

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 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 Kunststoff-Blocks 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 für zwei verschiedene Ultraschallfrequenzen auf und interpretieren Sie es bzgl. Tiefenreichweite und das Auflösungsvermögen!
- 1.3 Zusatzaufgabe Augenmodell: Untersuchen Sie ein Augenmodell und bestimmen Sie die Dicke der Linse sowie den Abstand Linse – Retina.
- 1.4 Zusatzaufgaben (A) Auflösungsstest & (B) unbekannter Testblock: Zur Bestimmung der Tiefenreichweite und dem Auflösungsvermögen verwenden Sie ein Ultraschall-Testphantom-Block mit dessen Hilfe Sie beide Größen für zwei Ultraschallfrequenzen genauer analysieren können. Bestimmen Sie außerdem qualitativ die Form einer 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 und rekonstruieren Sie die Form der inneren Ausfräsung!

2. Grundlagen

Stichpunkte:

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

2.1 Schallwellen

Schallwellen sind periodische Druck- bzw. Dichteänderungen in einem Medium (z.B. Luft, Wasser oder Festkörper), die sich in diesem mit der Phasengeschwindigkeit c ausbreiten. Die Phasengeschwindigkeit wird oftmals einfach als Schallgeschwindigkeit bezeichnet. Die resultierende Wellenlänge λ im jeweiligen Medium wird mittels

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

bestimmt, wobei die Frequenz f durch die Schallquelle vorgegeben ist und die Phasengeschwindigkeit c von den Stoffeigenschaften des Mediums abhängt.

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.

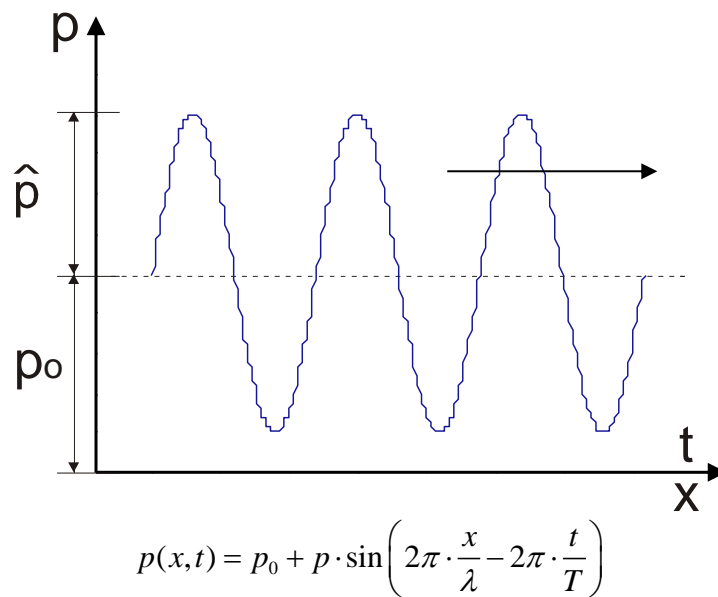


Bild 1: Ein Wellenzug einer Schalldruckwelle $p(x,t)$ mit der Wellenlänge λ , der Frequenz $f = 1/T$ und der maximalen Druckamplitude \hat{p} sind in einem Diagramm dargestellt. Der Ort x bzw. die Zeit t sind auf der Abszisse aufgetragen. Der mittlere Druck im Medium (ohne Schalleinwirkung) ist p_0 . Die Gleichung beschreibt die Ausbreitung der Druckwelle in Raum (x) und Zeit (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. das **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 (ein 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 I 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

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

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.

Achtung: Der Schalldruck p (Effektivwert) ist eine Schallfeldgröße (und hat die Einheit des physikalischen Drucks: Pascal), die Schallintensität I ist eine Schallenergiegröße (und hat die Einheit einer Leistungsdichte: W/m^2). Es lassen sich beide Größen ineinander umrechnen, wenn die Schallkennimpedanz Z_0 eines Mediums (bzw. Gewebes) bekannt ist.

