

# 8 Ultraschall

Literatur zu diesem Kapitel

- Bildgebende Verfahren in der Medizin O. Dössel Springer-Verlag

## 8.1 Grundlagen

### 8.1.1 Definition und Motivation

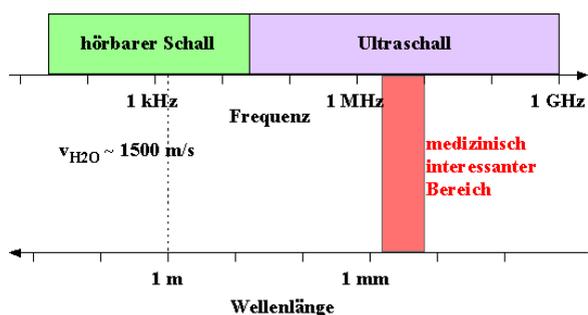


Abbildung 8.1: Frequenzen und Wellenlängen von Schall und Ultraschall.

Als Ultraschall bezeichnet man Schallwellen mit Frequenzen oberhalb des Hörbereichs, d.h. ab etwa 20 kHz. Die höchsten heute technisch realisierbaren Schallfrequenzen liegen bei etwa 1 GHz. Für die medizinische Diagnostik sind vor allem Frequenzen im Bereich von einigen MHz interessant: unterhalb 2 MHz ist die Auflösung zu gering, oberhalb von etwa 10 MHz ist die Absorption in Gewebe zu stark.

Ultraschall wird in der Medizin für diagnostische wie auch für therapeutische Zwecke eingesetzt. Hier diskutieren wir die allgemeinen Grundlagen sowie die diagnostischen Anwendungen; therapeutische Anwendungen werden nur kurz angesprochen. Geeignet ist die Technik insbesondere für die Abbildung von weichen Organen.

In Wasser und menschlichem Gewebe beträgt die Schallgeschwindigkeit etwa 1500 m/s. Bei Frequenzen im Bereich von einigen MHz ist deshalb die Wel-

lenlänge im Bereich von  $< 1 \text{ mm}$ . Damit kann man erreichen, dass sich Ultraschall im Gewebe wie ein optischer Strahl ausbreitet; er kann fokussiert, reflektiert, gestreut und absorbiert werden. Sofern mindestens einer dieser Effekte in einem Organ anders abläuft als in der Umgebung ist somit prinzipiell eine Abbildung möglich.



Abbildung 8.2: Ultraschall-Anwendungsgerät und 3D-Bild.

Das Interesse an der Ultraschalldiagnostik basiert vor allem auf 2 Aspekten: Die Technik ist nicht-invasiv und sie ist relativ preisgünstig. Die Geräte sind klein und können damit praktisch überall eingesetzt werden, z.B. auch im Operationssaal.

### 8.1.2 Historisches

Die Voraussetzungen für Bildgebung mit Hilfe von Ultraschall wurden Ende des 19. Jh. mit der Entdeckung des piezoelektrischen Effekts geschaffen. In den 20er- und 30er Jahren des letzten Jahrhunderts gelang es, nutzbare Piezowandler zu entwickeln. Zu den ersten Anwendungen gehörten in-vitro Versuche an biologischen und medizinischen Materialien. Erste Versuche am menschlichen Schädel wurden 1937 durchgeführt; aufgrund der komplizierten Struktur des Schädels und der hohen Absorption waren diese aber nicht sehr erfolgreich.

Klinische Anwendungen der Ultraschalldiagnostik wurden nach 1945 entwickelt. Inzwischen existieren unterschiedliche Techniken (1-, 2- und 3-dimensional, Doppler etc.) und neben der Diagnostik werden auch therapeutische Anwendungen verfolgt.

	$c$ [m/s]	$Z$ [ $\text{g cm}^2 \text{c}$ ]	$\rho$ [ $\text{g/cm}^3$ ]
Luft	331	43	0.013
Wasser	1492	$1.48 \cdot 10^5$	0.9982
Fett	1470	$1.42 \cdot 10^5$	0.97
Hirn	1530	$1.56 \cdot 10^5$	1.02
Muskel	1568	$1.63 \cdot 10^5$	1.04
Knochen	3600	$6.12 \cdot 10^5$	1.7

Abbildung 8.3: Schallgeschwindigkeit und Schallimpedanz in verschiedenen Geweben.

## 8.2 Schallausbreitung

### 8.2.1 Schallwellen

Im Kapitel 4 (Ohr) hatten wir die Wellengleichung für den Druck hergeleitet. In einer Dimension lautet sie (siehe Gl. (4.9))

$$\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = c^2 \cdot \frac{\partial^2 p}{\partial x^2}.$$

Als Funktion von Dichte  $\rho_0$  und Kompressionsmodul  $K$  beträgt die Phasengeschwindigkeit

$$c = \sqrt{K/\rho_0}. \quad (8.1)$$

Dabei ist der Kompressionsmodul  $K$  definiert über  $\partial p = -K \frac{\partial V}{V}$ , d.h. als reziproke Kompressibilität. Als Funktion der isothermen Kompressibilität

$$\beta_T = -\frac{1}{V} \frac{\partial V}{\partial p}$$

ist die Schallgeschwindigkeit somit

$$c = \sqrt{\frac{1}{\rho \beta_T}}.$$

In Wasser bei Atmosphärendruck und einer Temperatur von 20° C beträgt die Schallgeschwindigkeit 1482.7 m/s.

Aufgrund der hohen Frequenzen ist die Wellenlänge  $\lambda = c/v$  von Ultraschall relativ klein: Im Bereich von 1-40 MHz variiert sie von 1.5 mm bis 38  $\mu\text{m}$ . Dadurch ist die Wellenlänge häufig klein im Vergleich mit typischen Dimensionen des Objektes. Es ist dann möglich, die Schallausbreitung in guter Näherung mit Hilfe von ebenen Wellen zu beschreiben.

### 8.2.2 Schalldruck und Schallimpedanz

Wie in Kapitel 4 diskutiert, ist die zeitliche Ableitung  $\partial \chi / \partial t$  der Auslenkung  $\chi$ , d.h. die lokale Geschwindigkeit der Teilchen, ebenfalls eine Welle, deren Amplitude als Schallschnelle  $v_0$  bezeichnet wird, wobei  $v_0 = \omega \chi_0$ .

Für die **Schallimpedanz**, d.h. das Verhältnis von Schalldruck zu Schallschnelle, findet man

$$Z = \frac{\Delta p_0}{v_0} = \sqrt{K \rho_0} = c \rho_0.$$

Für den letzten Schritt wurde (8.1) nach  $K = c^2 \rho_0$  aufgelöst. Die Schallimpedanz spielt beim Ultraschall eine ähnliche Rolle wie die Impedanz in der Elektronik. In Flüssigkeiten und Gasen ist  $Z$  in guter Näherung reell, die Druckänderung und die Schallschnelle laufen also in Phase und die Absorption ist gering.

