurzer Laufzeit; Grenzflächen mit gleichem Reflexionsfaktor würden also auf dem Kathodenstrahl-oszillographen je nach Tiefe als Signal unterschiedlicher Amplitude dargestellt. Um zu einer gleichmäßigen Darstellung zu gelangen, erhöht man mit zunehmender Laufzeit die Verstärkung. (Diese laufzeitabhängige Verstärkung LAV 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 Schwingungen des Wandlers in die gekoppelte Untersuchungsregion weitergeleitet werden und sich

dort längs einer Linie ausbreiten. Die Scanverfahren unterscheiden sich nach der Art der Abtastung sowie der Darstellung:

Das **A-Bild-Verfahren** (Bild 2) liefert nur eindimensionale Information. Am häufigsten angewandt wird das **B-Bild-Verfahren** (von Brightness Modulation), siehe Bild 3. 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 angeregenden Wechselspannung übereinstimmt. Als Wandlermaterial verwendet man heute piezoelektrische Keramiken. Bevor sie ihre piezoelektrischen Eigenschaften zeigt, muß die Keramik polarisiert werden; das geschieht, indem man das Wandlerelement beidseitig mit Elektroden versieht, es stark erhitzt und anschließend unter Anlegen einer elektrischen Spannung wieder abkühlen läßt.

Der prinzipielle Aufbau eines Wandlers ist in Bild 4 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 *Anpaßschicht*, 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 ein Fluid 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 PC-gestütztes Ultraschallgerät GAMPT-Scan
- 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
- Verschiedene Blöcke aus unterschiedlichen Materialien

Das Ultraschallgerät, bestehend aus Sende- und Empfangseinheit sowie Taktgeber, ist in einen PC eingebaut, der die Signaldarstellung sowie die Auswertung übernimmt. In Bild 5 ist die Frontplatte der Ultraschalleinheit mit den Bedientasten skizziert. Bild 6 zeigt schematisch das Monitorbild. Dieses ist dreigeteilt.

Im oberen Teil werden die Ultraschallsignale auf der Zeitskala (bzw. nach Eingeben der Schallgeschwindigkeit auf der Längenskala) dargestellt. Die Signale können entweder als Hochfrequenzsignal (HF), Einhüllende der Amplituden (A) oder als Summe beider (All) dargestellt werden.

Ein darunter angebrachter Laufbalken f ermöglicht die Auswahl eines Bereichs mit gestreckter Abzissenskala (Zoom).

Im unteren Bereich wird der Zeit- (bzw. Orts-) verlauf der laufzeitabhängigen Verstärkung dargestellt. Dieser kann an die empfangene Signalstruktur zweckmäßig angepaßt werden.

Bei Auswahl des B-Bild-Modus wird eine zweidimensionale Tiefenverteilung der Ultraschallsignale eingeblendet.

- 3.1 Für die Bestimmung der Schallgeschwindigkeit wird mit Meßschieber bzw. Lineal die Dicke der Untersuchungsobjekte gemessen. 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 Echoordnungen 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 seitlichen Flächen 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 höherauflösenden (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 bemaßen.

Substanz	c [m/s]	Dämpfung dB / MHz·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 von Schallgeschwindigkeit und Dämpfung