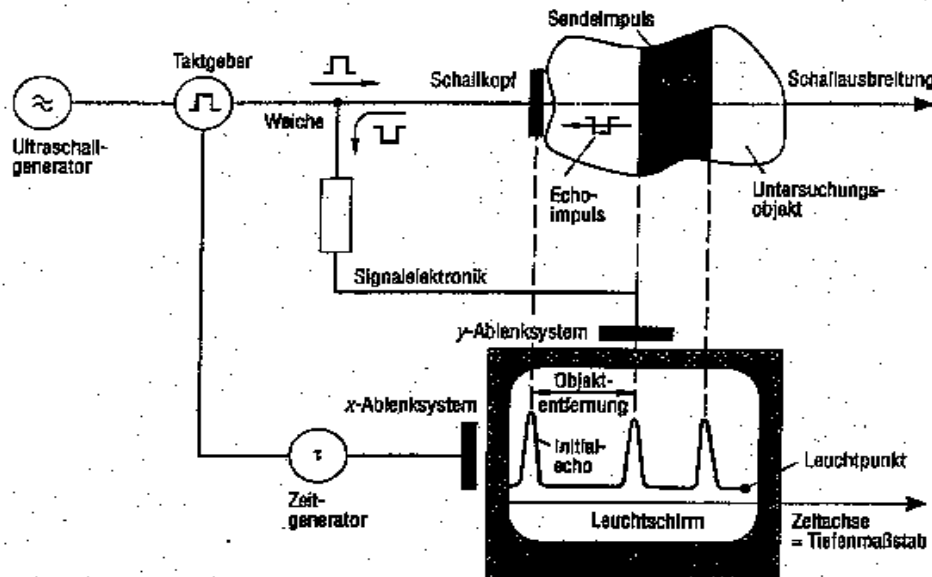


Bild 2: Grundschriftplan des Impuls-Echo-Geräts.

2.2 Impuls-Echo-Verfahren

2.2.1 Prinzip des Impuls-Echo-Verfahrens

Ultraschallsensoren werden heutzutage z.B. für verschiedene Abstandsmessungen oder in der zerstörungsfreien Untersuchung in der Industrie verwendet.

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 2 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. 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 Bildschirm 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 **kleinste auflösbare Struktur** $\Delta z = \lambda / 2$. 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 Bildschirm 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 (z.B. in z-Richtung = Einstrahlrichtung). Anwendung findet zum Beispiel das A-Bild-Verfahren in der Ophthalmologie (Augenheilkunde), in dem der Ultraschall zur biometrischen Erfassung des Auges genutzt wird, d. h. zur Bestimmung von Abständen im Auge. So ist der Abstand zwischen Hornhaut und Iris eine wichtige Größe für die Berechnung der Eigenschaften einer künstlichen Linse, wie sie Patienten mit grauem Star implantiert wird. Auch wenn heute neue Methoden mit Laserlicht oder das Ultraschall-B-Bild-Verfahren zum Einsatz kommen, bieten Laufzeitmessungen der Ultraschallechos eines A-Scans am Auge eine einfache Möglichkeit zur Vermessung des Auges.

Am häufigsten angewandt wird das **B-Bild-Verfahren** (von *Brightness Modulation*), siehe Bild 4. Das B-Bild ergibt sich aus einer Aneinanderreihung von A-Bildern, wenn der Schallkopf quer zur Strahlrichtung verschoben wird. Der Schallstrahl wird also nach jedem Sendeimpuls in der darzustellenden Ebene senkrecht zur Körperoberfläche (in x-Richtung) verschoben. Die empfangenen Echoamplituden modulieren die Helligkeit entlang der Strahlrichtung 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*. Werden bestimmte aus Ionen aufgebaute Kristalle, z.B. Quarz, strukturell deformiert, so verschieben sich die Ladungen im Inneren, so dass eine Aufladung der Oberfläche beobachtbar wird. Umgekehrt deformieren sich diese Kristalle mechanisch, wenn eine Spannung angelegt wird. 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.