Die Intensität einer Schallwelle, d.h. der Energietransport pro Fläche und Zeiteinheit, ist

$$j = \frac{\text{Kraft} \cdot \text{Weg}}{\text{Fläche} \cdot \text{Zeit}} = p \cdot c.$$

Mit Hilfe der kinetischen Energiedichte  $\rho v_0^2 / 2$  können wir die Schallintensität auch schreiben als

$$j = \frac{\rho c v_0^2}{2} = \frac{1}{2} \rho c \xi_0^2 \omega^2.$$

Im Rahmen dieser Vorlesung beschränken wir die Diskussion auf longitudinale Wellen. In Festkörpern (z.B. Knochen) treten auch transversale Wellen auf; allerdings ist die Ultraschalldiagnostik primär für Anwendungen in Weichteilen interessant, bei denen die Schersteifigkeit sehr gering ist.

In begrenzten Systemen (z. B. Membranen, Grenzflächen) treten weitere Wellenformen auf, wie z.B. Biege- und Rayleigh-Wellen; diese sind jedoch für diagnostische Zwecke von geringem Interesse.

### 8.2.3 Reflexion und Brechung

Wie bereits in Kapitel 4 diskutiert, werden Schallwellen an Grenzflächen zwischen Gebieten mit unterschiedlicher Schallimpedanz teilweise reflektiert

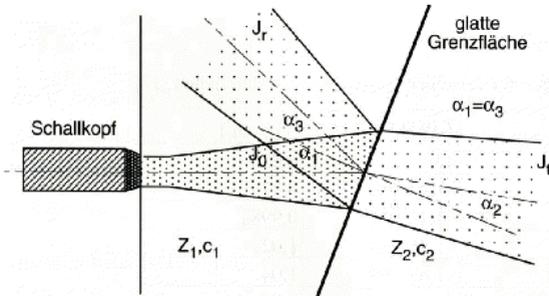


Abbildung 8.4: Reflexion und Brechung einer Schallwelle an einer glatten Grenzfläche.

Wir betrachten eine ebene Grenzfläche zwischen zwei Halbräumen, in denen die Schallimpedanz  $Z_1$ , resp.  $Z_2$  beträgt. Im linearen Bereich gilt bei senkrechtem Einfall für die transmittierte Intensität

$$\frac{I_t}{I_e} = 4 \frac{Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2},$$

und für die Intensität der reflektierten Welle

$$\frac{I_r}{I_e} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}.$$

Die Reflexion der Schallwelle an Grenzflächen im Inneren des Körpers ist die Grundlage für die Darstellung von Organen mit Hilfe der Ultraschalltechnik. An der Körperoberfläche (Haut) sind Reflexionen unerwünscht. Man verwendet deshalb ein Gel, um die Einkopplung zu optimieren.

Fällt die Welle nicht senkrecht auf die Grenzfläche ein, so erhält man, wie bei optischen Wellen auch, ein Brechungsgesetz,

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{c_1}{c_2}.$$

Für diesen Fall erhält man für den Reflexionskoeffizienten für die Leistung

$$R = \frac{Z_2 \cos \theta_1 - Z_1 \cos \theta_2}{Z_2 \cos \theta_1 + Z_1 \cos \theta_2}$$

und für den Transmissionskoeffizienten

$$T = \frac{2Z_2 \cos \theta_1}{Z_2 \cos \theta_1 + Z_1 \cos \theta_2}.$$

Bei schrägem Einfall ( $\theta_1 \neq 0$ ) genügt offenbar die Bedingung  $Z_1 = Z_2$  nicht für eine reflexionsfreie Transmission. Die korrekte Bedingung lautet dann

$$Z_2 \cos \theta_1 = Z_1 \cos \theta_2.$$

Wie in der Optik tritt auch hier bei Reflexion an einem akustisch dichteren Medium ( $Z_2 > Z_1$ ) ein Phasensprung um  $\pi$  auf, bei Reflexion an einem akustisch dünneren Medium ( $Z_2 < Z_1$ ) nicht.

### 8.2.4 Optik

Auch Interferenzeffekte können wie bei der Optik beobachtet werden. So kann man eine "Antireflexschicht" verwenden, um zwei Medien mit unterschiedlicher Schallimpedanz reflexionsfrei zu koppeln. Dazu muss die Dicke dieser Schicht  $\lambda/4$  betragen und die Impedanz  $Z_2$  muss

$$Z_2 = \sqrt{Z_1 Z_3}$$

betragen, wenn die beiden zu koppelnden Medien die Impedanzen  $Z_1$  und  $Z_3$  besitzen.

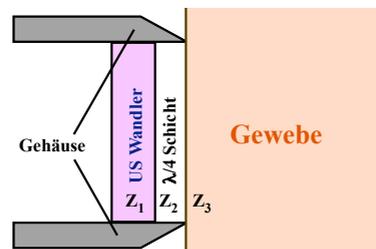


Abbildung 8.5: Antireflexschicht für die Einkopplung von Ultraschall.

Dies verwendet man, z.B., um Reflexionen zwischen dem Ultraschallwandler und der Haut zu reduzieren.

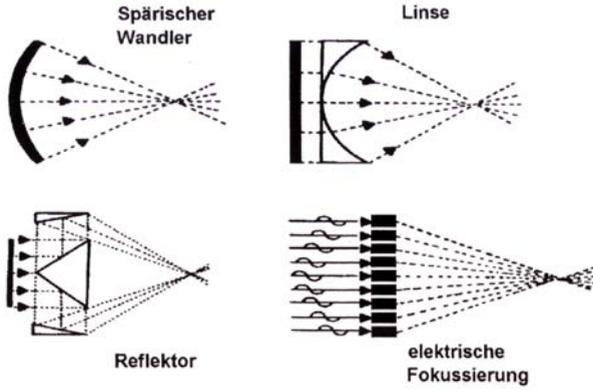


Abbildung 8.6: Fokussierung von Ultraschall.

Wiederum wie in der Optik kann man Ultraschall mit Hilfe von Linsen fokussieren. Dazu benötigt man eine oder mehrere gekrümmte Grenzfläche(n) zwischen zwei Medien mit unterschiedlicher Schallgeschwindigkeit. Eine Linse mit zwei gekrümmten Oberflächen ergibt eine Fokussierung mit der Brennweite  $f$ . Diese ist gegeben durch

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left( \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right).$$

Hier bezeichnen  $R_1$  und  $R_2$  die Krümmungsradien und  $n$  das Verhältnis der Schallgeschwindigkeiten in der Linse relativ zu derjenigen im Medium.

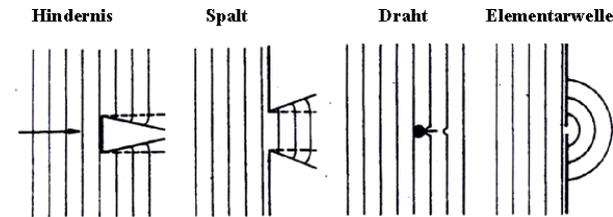


Abbildung 8.7: Beugungseffekte

Ist die Wellenlänge vergleichbar mit den Dimensionen der Hindernisse, so treten Beugungseffekte auf. Wie im optischen Bereich können diese diskutiert werden, indem man an jeder Stelle in Gedanken eine Elementarwelle erzeugt und diese interferieren lässt.

### 8.2.5 Absorption und Streuung

Schallwellen werden im Gewebe teilweise absorbiert und gestreut. Absorption und Streuung kön-

nen so verstanden werden, dass das Medium, welches aufgrund der eingestrahlten Welle schwingt, selber eine Welle abstrahlt. Findet diese Schwingung und Abstrahlung in Phase mit der einfallenden Welle statt, so führt die Interferenz zwischen den Elementarwellen in einem homogenen Medium dazu, dass ihre Überlagerung lediglich die Phasengeschwindigkeit der Ultraschallwelle beeinflusst.

