

14 Ultraschall

Ultraschall ist ein bildgebendes medizinisch-diagnostisches Verfahren, das keine ionisierende Strahlung verwendet. Es stellt ein Echtzeit-Verfahren mit hoher Bildfrequenz dar, welches in bestimmten Fällen auch funktionelle Bildgebung ermöglicht (Blutfluss). Die Technik ist relativ preisgünstig und kompakt und damit auch flexibel anwendbar, z.B. am Krankenbett, Unfallort oder im Operationssaal.

Literatur zu diesem Kapitel

- Dössel, Bildgebende Verfahren in der Medizin, Kap. 7
- Bushberg et al., The essential physics of medical imaging, Kap. 16
- Morneburg, Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik, Kap. 7, 12
- Suetens, The fundamentals of medical imaging, Kap. 6
- Bille, Schlegel, Medizinische Physik, Band 2, Kap. 8, 18
- Allisy-Roberts, Williams, Farr's Physics for medical imaging, Kap. 9
- Smith, Webb, Introduction to medical imaging, Kap. 4

14.1 Grundlagen

14.1.1 Definition und Motivation

Als Ultraschall bezeichnet man akustische Wellen in einem elastischen Medium 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 Auf-

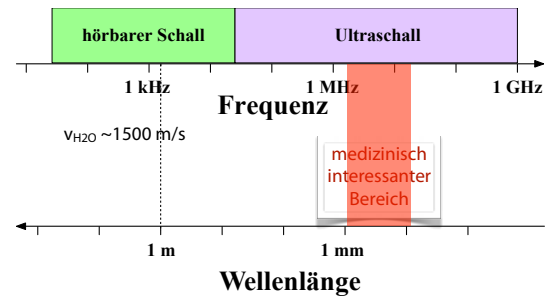


Abbildung 14.1: Frequenzen und Wellenlängen von Schall und Ultraschall.

lösung zu gering, oberhalb von etwa 20 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. Der Kontrast basiert auf den unterschiedlichen akustischen Eigenschaften von verschiedenen Gewebetypen.

In Wasser und menschlichem Gewebe beträgt die Schallgeschwindigkeit etwa 1500 m/s. Bei Frequenzen im Bereich von einigen MHz ist deshalb die Wellenlänge im Bereich von < 1 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.

14.1.2 Historische Entwicklung

Erste Ultraschallwandler verwendeten den Effekt der Magnetostraktion. Heute verwendet man ausschließlich Piezoelektrische Wandler. Der piezoelektrischen

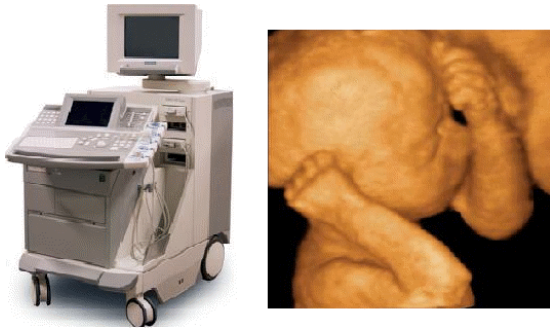


Abbildung 14.2: Ultraschall-Anwendungsgerät und 3D-Bild.

Effekt wurde Ende des 19. Jh. entdeckt. 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. Dabei nutzte man die technischen Entwicklungen, welche für die Sonartechnik der U-Boote im zweiten Weltkrieg vorangetrieben worden war.

Inzwischen existieren unterschiedliche Techniken: ein- und zweidimensionale Bilder, sowie 3D Bilder mit tomographischer Rekonstruktion. Außerdem nutzt man die Technik für die Messung von Fließgeschwindigkeiten in Arterien. Neben der Diagnostik werden auch therapeutische Anwendungen verfolgt.

Ultraschall wird von verschiedenen Tieren genutzt, vor allem zur Lokalisierung von Jagdbeute. Die wichtigsten Beispiele sind Fledermäuse und Delphine. Bei anderen Tieren, wie Mäusen und Ratten, dient Ultraschall auch zur Kommunikation.