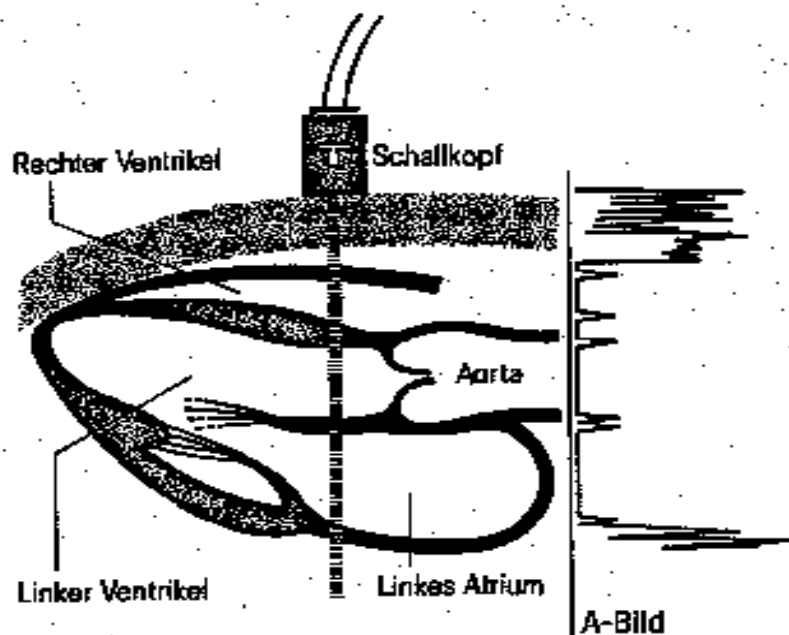


Bild 3: Darstellung der A-Bild-Technik: Untersuchung am Herzen.

Der prinzipielle Aufbau eines Wandlers ist in Bild 5 dargestellt. Da in der Diagnostik meist nur kurze Schallimpulse zum Einsatz kommen, wird die Eigenresonanz des Wandlers durch einen *Dämpfungskörper* geschwächt. Dadurch vermindert sich das mechanische Nachschwingen nach dem Abschalten des elektrischen Anregungsimpulses, 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 eine Flüssigkeit mit geeignet großer Schallimpedanz überbrückt (z.B. Wasser oder Ultraschall-Gel, beide wirken als akustische Immersion).

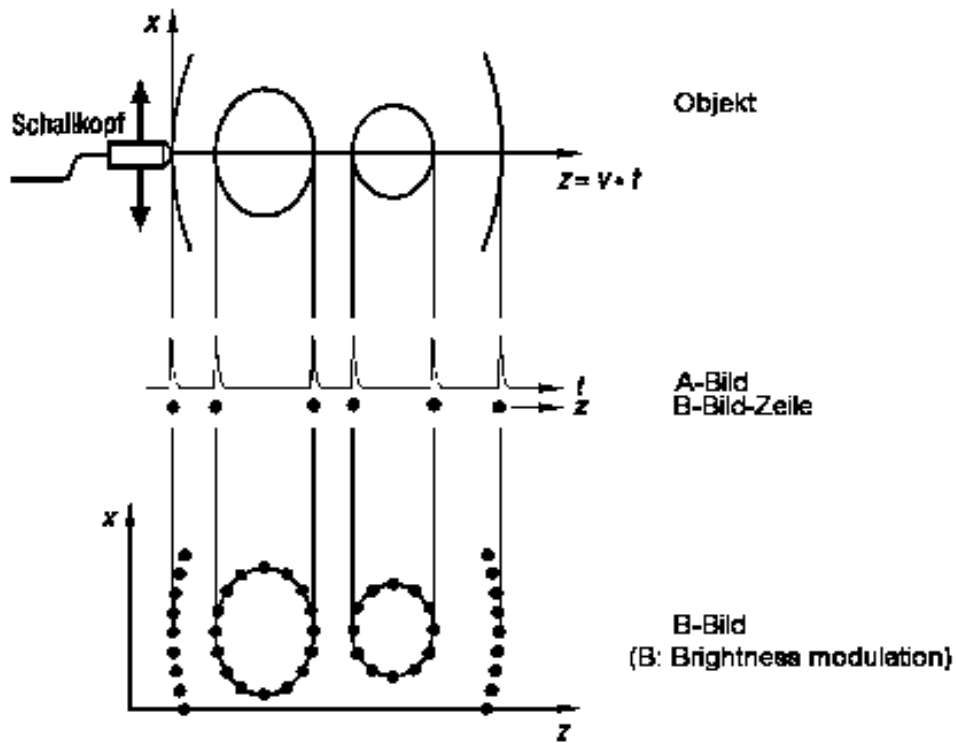


Bild 4: Darstellung der B-Bild-Technik.