In einem inhomogenen Medium jedoch führt die Überlagerung der einzelnen Elementarwellen zu einer Schallabstrahlung in alle Richtungen, d.h. zu Streuung. Ist die Schwingung des Mediums nicht in Phase mit der Welle, so führt die Überlagerung der gestreuten Elementarwelle mit der einlaufenden Welle zu einer Abschwächung. Makroskopisch entspricht das somit einer Schallabsorption. Der Effekt ist maximal, wenn die Schwingung des Mediums gegenüber der Schallwelle um  $\pi/2$  phasenverschoben ist.

Durch Absorption und Streuung nimmt die Intensität im Medium ab. In einem homogenen Medium ist die Abnahme für eine ebene Welle proportional zur Intensität, d.h. diese nimmt exponentiell ab:  $J(x) = J_0 e^{-\mu x}$ .

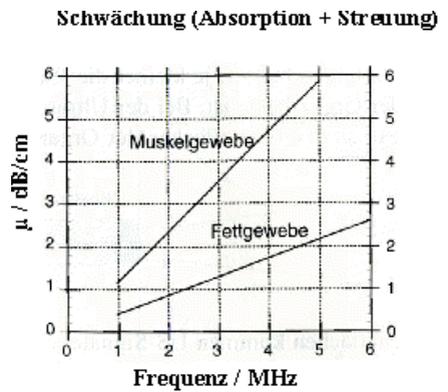


Abbildung 8.8: Schwächungskoeffizienten von Muskel- und Fettgewebe.

Der Schwächungskoeffizient  $\mu$  besteht wie bei der Röntgenstrahlung aus einem Absorptions- und einem Streuanteil,  $\mu = \mu_{Abs} + \mu_{Streu}$ . Der Streuanteil von Lebergewebe beträgt etwa 20% des gesamten Schwächungskoeffizienten. Die Streukoeffizienten für unterschiedliche Gewebe können stark abweichen; dies ist eine der Grundlagen für ihre Un-

terscheidung im Ultraschall. Im Mittel erhält man im Gewebe eine Abschwächung um ca. 1 dB/(cm MHz). Die absorbierte Schallintensität führt zu einer Erwärmung des Gewebes.

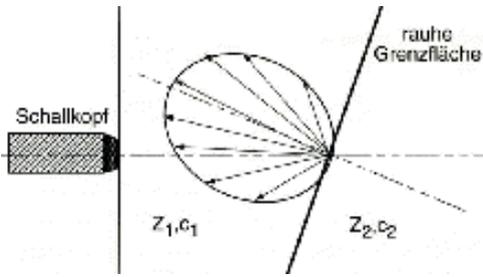


Abbildung 8.9: Strahlungscharakteristik an rauher Oberfläche.

Entsteht durch Reflexion an einer rauhen Oberfläche ein diffuser Strahlungskegel, so kann auch dann ein Echo im Schallkopf registriert werden, wenn die Grenzfläche nicht senkrecht zum Ultraschallstrahl verläuft. Eine gerichtete Welle wird in einen Kegel reflektiert, dessen Öffnungswinkel umso größer ist, je kleiner die Wellenlänge und je größer die Rauigkeitstiefe ist.

Die Effizienz der Streuung hängt von der Frequenz / Wellenlänge, der Größe der streuenden Inhomogenitäten, und dem Unterschied der Schallimpedanzen ab. Wie bei der Optik unterscheidet man zwischen unterschiedlichen Bereichen, welche unterschiedliche Abhängigkeiten zeigen. Als Richtschnur kann man unterscheiden

Rayleigh-Streuung	$kR \ll 1$	$\alpha \propto f^4$
stochastische Streuung	$kR \geq 1$	$\alpha \propto f^2$
diffuse Streuung	$kR > 1$	$\alpha \propto 1/R$

Streuung und Absorption bestimmen zusammen die Eindringtiefe der Schallwellen.

Diese hängt stark von der Frequenz (Wellenlänge) ab: sie nimmt von ca. 50 cm bei 1 MHz ab bis auf weniger als 1 cm bei 40 MHz. Umgekehrt nimmt die räumliche Auflösung mit der Frequenz zu ( $\lambda \propto 1/\nu$ ). Je nach Anwendung wählt man deshalb unterschiedliche Frequenzen.

Frequenz [MHz]	Eindringtiefe [cm]	Anwendung
1	50	
3,5	15	Fötus, Leber, Herz, Niere
5	10	Gehirn
7,5	7	Prostata
10	5	Pankreas
20	1,2	Auge, Haut
40	0,6	Intravaskulär

Abbildung 8.10: Eindringtiefe als Funktion der Frequenz.

### 8.3 Technik

#### 8.3.1 Piezoelektrischer Effekt

Im **Ultraschallwandler** werden sowohl die Ultraschallwellen erzeugt, wie auch das zurückgestreute Echo registriert.

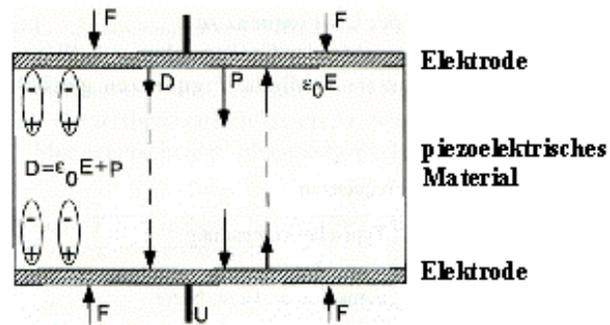


Abbildung 8.11: Piezoelektrischer Effekt.

Für die Erzeugung wird der piezoelektrische Effekt ausgenutzt: in geeigneten Materialien erzeugt eine mechanische Spannung eine elektrische Polarisaton und ein elektrisches Feld eine Dehnung des Materials. Voraussetzung für das Auftreten von (linearen) piezoelektrischen Effekten ist das Vorhandensein eines elektrischen Dipolmomentes (und damit die Abwesenheit eines Symmetriezentrums). Im linearen Bereich ist die Dehnung

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L} = d \cdot E$$

proportional zum elektrischen Feld  $E$ . Der Proportionalitätskoeffizient  $d$  hat die Einheit  $[d] = \text{m/V}$  und wird meist in  $\text{pm/V}$  angegeben.

Wird der Wandler als Empfänger betrieben, so erzeugt eine mechanische Spannung  $\sigma$  im Material eine Polarisation  $P$ . Diese erzeugt eine elektrische Spannung  $U = g\sigma$ . Der elektroakustische Wandlungskoeffizient  $g$  hat die Einheit  $[g] = \text{Vm}^2/\text{N}$ . Numerische Werte für die Materialkonstanten  $g$  und  $d$  für die drei wichtigsten piezoelektrischen Materialien sind:

	$d$ [pm/V]	$g$ [mVm <sup>2</sup> /N]
Quarz	2,3	57
Bariumtitanat	150	17
Bleizirkon -Titanat (PZT)	150..600	20..40

PZT ist ein keramisches Material; deshalb sind die Werte abhängig vom Herstellungsverfahren. Aufgrund der hohen numerischen Werte ist es am Besten für Ultraschallwandler geeignet.