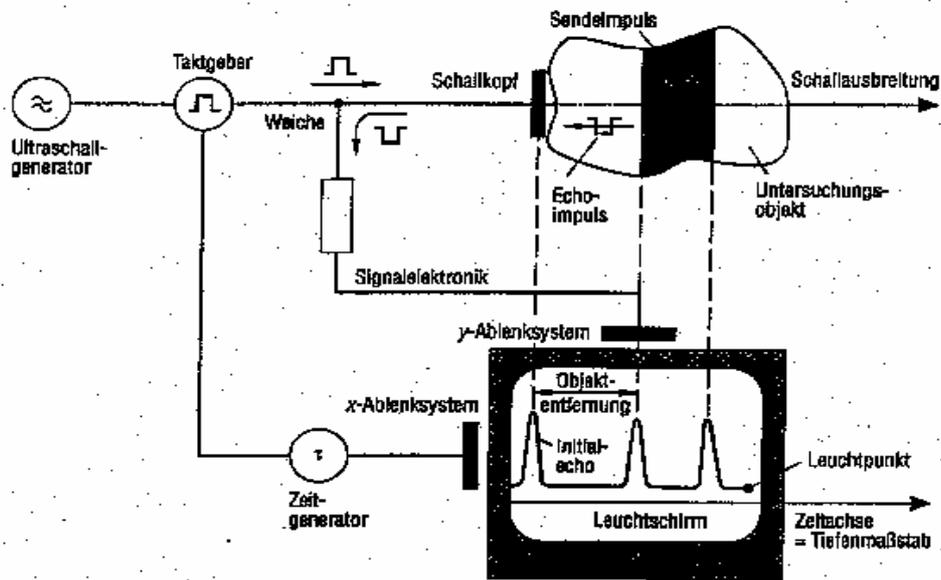


Bild 1: Grundschriftplan des Impuls-Echo-Geräts

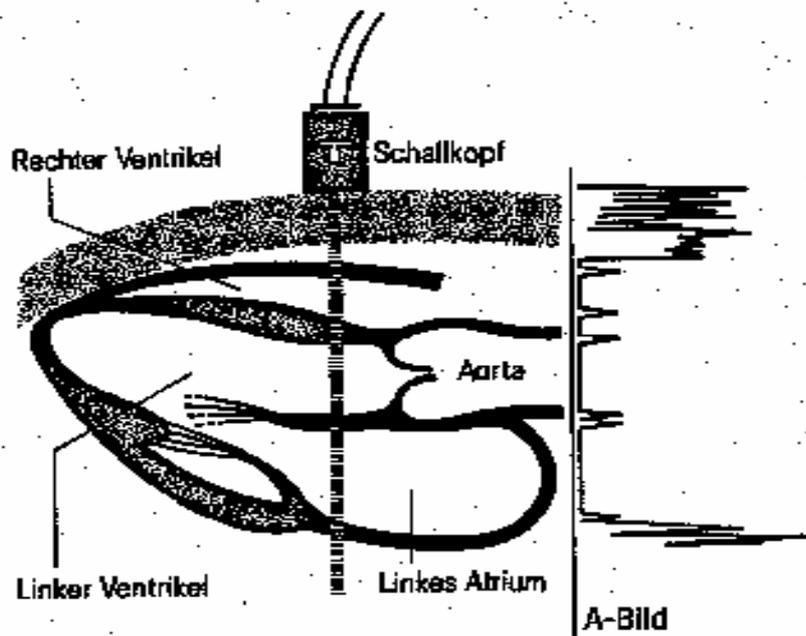


Bild 2: Darstellung der A-Bild-Technik

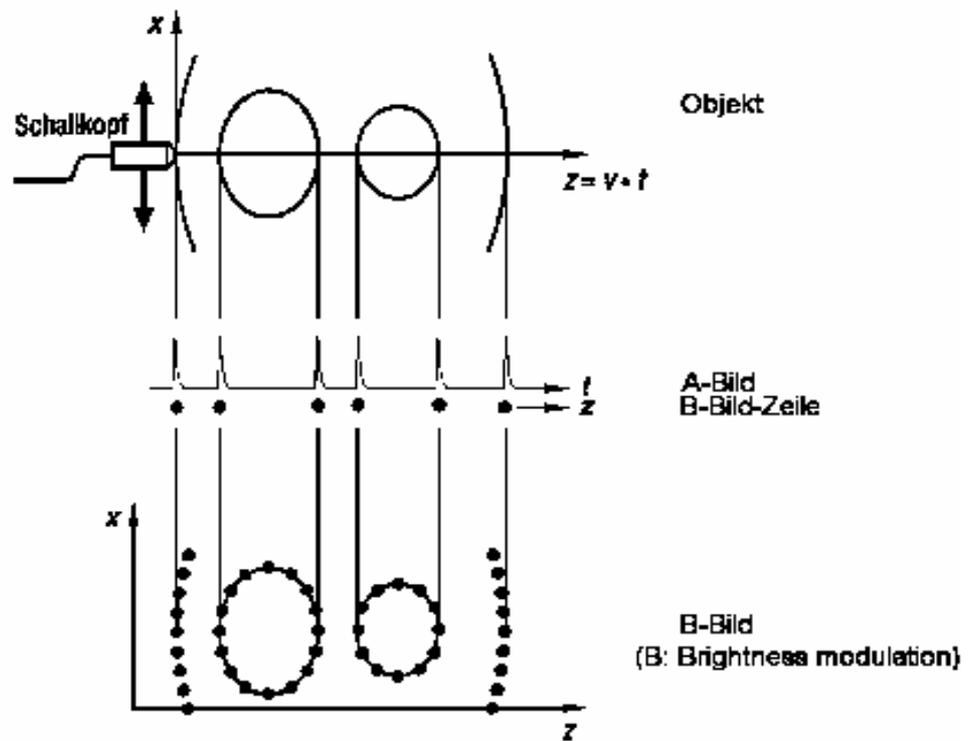


Bild 3: Darstellung der B-Bild-Technik

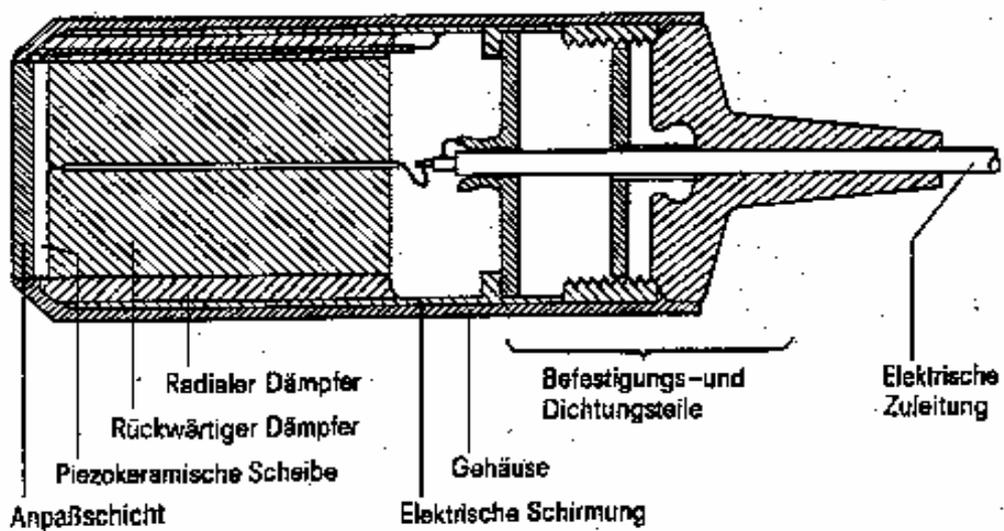


Bild 4: Aufbau eines Ultraschallwandlers

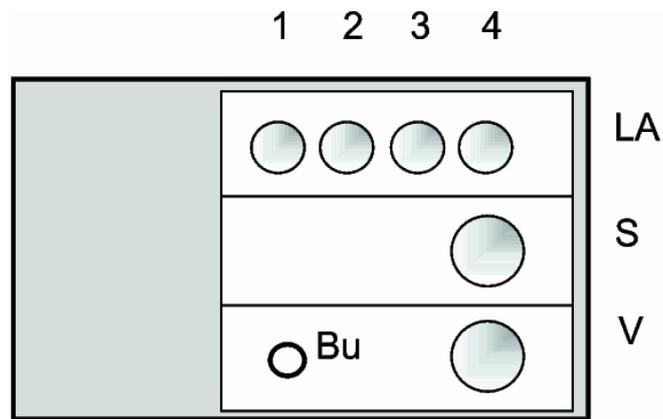