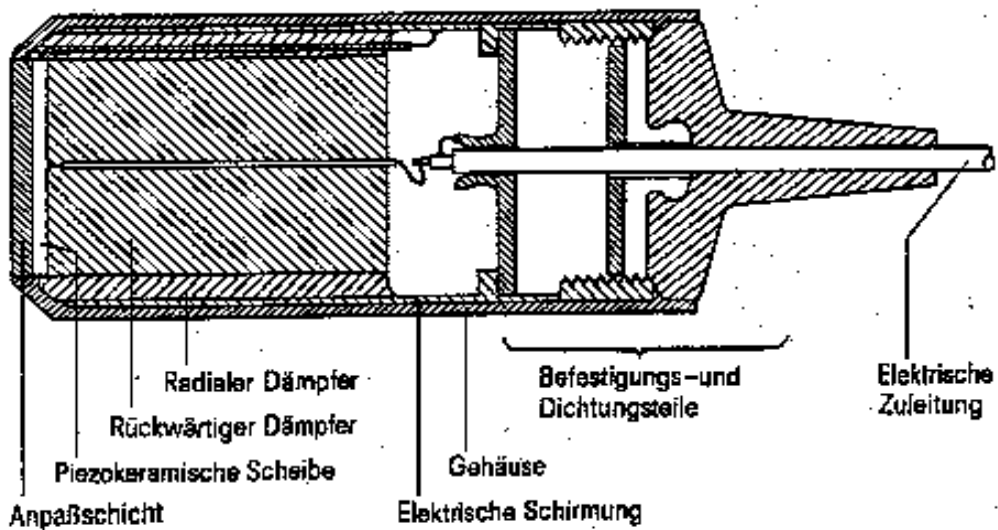


Bild 5 : Aufbau eines Ultraschallwandlers.

3. Versuchsdurchführung

Am Messplatz befinden sich die folgenden Geräte und Zubehör:

- 1 Ultraschallgerät GAMPT mit zwei Schallköpfen (1 und 4 MHz),
- 1 Tube Ultraschall-Gel,
- 1 Wasserbecken mit verstellbarer Reflektorplatte,
- 1 durchsichtiger Piacrylblock mit Bohrungen,
- 1 Ultraschalltestphantom-Block,
- 1 Augenmodell

sowie verschiedene Ultraschall-Test-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. Am Platz werden Sie in die Bedienung des Gerätes eingewiesen. Eine Kurzfassung befindet sich im Anhang.

- 3.1 Für die Bestimmung der Schallgeschwindigkeit mittels dem A-Bild-Verfahren wird die Dicke der Testblöcke 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 Cursorlinien (grün & rot). Das Ausmessen höherer Echo-Ordnungen verbessert die Messgenauigkeit, jedoch sind die Reflexionen vom Ultraschallkopf selber (= Intensitäten bei sehr kleinen Echolaufzeiten) NICHT zu verwenden. Die Messungen für die Testblöcke sind mit beiden Messköpfen (1 & 4 MHz) durchzuführen. Die Schallgeschwindigkeit in Festkörperproben ist nach Gl.2 zu berechnen. Die Bestimmung der Wellenlänge λ erfolgt für beide Wandler über die Gl.1.

Zur Bestimmung der Schallgeschwindigkeit in Wasser ist die Echolaufzeit t als Funktion des Reflektorabstands (der Reflektorposition) z grafisch darzustellen. Aus dem *Anstieg der sich ergebenden Geraden* ist die Schallgeschwindigkeit unter Angabe der Messunsicherheit zu berechnen. Für diese Aufgabe ist der Full-Time-Modus zu verwenden, um die Reflektorwand bis mindestens 16cm Abstand platzieren zu können. Es sollten mindestens 10 Messwerte aufgenommen werden.