### 8.3.2 Ultraschallwandler

Ein Ultraschallwandler dient als Sender und Empfänger. Er enthält neben dem verkapselten piezoelektrischen Material die notwendigen elektronischen Anschlüsse.

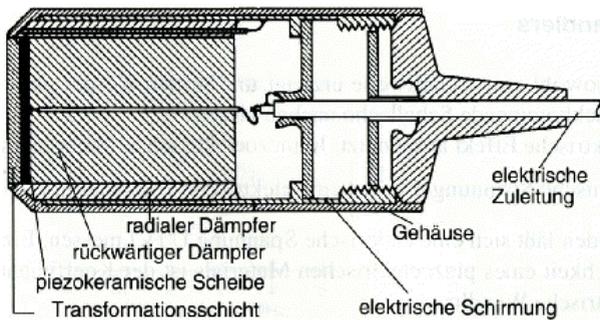


Abbildung 8.12: Aufbau eines Ultraschall-Wandlers.

Abb. 8.12 zeigt den inneren Aufbau eines typischen Ultraschallwandlers mit mechanischen und elektrischen Teilen. Die Dicke der piezokeramischen

Scheibe ist so ausgelegt, dass dort gerade eine Stehwelle hineinpasst. Der rückwärtige Dämpfer sorgt dafür, dass die Welle nach außen abgestrahlt wird und die Transformationsschicht dient der Impedanzanpassung.

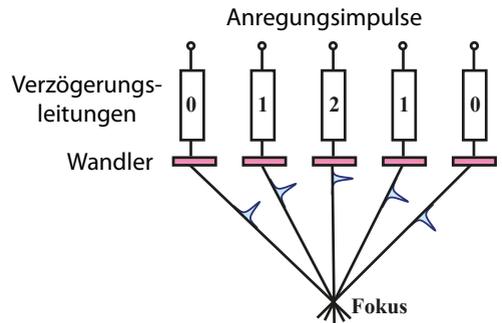


Abbildung 8.13: Multielementwandler

Für einige Anwendungen (z.B. Scanner, fokussierende Quellen) werden auch mehrere unabhängige Elemente nebeneinander eingebaut. Mit Hilfe geeigneter Verzögerungen  $\Delta t_i$  zwischen den einzelnen Elementen kann man die Richtung des erzeugten Signals festlegen und damit z.B. den US-Strahl über einen Bereich scannen, ohne dass eine mechanische Bewegung des Kopfs erforderlich ist.

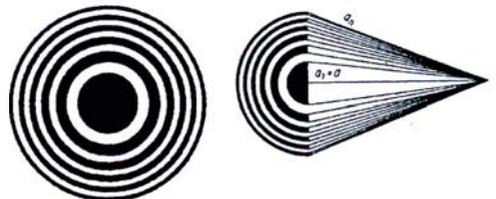


Abbildung 8.14: Fresnelsche Zonenplatte als fokussierender Wandler.

Ein Beispiel für einen fokussierenden Wandler ist in Abb. 8.14 dargestellt. Wählt man die Radien der Ringe zu  $r_n = \sqrt{nb\lambda}$  mit  $n$  einem laufenden Index und  $\lambda$  für die Wellenlänge, sowie identische Flächen für die Ringe, so erhält man einen Fokus im Abstand  $b$ .

### 8.3.3 Schallfeld

Das Schallfeld eines kreisförmigen Ultraschallwandlers lässt sich mit dem Huygens'schen Prinzip

berechnen. Eine detaillierte Darstellung der Physik wurde in Physik III (Optik) diskutiert.

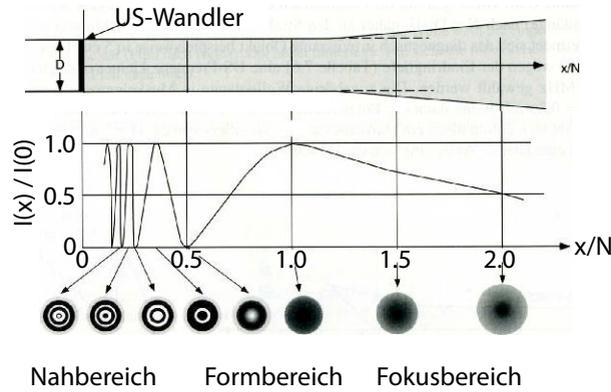


Abbildung 8.15: Schallfeld eines kreisförmigen Wandlers.

Abb. 8.15 zeigt das Schallfeld eines kreisförmigen US-Wandlers, dessen Querschnitt größer ist als eine Wellenlänge. Es ergibt sich durch die Interferenz der Elementarwellen, welche an jedem Punkt der Kreisscheibe emittiert werden. Im Nahbereich ist die Intensitätsverteilung auf Grund von starken Interferenzerscheinungen sehr inhomogen, es treten Nullstellen auf. Dieser Bereich kann durch Fresnel-Beugung beschrieben werden.

Im Formbereich verschwinden die Interferenzeffekte und es entwickelt sich eine sich kontinuierlich aufweitende Strahlkeule. Die Übergänge zwischen den einzelnen Bereichen werden bestimmt durch die Längenskala

$$N = \frac{D^2}{4\lambda}$$

Hier bezeichnet  $D$  den Durchmesser des Wandlers und  $\lambda$  die Wellenlänge. Der Fokusbereich umfasst den Bereich  $N \leq x \leq 2N$ .

Verbesserungen sind möglich durch passende Formung des Wandlers, um so die akustische Welle stärker zu fokussieren. Verwendet werden konvex geformte Wandler oder Wandler mit mehreren Ringen (=“Fresnel-Wandler”).

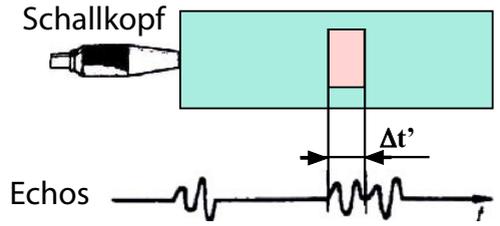


Abbildung 8.16: Auflösungsgrenze in axialer Richtung.

### 8.3.4 Auflösung

Die Bildauflösung in axialer Richtung ist durch die Wellenlänge bestimmt: Damit sich zwei Echos nicht überlagern, müssen sie um mindestens die Dauer eines Impulses getrennt sein. Damit die Frequenz des Pulses wohl definiert ist, muss die Dauer eines Pulses mindestens zwei Perioden betragen,

$$\Delta t \geq \frac{2}{v} = \frac{2\lambda}{c}$$

Dies entspricht einer räumlichen Ausdehnung von

$$\Delta tc \geq 2\lambda = \frac{2c}{v}$$

Damit beträgt die minimale Auflösung bei 3 MHz etwa 1 mm, bei 7.5 MHz etwa 0.4 mm.

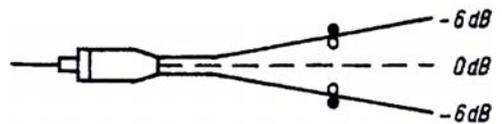


Abbildung 8.17: Auflösung in lateraler Richtung.