14.2 Schallausbreitung

14.2.1 Schallwellen

Im Kapitel 8 (Ohr) wurde die Wellengleichung für den Druck hergeleitet. In einer Dimension lautet sie (siehe Medizinphysik I, Kap. 8.1.2)

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

Als Funktion von Dichte ρ_0 und Kompressionsmodul K beträgt die Phasengeschwindigkeit

$$c = \sqrt{K/\rho_0}. \quad (14.1)$$

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 etwa 1490 m/s.

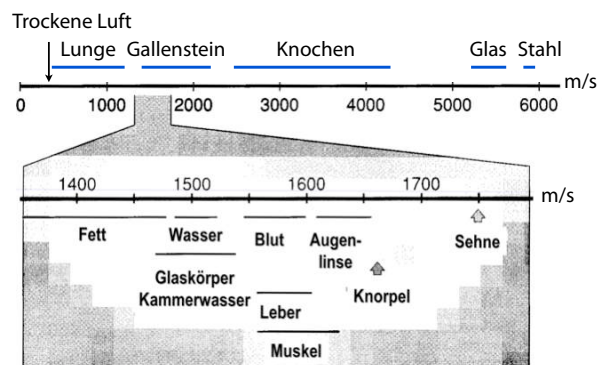


Abbildung 14.3: Schallgeschwindigkeit in verschiedenen Geweben.

In weichem Gewebe liegt die Schallgeschwindigkeit im Bereich von 1400-1800 m/s, in Knochen deutlich höher.

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 μm . 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. Einzelne Zellen, wie z.B. rote Blutkörperchen, hingegen sind deutlich kleiner als eine Wellenlänge. Sie können deshalb nicht aufgelöst werden, sondern wirken als punktförmige Streuzentren.

14.2.2 Schallimpedanz

Wie in Medizinphysik I diskutiert, ist die zeitliche Ableitung $\partial\chi/\partial t$ der Auslenkung χ , 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 (14.1) 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.

Medium	c in $\frac{\text{m}}{\text{s}}$	Z in $10^6 \frac{\text{kg}}{\text{s m}^2}$	ρ in $\frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$	D in $\frac{\text{dB}}{\text{cm MHz}}$
Luft	331	$43 \cdot 10^{-5}$	0,0013	
Wasser	1492	1,48	0,9982	0,002
Fett	1470	1,42	0,97	0,8
Hirn	1530	1,56	1,02	0,8
Muskel	1568	1,63	1,04	1,5-2,5
Knochen	3600	6,12	1,7	11
Blut	1530	1,62	1,03	0,2

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

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

Mit

$$p_0 = Z v_0 = \rho c v_0$$

wird

$$j = \frac{1}{2} \frac{p_0^2}{Z}.$$

Sie ist somit proportional zum Quadrat der Druckamplitude und indirekt proportional zur akustischen Impedanz.

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.

14.2.3 Reflexion

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

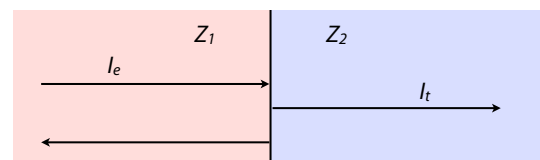


Abbildung 14.4: Reflexion einer Schallwelle an einer ebenen Grenzfläche.

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

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

Offenbar ist $I_r + I_t = I_e$, d.h. die Energie der Schallwelle bleibt erhalten. Für $Z_1 = Z_2$ wird $I_t = I_e$ und $I_r = 0$, d.h. die Reflexion verschwindet.