- 3.2 Für das Verständnis des B-Bild-Verfahrens ist zunächst der Piacrylblock (durchsichtige Kunststoffblock) mit sichtbaren Bohrungen zu nutzen. Die Sonde wird langsam über den Block gezogen und damit die Entstehung des B-Bildes aus dem computergestützten Zusammenfügen aller A-Scans am Bildschirm in Echtzeit verfolgt. Mit einem Fine-Tuning der Bewegungsgeschwindigkeit und der Kontrastdarstellung des Ergebnisbildes wird für beide Messfrequenzen ein Bildschirmausdruck erstellt. Bemaßen Sie es bzgl. Tiefenreichweite und Auflösungsvermögen! Diskutieren Sie die Unterschiede für beide Messfrequenzen!
- 3.3. Um die innere Struktur (im eindimensionalen Fall) des Augenmodells zu bestimmen, wird die Ultraschallsonde direkt auf die Modellaugenlinse aufgesetzt. Hier muss unbedingt Kontaktgel verwendet werden. Zur Berechnung der Schallwege aus den gemessenen Schalllaufzeiten ist zu beachten, dass in der Hornhaut, der Linse, der Glaskörperflüssigkeit oder den anderen Bereichen des Auges unterschiedliche Schallgeschwindigkeiten auftreten. Im bereitgestellten Augenmodell beträgt die Schallgeschwindigkeit in der Linse etwa 2500 m/s und in der Glaskörperflüssigkeit etwa 1410 m/s. Eine schematische Abbildung des Modellinneren ist in Bild 6 dargestellt. Diskutieren Sie, ob die Ergebnisse in cm im Vergleich zur Größe des Modells sinnvoll sind!

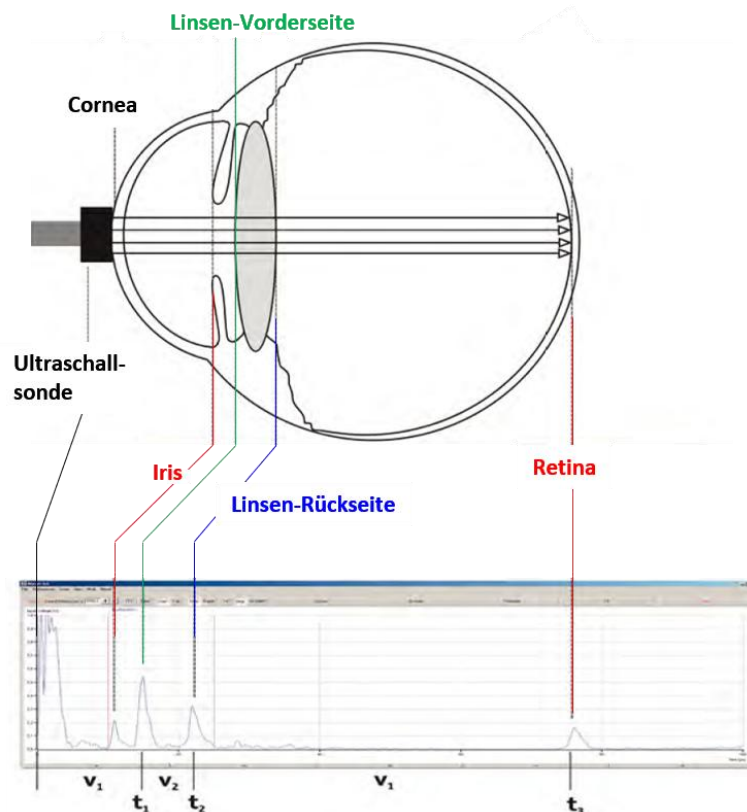


Bild 6: Schematische Darstellung der inneren Struktur des Augenmodells und der zu erwartenden Schallechos bei einer Frequenz von 2 MHz.