In lateraler Richtung wird die Auflösung durch die Strahlcharakteristik begrenzt. Um sie zu quantifizieren, verwendet man z.B. die 6 dB-Breite, also die (laterale) Distanz, über die die Amplitude auf die Hälfte abfällt. Im Fokalbereich beträgt diese etwa ein Drittel des Durchmessers des Wandlers,  $\delta \sim D/3$ .

Da hohe Frequenzen im Gewebe stärker gedämpft werden als niedrige, verändert sich das Frequenzspektrum der Pulse mit der Eindringtiefe. Außerdem verwendet man bei Untersuchungen in großer Tiefe niedrigere Frequenzen. Dies führt zu einer Abnahme der Auflösung mit der Tiefe.

Als Beispiel nehmen wir an, dass wir ein Objekt in einer Tiefe von 5 cm beobachten wollen. Damit dieses noch am Rande des Fokalbereichs liegt, darf die Tiefe  $x$  nicht größer sein als  $x \leq 2 \frac{D^2}{4\lambda}$ . Auf Grund der Eindringtiefe muss  $\nu < 5$  MHz sein. Die entsprechende Wellenlänge in Muskelgewebe ist  $\lambda \sim 0,3$  mm. Damit finden wir für den minimalen Durchmesser des Wandlers

$$D = \sqrt{2\lambda x} = \sqrt{2 \cdot 0,3 \text{ mm} \cdot 50 \text{ mm}} = 5,5 \text{ mm.}$$

Damit wird die laterale Auflösung  $\delta \sim 1,7$  mm.

Bei größeren Tiefen nimmt die laterale Auflösung kontinuierlich ab. Eine Verringerung des Durchmessers des Wandlers bewirkt aber nicht unbedingt eine Verbesserung der lateralen Auflösung, denn die vorher erwähnte 6 dB-Breite gilt nur für den Fokalbereich und wandert näher an den Strahler heran, wenn dessen Durchmesser verkleinert wird. Die notwendige Eindringtiefe muss bei der Optimierung der Auflösung berücksichtigt werden.

### 8.3.5 Bilderzeugung

Man unterscheidet zwischen Reflexions- und Transmissionsmessungen. Für die Bildgebung verwendet man meistens Reflexionsmessungen.

Wir betrachten als Beispiel ein Sonogramm des Auges.

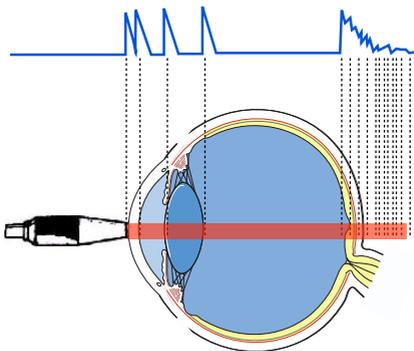


Abbildung 8.18: Reflexionen im Auge.

An allen Grenzflächen wird ein Teil der Schallwelle reflektiert. Sendet man einen Schall-Impuls, so wird von jeder Oberfläche ein (kleiner) Puls reflektiert.

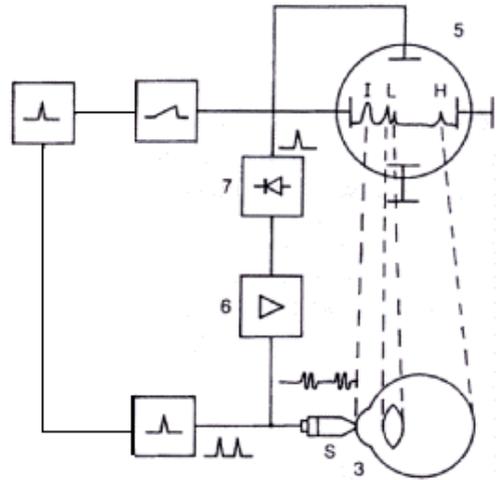


Abbildung 8.19: Elektronisches Schaltschema eines Ultraschallsystems.

Aus der Laufzeit kann man den Abstand bis zur reflektierenden Oberfläche bestimmen.

Für die Erzeugung eines Bildes werden Schallimpulse von  $0,1-1 \mu\text{s}$  Dauer und Abständen von  $100-1000 \mu\text{s}$  erzeugt. Die reflektierten Signale, welche eine Grenzfläche im Organ darstellen, werden als Funktion der Laufzeit dargestellt. Die Zeitachse kann als Ortsachse interpretiert werden, mit  $x = ct/2$ , wenn man die Schallgeschwindigkeit  $c$  kennt. Hier bezeichnet  $x$  die Distanz von der Haut zur reflektierenden Struktur,  $c$  die mittlere Schallgeschwindigkeit, und  $t$  die gemessene Zeit bis zur Detektion des Echos. Die mittlere Schallgeschwindigkeit im Gewebe beträgt ca.  $1500 \text{ m/s}$ .

Signale aus der Tiefe des Körpers sind schwächer als Reflexe aus oberflächennahen Bereichen: einerseits weil das Schallfeld sich ausbreitet (auf dem Hin- und Rückweg), zum anderen auf Grund der Abschwächung im Gewebe. Damit Bilder einen einheitlichen Kontrast erhalten, müssen die Signale mit längerer Laufzeit anders verstärkt werden als Signale mit kurzer Laufzeit.

### 8.3.6 Mehrdimensionale Techniken

Um ein zweidimensionales Bild zu erhalten, muss der Messkopf über die Oberfläche bewegt oder die Abstrahlrichtung des Schalls variiert werden. Dies



Abbildung 8.20: Beispiel eines 2D Sonogramms.

ist die Darstellungsweise der meisten US-Geräte. Dabei wird ein Multielementwandler verwendet, welcher den Strahl in einem Fächer scant, oder der Scanner wird innerhalb des Messkopfes mechanisch bewegt. Die elektronische Version ist jedoch deutlich flexibler und kann auch beim Empfang auf unterschiedliche Tiefen und Orte optimiert werden.



Abbildung 8.21: Beispiel eines 3D Sonogramms.

Indem man einen Satz von 2D Bildern zusammen mit der Ortsinformation abspeichert, kann man daraus eine 3D Darstellung berechnen. Die nötige Ortsinformation erhält man entweder, indem bei der konventionellen Sonde die Stellung des Schallkopfes gemessen wird oder mit Hilfe eines Spezial-Scanners.

### 8.3.7 Bildfehler

Folgende Bildfehler sind typisch für die Ultraschall-Bildgebung:

- Scheinbare Signalerhöhung hinter schwach dämpfenden Gebieten;

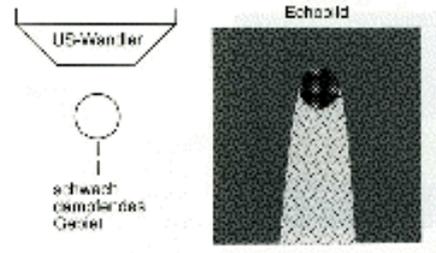


Abbildung 8.22: Signalerhöhung hinter schwach dämpfendem Gebiet.

- Abschattungen hinter schrägen Kanten, die relativ stark spiegeln;

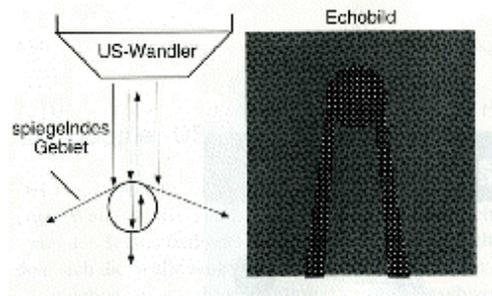


Abbildung 8.23: Abschattung hinter schrägen Kanten.