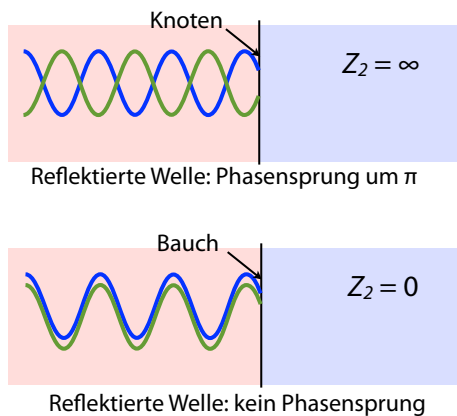


Abbildung 14.5: Vollständige Reflexion einer Schallwelle an einer glatten Grenzfläche.

Bei den Extremfällen $Z_2 \rightarrow 0$ und $Z_2 \rightarrow \infty$ wird jeweils $I_t \rightarrow 0$ und $I_r \rightarrow I_e$, d.h. die Welle wird vollständig reflektiert. Bei der Reflexion an einem hochohmigen Material, $Z_2 \rightarrow \infty$, erfährt die Welle bei der Reflexion einen Phasensprung.

Grenzfläche	Amplitude	Leistung
Leber / Niere	-0,006	$3 \cdot 10^{-5}$
Leber / Fett	-0,1	0,011
Fett / Muskel	0,12	0,015
Muskel / Knochen	0,64	0,41
Muskel / Lunge	-0,81	0,65
Muskel / Luft	-0,99	0,99

Die Reflexion der Schallwelle an Grenzflächen im Inneren des Körpers ist die Grundlage für die Darstellung von Organen mit Hilfe der Ultraschalltechnik. Je nach Art der Grenzfläche wird ein geringer

Teil oder praktisch die gesamte Welle reflektiert. An der Körperoberfläche (Haut) sind Reflexionen unerwünscht. Man verwendet deshalb ein Gel, um die Einkopplung zu optimieren ($\rightarrow 14.2.5$).

14.2.4 Brechung

Fällt die Welle nicht senkrecht auf die Grenzfläche ein, so erhält man, wie bei optischen Wellen auch, eine Kombination von Transmission und Reflexion. Die transmittierte Welle wird dabei gebrochen, wenn die Schallgeschwindigkeiten der beiden Halbräume unterschiedlich sind.

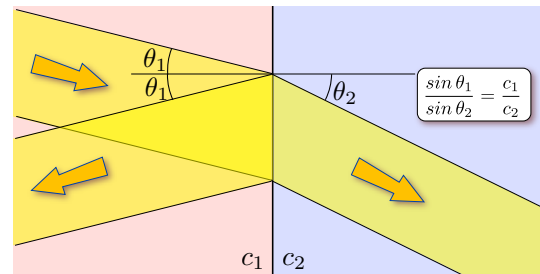


Abbildung 14.6: Reflexion und Brechung einer Schallwelle an einer glatten Grenzfläche.

Analog zum optischen Fall erhält man aus den Kontinuitätsgleichungen ein Brechungsgesetz

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

welches dem Gesetz von Snellius entspricht. Ebenfalls aus der Kontinuität 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

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

d.h. die Reflexion verschwindet nur, wenn auch die Schallgeschwindigkeiten gleich sind.

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

14.2.5 Optische Elemente

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 muss

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

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

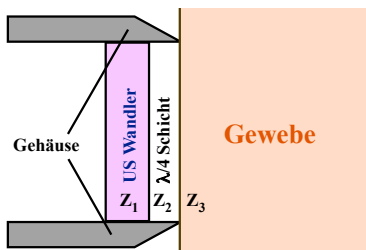


Abbildung 14.7: Antireflexschicht für die Einkoppelung von Ultraschall.

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

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 Schallgeschwindigkeit

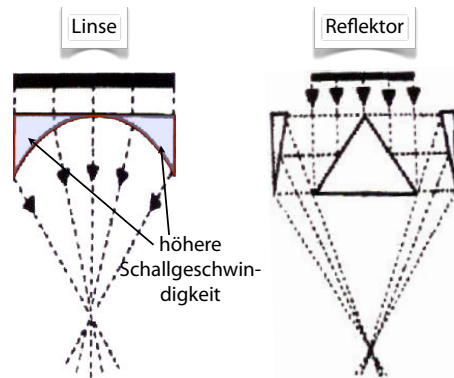


Abbildung 14.8: Fokussierung von Ultraschall.

in der Linse relativ zu derjenigen im Medium. Für die meisten Materialien ist die Schallgeschwindigkeit höher als für Wasser. Deshalb benötigt man zur Fokussierung eine konkave Linse. Anstelle von refraktiven Elementen kann man auch reflektive verwenden.