- 3.4 (A) Nutzen Sie zur Bestimmung der Tiefenreichweite und dem Auflösungsvermögen (in Tiefe und lateral) einen bemaßten Ultraschall-Testphantom-Block. In diesem sind definierte kleine Teststrukturen eingebettet mit dessen Hilfe Sie die physikalischen Größen für zwei Ultraschallfrequenzen genauer analysieren können. Ultraschall-Test-Phantome werden zur Qualitätssicherung und zur routinemäßigen Kontrolle der Genauigkeit und Leistungsfähigkeit von bildgebenden Ultraschallsystemen verwendet. Überprüfen Sie Ihre Messergebnisse bzgl. des Auflösungsvermögens mit den theoretisch berechneten Größen! Bestimmen Sie außerdem die Schallgeschwindigkeit im Testkörper! Wie groß ist der Messfehler (in %), wenn als Schallgeschwindigkeit im Testkörper ein üblicher Mittelwert von 1540m/s für menschliches Gewebe angenommen wird, der in vielen medizinischen Ultraschallsystemen als Standardwert verwendet wird?

(B) Die Schmalseiten der Probekörper (= graue Kunststoffblocks mit unbekannter innerer Struktur) 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 4-MHz-Kopfes ist nachzuprüfen, ob eventuell dicht benachbarte Fehlstellen vorliegen.

Anhang

Anhang 1: Bedienung des Ultraschallgerätes GAMPT:

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:

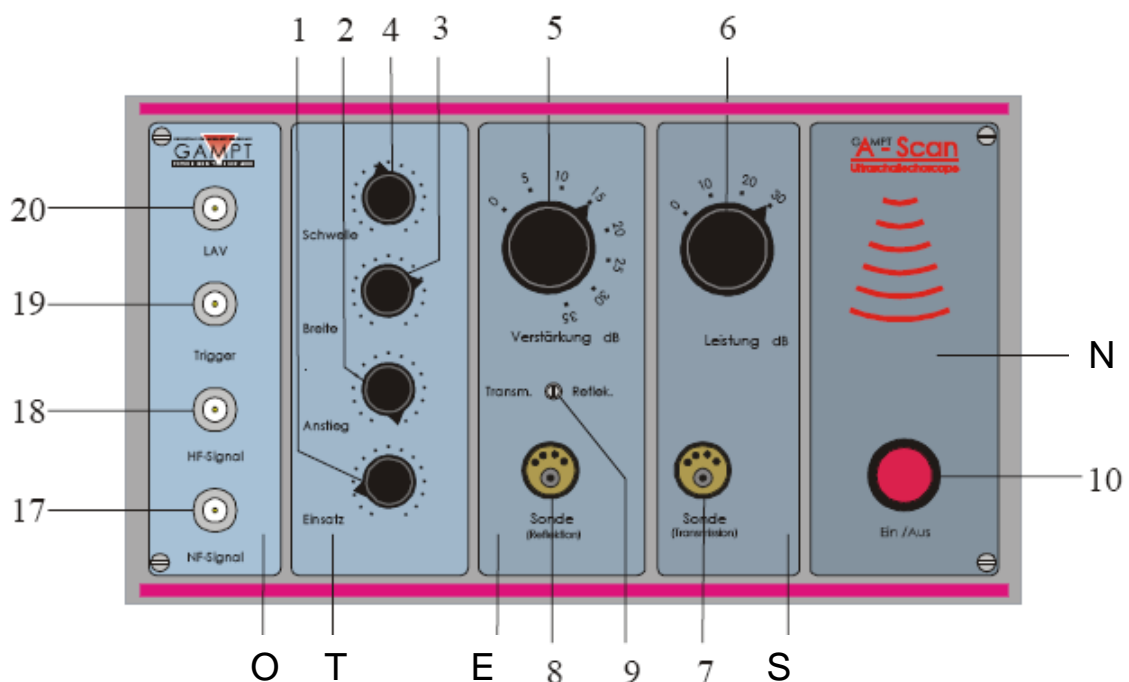


Bild 6: Frontplatte des Ultraschallgeräts:

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

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 A-Scan-Bilds kann mit der Stop Taste angehalten werden (mit Start wird wieder aktiviert).