- Mehrfachreflexionen bei zwei stark reflektierenden, ungefähr parallelen Grenzflächen;
- Virtuelle Bilder von Objekten vor stark reflektierenden Flächen;
- Verschiebungen von Objekten hinter Gebieten mit abweichender Schallgeschwindigkeit.

### 8.3.8 Doppler-Ultraschall

Beim **Doppler-Ultraschall** wird der Doppler-Effekt ausgenutzt, um die Fließgeschwindigkeit einer Flüssigkeit zu messen.

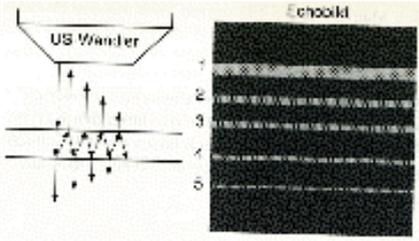


Abbildung 8.24: Mehrfachreflexionen bei zwei stark reflektierenden Ebenen.

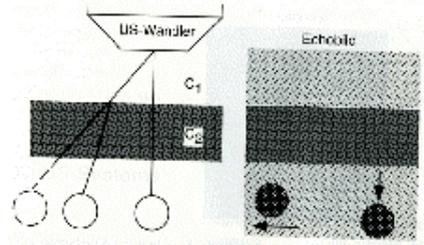


Abbildung 8.26: Verschiebungen durch abweichende Schallgeschwindigkeiten.

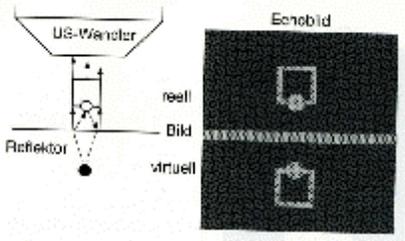


Abbildung 8.25: Virtuelle Bilder vor stark reflektierenden Flächen.

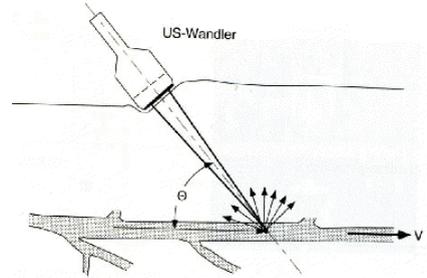


Abbildung 8.27: Doppler-Ultraschall.

Anwendungen sind die Messung der Blutgeschwindigkeit im Herzen und in den Blutgefäßen. Die Blutkörperchen entsprechen einem bewegten Sender, die Frequenzverschiebung beträgt

$$\Delta v/v = \frac{2v}{c} \cos \theta.$$

Hier stellt  $\theta$  den Winkel zwischen der Fließrichtung und der Richtung des US-Strahls dar und  $v \cos \theta$  somit die Projektion der Fließgeschwindigkeit  $v$  auf die Richtung des US-Strahls.

Ausgesendet wird eine sinusförmige Welle,  $J_0 = J_{10} \sin(\omega t)$ . Ohne Berücksichtigungen von Phasenverschiebungen kann man für das reflektierte Signal schreiben:

$$J_1 = J_{11} \sin(\omega t) + J_{12} \sin((\omega + \Delta\omega)t).$$

In einem Mischer wird dieses Signal mit dem HF-Signal  $J_0$  gemischt, d.h. mit der Referenzwelle  $\sin(\omega t)$  multipliziert. Gemäß den trigonometrischen Formeln enthält das Produkt die Summen und Differenzen der beteiligten Frequenzen:  $0, \Delta\omega, \omega, \omega \pm \Delta\omega, 2\omega, 2\omega \pm \Delta\omega$ . Mit Hilfe elektronischer Filter (Bandpassfilter) unterdrückt man alle Frequenzen

außer  $\Delta\omega$ . Somit erhält man ein Signal

$$J_3 \propto J_{12} \sin(\Delta\omega t).$$

Aus  $\Delta\omega$  kann die Geschwindigkeit des fließenden Blutes bestimmt werden.

Falls sich im Gesichtsfeld des Ultraschallgerätes Gebiete mit unterschiedlicher Flussgeschwindigkeit befinden, erhält man ein Spektrum mit verschiedenen Frequenzkomponenten. Da der Blutfluss mit dem Herzschlag pulsiert, ist die Darstellung dieses Spektrums in Abhängigkeit von der Zeit diagnostisch besonders wichtig.

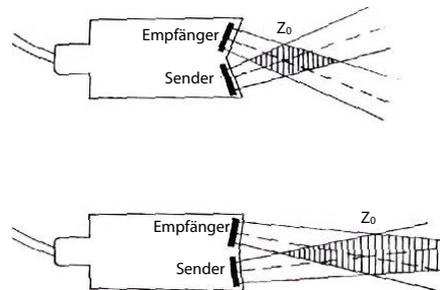


Abbildung 8.28: Messkopf für cw-Doppler US.

Für Doppler-Ultraschall Messungen im Dauerstrich-Verfahren (cw-Doppler US) verwendet man einen Messkopf mit getrenntem Sende- und Empfangswandler. Damit kann der Messkopf im Dauerbetrieb verwendet werden. Man kann damit gleichzeitig eine Tiefenselektion erreichen, da sich die empfindlichen Bereiche von Sende- und Empfangsteil nur teilweise überlappen.

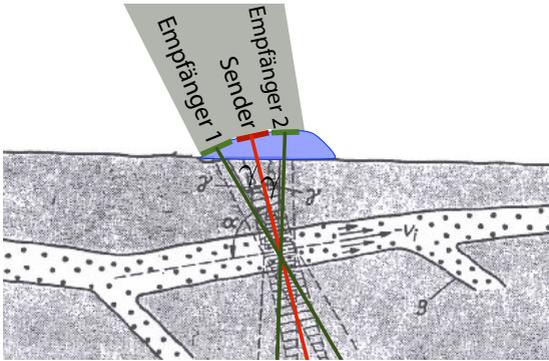


Abbildung 8.29: Stereomeschkopf mit zwei getrennten Empfangseinheiten.

Messungen der Geschwindigkeit ergeben jeweils nur die Projektion des Geschwindigkeitsvektors auf die Ausbreitungsrichtung der US-Welle. Ist die Richtung des Gefäßes nicht bekannt, so ist das Resultat nicht eindeutig, es bietet lediglich eine untere Schranke für die Flussgeschwindigkeit. Dies kann man vermeiden, indem man einen Messkopf mit zwei unabhängigen Empfangseinheiten einsetzt. Die Fließgeschwindigkeit ergibt sich dann als

$$v_i = \frac{c}{2v_0} \sqrt{|\Delta v_1 + \Delta v_2|^2 + k^2 |\Delta v_1 - \Delta v_2|^2},$$

wobei

$$k = \frac{1 + \cos \gamma}{\sin \gamma}$$

aus der Konstruktion des Messkopfes bekannt ist.  $\gamma$  ist der Winkel zwischen dem Sendeteil und einem der beiden Empfangselemente und  $\Delta v_i$  ist die Frequenzverschiebung, welche im Empfänger  $i$  gemessen wird.