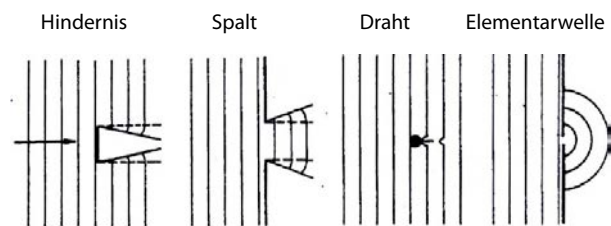


Abbildung 14.9: Beugungseffekte

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 (Huygens'sches Prinzip).

14.2.6 Streuung

Bei der Behandlung von Reflexion (14.2.3) und Brechung (14.2.4) hatten wir angenommen, dass die Grenzfläche groß sei im Vergleich zur Wellenlänge. Sind Inhomogenitäten klein im Vergleich zur Wellenlänge, so erhält man Streuung. Ihre Effizienz hängt ab vom Verhältnis der Wellenlänge zur Größe der streuenden Inhomogenitäten und dem Unterschied der Schallimpedanzen.



Abbildung 14.10: Rayleigh-Streuung.

Wie bei der Optik unterscheidet man zwischen unterschiedlichen Bereichen, welche unterschiedliche Abhängigkeiten zeigen. Sind die inhomogenen Objekte klein im Vergleich zur Wellenlänge, spricht man von Rayleigh-Streuung. Sind die Dimensionen von der gleichen Größenordnung spricht man von stochastischer Streuung und sind sie groß im Vergleich zur Wellenlänge von diffuser Streuung. Als typisches Beispiel sind rote Blutkörperchen mit einem Durchmesser von 8-10 μm deutlich kleiner als die akustische Wellenlänge. Im Bereich der Rayleigh-Streuung nimmt die Streuamplitude mit der vierten Potenz der Frequenz zu. Die Richtungsabhängigkeit ist

$$\sigma \propto (1 + \cos^2 \theta)$$

und somit symmetrisch bezüglich vorwärts-/rückwärts Streuung.

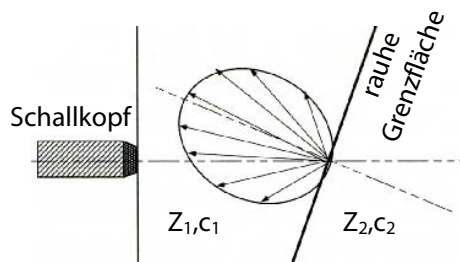


Abbildung 14.11: Strahlungscharakteristik an rauer Oberfläche.

Entsteht durch Reflexion an einer rauen 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.

14.2.7 Dämpfung

Schallwellen verlieren im Gewebe Energie durch Absorption und Streuung. Beide Prozesse können so verstanden werden, dass das Medium, welches aufgrund der eingestrahnten 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. Die Absorption entsteht aus der Dämpfung der Schwingung, welche im Material angeregt wird. Während dies bei einem einzelnen schwingenden System zu einer Lorentz-förmigen Absorptionslinie führt, findet man in Gewebe eine so große Zahl von unterschiedlichen schwingungsfähigen Systemen, dass man insgesamt eine fast lineare Zunahme der Absorption mit der Frequenz erhält.

Darüber hinaus führen die oben besprochenen Streueffekte an Inhomogenitäten zu einer Schallabstrahlung in alle Richtungen, was ebenfalls einer Abschwächung der transmittierten Welle entspricht.