Mit den Tasten Half / Full kann der Messbereich zwischen 100 μs und 200 μs 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.

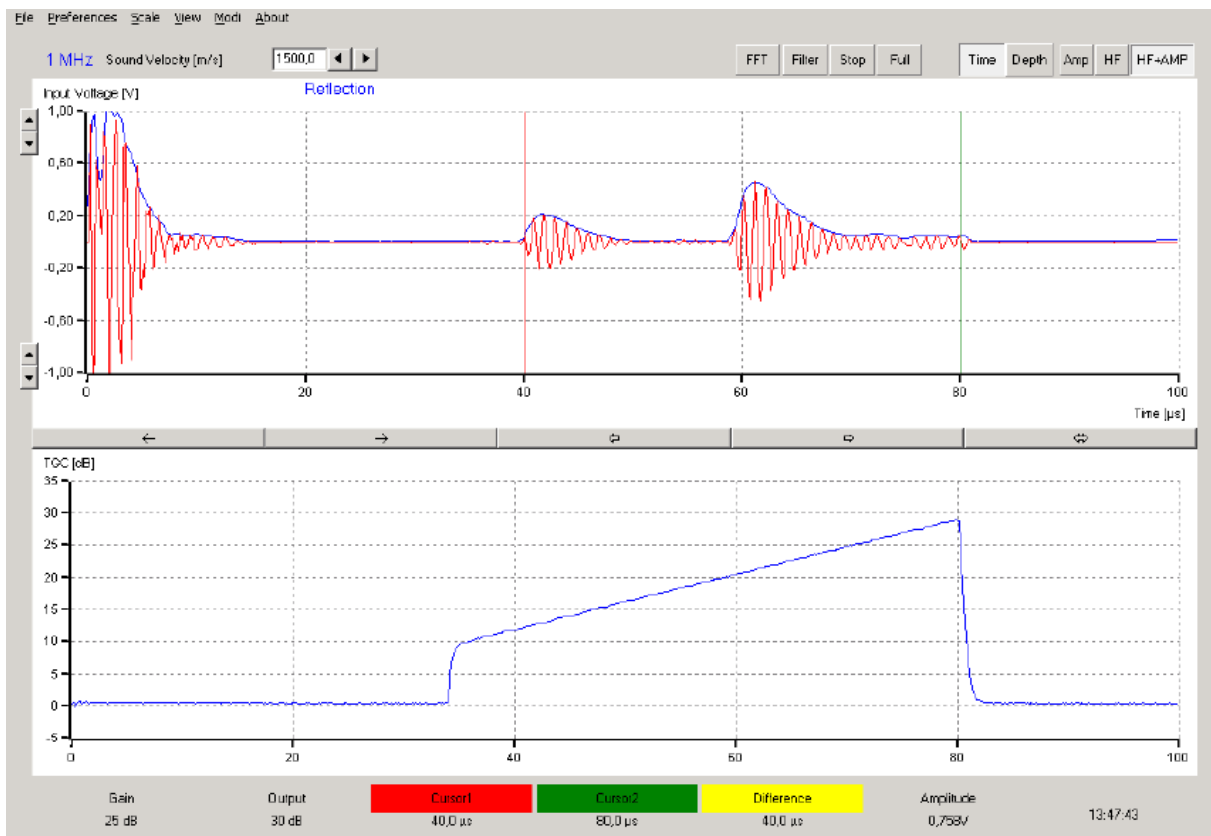


Bild 7: Bedienoberfläche des Hauptbildschirms.

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 8). Nach Drücken der Taste Start ist der Wandler gleichmäßig über das Objekt zu bewegen. Die Messung wird mit Stop beendet. Auf der Ordinatennachse 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.