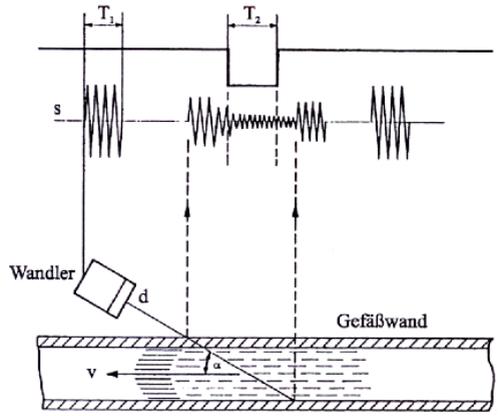


Abbildung 8.30: Puls-Doppler Verfahren.

### 8.3.9 Puls-Doppler US

Die Alternative zum cw-Doppler Verfahren ist das Puls-Doppler Verfahren. Hier verwendet man die gleichen Pulse wie bei der normalen, bildgebenden Sonographie und misst die Frequenzverschiebung der reflektierten Signale. Wie bei der gewöhnlichen US-Bildgebung erhält man hier die Tiefenauflösung aus der Laufzeit der Signale und damit eine bessere Ortsauflösung als bei der cw-Doppler Methode. Allerdings ergibt sich eine Art Unschärfebeziehung: Um eine gute Tiefenauflösung zu erhalten, müssen die Pulse kurz sein. Ein kurzer Puls hat jedoch ein breites Frequenzspektrum, was die Präzision bei der Bestimmung der Frequenzverschiebung begrenzt.

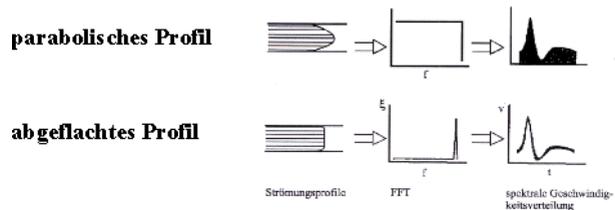


Abbildung 8.31: Unterschiedliche Strömungsprofile.

In einer relativ großen Ader erwartet man ein parabolisches Geschwindigkeitsprofil. Die Dopplermessung findet in diesem Fall eine Verteilung von Frequenzverschiebungen von Null (am Rand) bis zu einem Maximum (im Zentrum des Gefäßes). Die Messung im Zeitbereich, bei der über die Ader gemittelt

wird, ergibt die Fouriertransformierte dieses Signales. Ist die Geschwindigkeitsverteilung homogen, so ist die Frequenz im ganzen Gefäß um den gleichen Betrag verschoben.

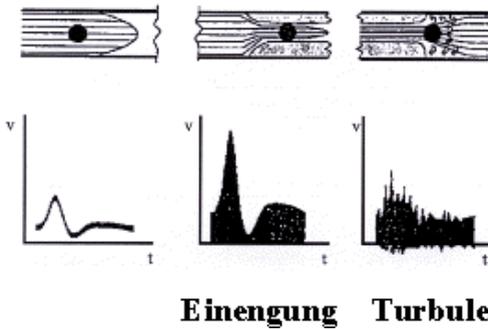


Abbildung 8.32: Signal bei unregelmäßiger Strömung.

Wie in Abb. 8.32 gezeigt, kann dies z.B. verwendet werden, um Einengungen oder Turbulenzen zu finden.

### 8.3.10 Transmissionsmessungen

Transmissionsmessungen werden z.B. eingesetzt, um die Stärke von Knochen zu messen, resp. das Risiko für Knochenbrüche abzuschätzen. Grundlage dafür ist die Beziehung  $c = \sqrt{K/\rho_0}$ : Eine Abnahme der Festigkeit (quantifiziert durch  $K$ ) führt zu einer Abnahme der Schallgeschwindigkeit. Für diese Messungen werden getrennte Sende- und Empfangsgeräte benötigt.

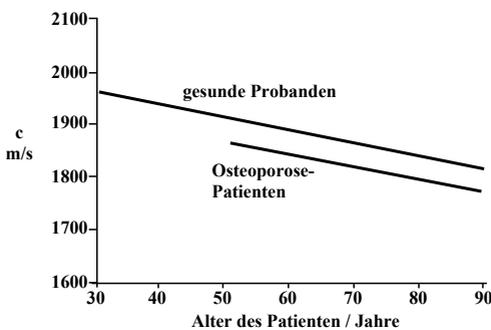


Abbildung 8.33: Änderung der Schallgeschwindigkeit im Knochen als Funktion des Lebensalters.

In der Figur wird gezeigt, wie die Schallgeschwindigkeit im Knochen als Funktion des Lebensalters abnimmt. Dies deutet darauf hin, dass die Festigkeit nachlässt. Die tiefer liegende Kurve stammt von Patienten mit Osteoporose, welche ein vergrößertes Risiko aufweisen.

Um eine präzise Messung der Schallgeschwindigkeit zu erhalten, vergleicht man 3 Messungen:

- Eine Messung bei der die beiden Wandler direkt beieinander liegen. Diese liefert die interne Laufzeit  $t_i$ .
- Eine Messung mit der Probe; Laufzeit:  $t_0$ .
- Eine Messung mit gleichem Abstand zwischen Sender und Empfänger in einem Wasserbad. Gemessene Laufzeit:  $t_w$ .

Die Schallgeschwindigkeit in der Probe erhält man dann aus

$$v_0 = v_w \frac{t_w - t_i}{t_0 - t_i}.$$

## 8.4 Mechanische und thermische Effekte

Als diagnostische Technik sollte Ultraschall den Körper möglichst gar nicht beeinflussen. Da die Schallwelle Energie und Impuls transportiert, welche teilweise vom Körper aufgenommen werden, sind solche Effekte aber vorhanden. Sie hängen naturgemäß stark von der Intensität ab. Bei hohen Leistungen können sie das Gewebe verändern. Dies versucht man bei diagnostischen Anwendungen zu vermeiden, setzt es aber bei therapeutischen Anwendungen gezielt ein.

### 8.4.1 Schallstrahlungsdruck und Kavitation

Im Schallstrahl ist das Medium bewegt. Ähnlich wie beim Bernoulli-Effekt ist deshalb der Druck im Schallstrahl gegenüber der Umgebung reduziert. Dadurch kann Flüssigkeit aus der Umgebung in den Strahl einströmen.

Aufgrund der endlichen Absorption wird aus dem Schallstrahl Energie und Impuls in das Medium

übertragen. Dadurch wird der "Ultraschallwind" erzeugt, eine Strömung entlang des Strahls.

Ein Ultraschallfeld erzeugt auf ein Hindernis einen Druck, der gegeben ist durch die Energiedichte. Für eine ideal absorbierende Grenzfläche beträgt die absorbierte Leistung

$$P_s = E = \frac{1}{2} \rho \omega^2 \chi_0^2.$$



Abbildung 8.34: Kavitationsblasen in einem Ultraschallstrahl.

Bei hohen Intensitäten kann der Druck lokal so stark fallen, dass sich Blasen bilden; man spricht von Kavitation. Nach einem halben Zyklus bricht dieser Hohlraum zusammen, und es entstehen Druckspitzen, die eine hohe Zerstörungskraft aufweisen. Gleichzeitig steigt die Temperatur lokal sehr stark an; es wurden Temperaturspitzen im Bereich von mehreren 1000 bis mehreren 10000 °C gemessen.