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: $J(x) = J_0 e^{-\mu x}$. Der Schwächungskoeffizient μ besteht wie bei der Röntgenstrahlung aus einem Absorptions- und einem Streuteil, $\mu = \mu_{\text{Abs}} + \mu_{\text{Streu}}$. Die beiden wichtigsten Ursachen für die Absorption sind die Viskosität der Flüssigkeit und nichtadiabatische Effekte. Die Viskosität führt zu Reibungsdämpfung bei Scherströmungen in viskosen Medien und damit zu einer Dämpfung. Die absorbierte Schallintensität führt zu einer Erwärmung des Gewebes.

Der Streuteil von Lebergewebe beträgt etwa 20% des gesamten Schwächungskoeffizienten. Die Streukoeffizienten für unterschiedliche Gewebe können stark abweichen; dies ist eine der Grundlagen für ihre Unterscheidung im Ultraschall.

Für weiche Gewebe hängt die Dämpfung stark von der Frequenz (Wellenlänge) ab. Im Mittel erhält man im Gewebe eine Abschwächung um ca. 1 dB/cm

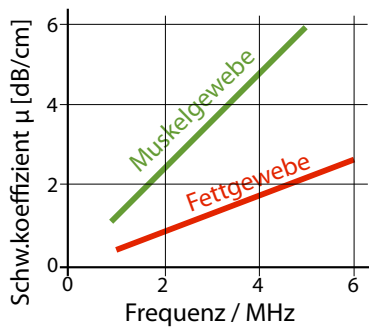


Abbildung 14.12: Frequenzabhängigkeit der Schwächungskoeffizienten von Muskel- und Fettgewebe.

MHz) für weiches Gewebe. In Lunge und porösen Knochen liegt sie deutlich höher, bei etwa 50 dB/(cm·MHz).

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 14.13: Eindringtiefe als Funktion der Frequenz.

Für die Eindringtiefe in weichem Gewebe entspricht dies etwa 50 cm bei 1 MHz und 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.

14.3 Technik

Dieser Abschnitt befasst sich mit der Technik für Erzeugung und Nachweis von Ultraschall für diagnostische Anwendungen.

14.3.1 Piezoelektrischer Effekt

Im **Ultraschallwandler** werden sowohl die Ultraschallwellen erzeugt, wie auch das zurückgestreute Echo registriert. Diese basieren heute auf dem piezoelektrischen Effekt.

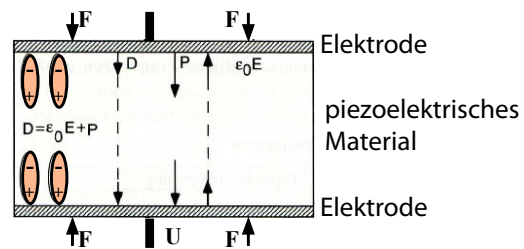


Abbildung 14.14: Piezoelektrischer Effekt.

Piezoelektrische Materialien besitzen ein elektrisches Dipolmoment und deshalb keine Inversionssymmetrie. Der negative und der positive Ladungsschwerpunkt fallen nicht zusammen. Bringt man diese Materialien in ein elektrisches Feld, so entsteht eine starke Wechselwirkung zwischen dem Feld und dem Material. Die resultierende Verformung führt zu einer Dehnung des Kristalls. Im linearen Bereich ist die Dehnung

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

proportional zum elektrischen Feld E . Der Proportionalitätskoeffizient d hat die Einheit einer inversen Feldstärke, $[d] = \text{m/V}$ und wird meist in pm/V angegeben. Bei einem typischen Wert von 100 pm/V führt somit ein Feld von 10^3 V/m zu einer relativen Längenänderung von $\varepsilon = 10^{-7}$.

Wird der Wandler als Empfänger betrieben, so erzeugt eine mechanische Spannung σ im Material eine Polarisation P . Diese erzeugt eine elektrische Spannung $U = g\sigma$. Der elektroakustische Wankungskoeffizient 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 ² /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. Um den piezoelektrischen Effekt zu erhalten, muss das Material zunächst über die Curie-Temperatur (je nach Titan-Anteil 250 - 450 °C) geheizt werden. In dieser Phase ist das Material paraelektrisch und kann durch ein elektrisches Feld gepolt werden. Wird es im Feld abgekühlt, bleibt die Orientierung der Dipole erhalten.