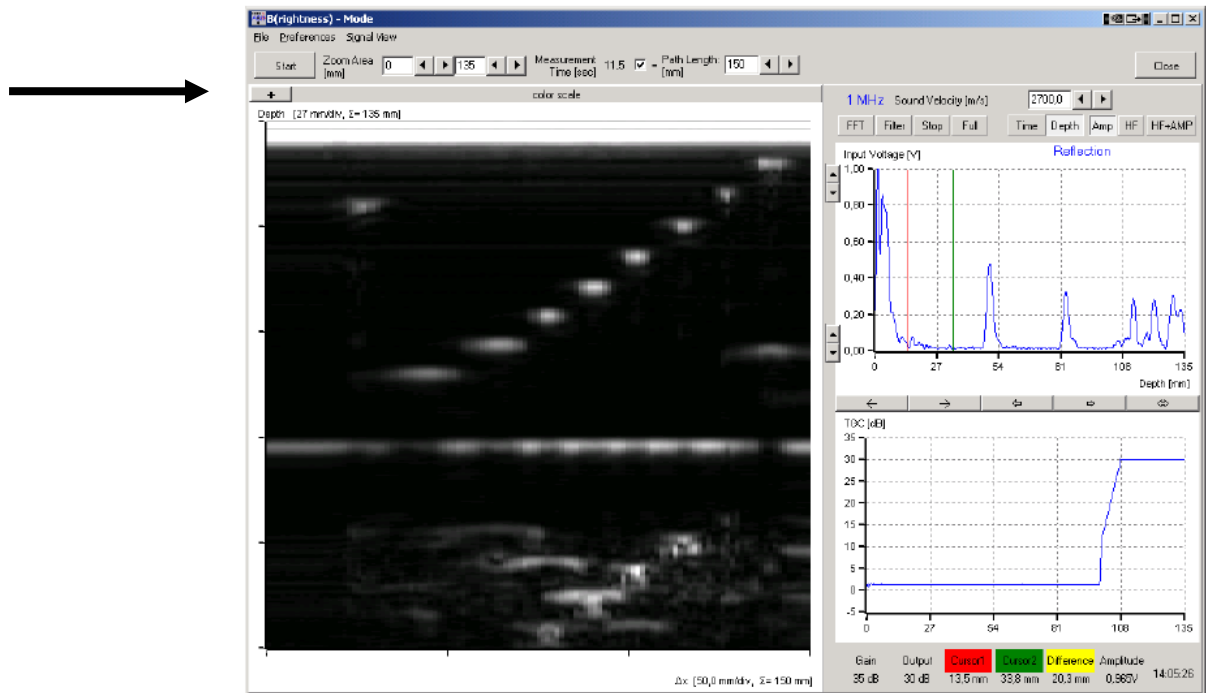


Bild 7: Darstellung des B-Bilds, der Pfeil markiert die Leiste color scale zum Einstellen von Farbe, Kontrast und Invertierung.

Anhang 2: Typische Werte für Schallgeschwindigkeiten in verschiedenen Materialien

| Substanz | c [m/s] | Dämpfung in 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).

Anhang 3: Zusammenhang zwischen Schallgeschwindigkeit und Elastizitätsmodul (für Physiker und Materialwissenschaftler)

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.

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

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

Anhang 4: Hilfsmaßeinheit Bel

Die Hilfsmaßeinheit Bel (oder Dezibel = 1/10 von Bel) wird zur Kennzeichnung des dekadischen Logarithmus des Verhältnisses zweier gleichartiger Energie- oder Leistungsgrößen (z.B. Ausgangsgröße zur Eingangsgröße) verwendet. In der Elektrotechnik und der Akustik dient es der Angabe eines Dämpfungsmaßes oder eines Leistungspegels.

Anhang 5: Schalldruckpegel

Als Schalldruckpegel wird der dekadische Logarithmus des quadratischen Verhältnisses zwischen dem Effektivwert des gemessenen Schalldrucks und dem in der Akustik gebräuchlichen Bezugswert von 20 μPa definiert.

Für Interessierte:

Umrechnungen von Schallkenngrößen, wie Schallintensität, Schalldruck und ihre Pegel:

<https://sengpielaudio.com/Rechner-schallgroessen.htm>

<https://sengpielaudio.com/SchalldruckInSchallintensitaetFormel.pdf>