### 8.4.2 Thermische Wirkung

Bei der Absorption von Ultraschall wird mechanische Energie in Wärmeenergie umgewandelt. Der Wärmeeintrag pro Volumen ist

$$w = \mu I,$$

wobei  $\mu$  den Absorptionskoeffizienten darstellt und  $I$  die Schallintensität in  $\text{W}/\text{m}^2$ .

Gewebe	Dämpfung in dB/cm
Blut	0,18
Fett	0,6
Niere	1,0
Muskel    Fasern	1,2
Muskel $\perp$ Fasern	3,3
Gehirn	0,85
Leber	0,9
Lunge	40
Knochen	20

In der Tabelle sind einige Absorptionskoeffizienten für unterschiedliche Gewebe dargestellt. Sie zeigen eine relativ große Bandbreite. Negative Effekte sind in erster Linie bei Geweben mit hoher Absorption in der Nähe der Oberfläche zu erwarten.

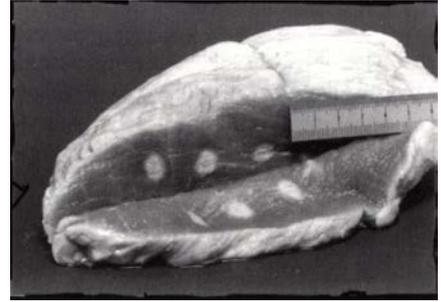


Abbildung 8.35: Durch US induzierte Koagulation.

Bei hohen Leistungen kann die Absorption des Ultraschalls zu einer Temperaturerhöhung im Gewebe führen, welche dieses irreversibel schädigt. Dies kann z.B. zur Behandlung eines Tumors eingesetzt werden.

### 8.4.3 Therapeutische Anwendungen

Die Ultraschalltherapie nutzt einerseits mechanische Reizungen von bestimmten Gewebe, thermische Wirkungen oder Kavitation in einem intensiven Schallfeld. Dies kann z.B. zur Zertrümmerung von Nieren- und Gallensteinen verwendet werden.

Für therapeutische Anwendungen liegen die Schallintensitäten rund drei Größenordnungen höher als für diagnostische Zwecke. Da hier nicht immer eine hohe Auflösung benötigt wird, kann man auch mit niedrigeren Frequenzen arbeiten (unterhalb 1 MHz).

Es werden unterschiedliche Wirkungen verwendet; so kann Ultraschall als Mikromassage eingesetzt werden, zur lokalen Erwärmung, oder zur Zertrümmerung von Nieren- oder Gallensteinen (Lithotripsie). Auch physikochemische Wirkungen sind bekannt: Beeinflussung der Diffusion durch Membranen oder durch die Haut, sowie chemische Veränderungen.

Kavitation kann z.B. zur Gewebe-Extraktion eingesetzt werden. Das so behandelte Gewebe (z.B. ge-  
trübte Linse am Auge) wird flüssig und kann abge-  
saugt werden.

Ähnliche Instrumente werden als Alternative zum  
Skalpell eingesetzt. Dafür wird ein stark fokussier-  
ter Strahl mit einer Leistungsdichte von mehreren  
 $\text{kW}/\text{cm}^2$  eingesetzt, der Druckamplituden bis zu  $\pm 5$   
MPa erzeugt.



Abbildung 8.36: Kombinationsgerät für therapeutische Ultraschallbehandlungen unter MRI Beobachtung.

Das größte Problem bei dieser Art von Anwendung  
ist die präzise Lokalisierung des Fokus. Eine Mög-  
lichkeit besteht darin, die Pulse, welche vom Ob-  
jekt gestreut werden, mit Hilfe eines segmentier-  
ten Transducers genau zu vermessen. Erzeugt man  
anschließend einen zeitlich invertierten Puls und  
schickt ihn ins Gewebe zurück, so wird er auf die  
Stelle fokussiert, an der die erste Schallwelle ge-  
streut wurde. In vielen Fällen benötigt man jedoch  
eine unabhängige Methode wie z.B. MRI oder Rönt-  
gen. MRI erlaubt die Messung der Erwärmung auf-  
grund des Schallstrahls in Echtzeit, so dass der Ort  
gegebenenfalls korrigiert werden kann.

Bei der Lithotripsie muss der Ultraschall fokussiert  
werden. Dafür verwendet man entweder einen Re-  
fektor in der Form eines Hohllellipsoides oder ein  
Endoskop, welches direkt an den Stein angesetzt  
wird.

In der Zahnheilkunde wird Ultraschall auch ein-  
gesetzt, als Alternative zum Bohrer oder zur Zahnstein-  
entfernung. Hier beträgt die Frequenz 20-60 kHz.

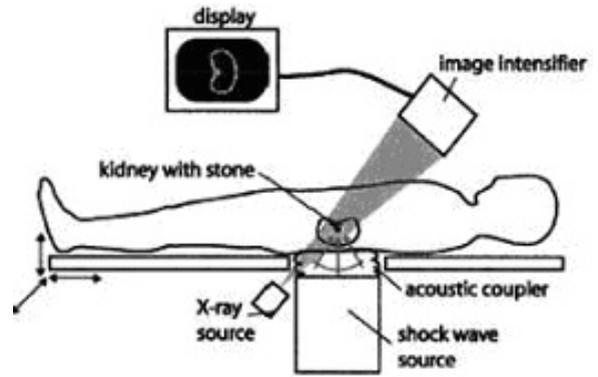


Abbildung 8.37: Lithotripsie.

#### 8.4.4 Sicherheit

Um eine ungewollte Schädigung des Gewebes zu  
vermeiden, wurde der Schädigungsbereich sorgfäl-  
tig untersucht. Die typischerweise angewendeten  
Schallintensitäten unter  $100 \text{ mW}/\text{cm}^2$  sind nach dem  
heutigen Stand der Erkenntnis unbedenklich. In die-  
sem Intensitätsbereich spielt nur die thermische Wir-  
kung eine Rolle.

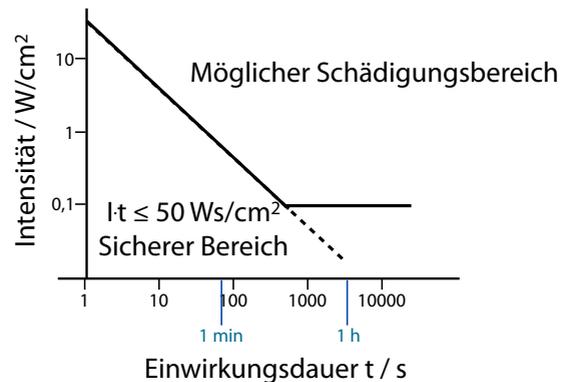


Abbildung 8.38: Maximale Intensität als Funktion  
der Einwirkungsdauer bei der An-  
wendung von Ultraschall.

Die Grenze zur Schädigung wird durch die Intensi-  
tät und die Einwirkungsdauer bestimmt. Über einen  
weiten Bereich ist der relevante Parameter die depo-  
nierte Energiedichte, d.h. das Produkt aus Intensität  
und Einwirkungszeit. Bei längeren Anwendungszei-  
ten kann die eingetragene Leistung durch die norma-  
len Kühlmechanismen abtransportiert werden.