Bild 5: Frontplatte der Ultraschalleinheit: LA-Taktgebereinheit (1 Einsatzpunkt der LAV, 2 Anstiegssteilheiten der LAV, 3 Breite der LAV, 4 Schwellwert der LAV), S-Sendeeinheit, V-Empfangseinheit (Bu Buchse für Transduceranschluß).

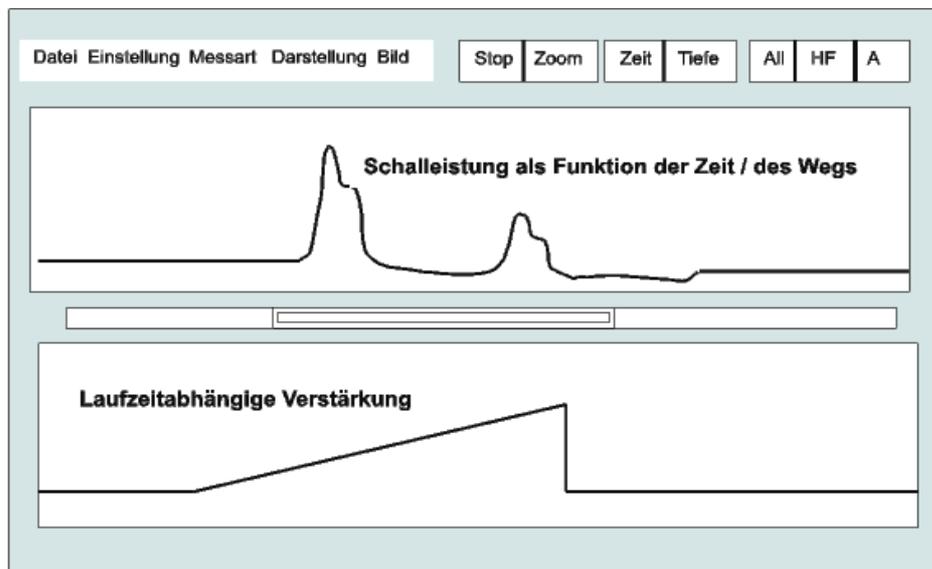


Bild 6: Dreigeteiltes Monitorbild oben: Signalverlauf; mitte: Laufbalken für Ausschnittvergrößerung; unten: LAV.