14.3.2 Ultraschallwandler

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

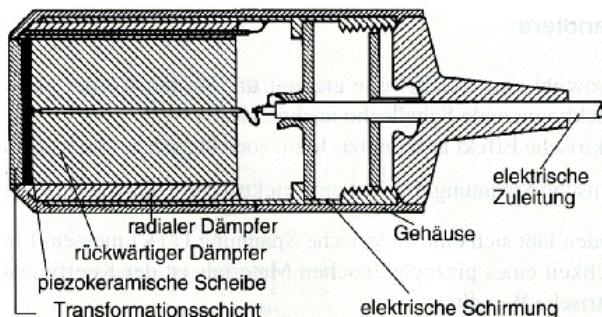


Abbildung 14.15: Aufbau eines Ultraschall-Wandlers.

Abb. 14.15 zeigt den inneren Aufbau eines typischen Ultraschallwandlers mit mechanischen und elektrischen Teilen. Die Dicke der piezokeramischen Scheibe entspricht einer halben Wellenlänge; sie ist also bei einer bestimmten Frequenz resonant. Der rückwärtige Dämpfer sorgt dafür, dass die Welle nach außen abgestrahlt wird und Transienten rasch gedämpft werden. Die Transformationsschicht dient der Impedanzanpassung für eine verlustarme Einkopplung in das Gewebe.

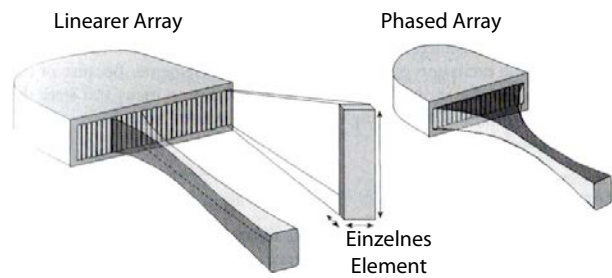


Abbildung 14.16: Multi-Element Wandler.

Für einige Anwendungen (z.B. Scanner, fokussierende Quellen) werden auch mehrere unabhängige Elemente nebeneinander eingebaut. Diese werden als Multi-Element Wandler bezeichnet. Multi-Element Wandler können z.B. dazu verwendet werden, den empfindlichen Bereich zu scannen, indem jeweils nur einzelne Elemente angesteuert werden, oder es werden alle angesteuert, aber mit unterschiedlicher Verzögerung.

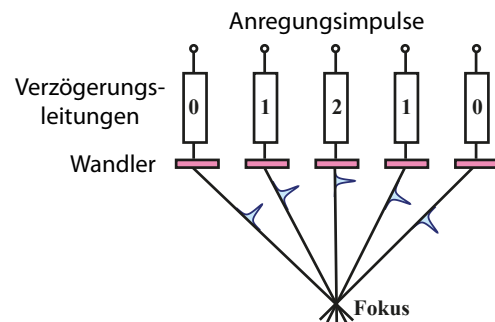


Abbildung 14.17: Multielementwandler

Mit Hilfe geeigneter Verzögerungen Δt_i zwischen den einzelnen Elementen kann man die Richtung des erzeugten Signals festlegen oder ihn in eine bestimmte Tiefe fokussieren. Außerdem kann man den US-Strahl über einen Bereich scannen, ohne dass eine mechanische Bewegung des Kopfs erforderlich ist.

Mehrdimensionale Wandler wie in Abb. 14.18 kombinieren Elemente nicht nur in einer Zeile, sondern in mehreren Zeilen. Beim "1,5"-dimensionalen Wandler dienen etwa 5 Zeilen dazu, den Strahl senkrecht zur Zeilenrichtung zu fokussieren. Zweidimensionale Wandler, mit z.B. 50 × 50 Elementen erlau-

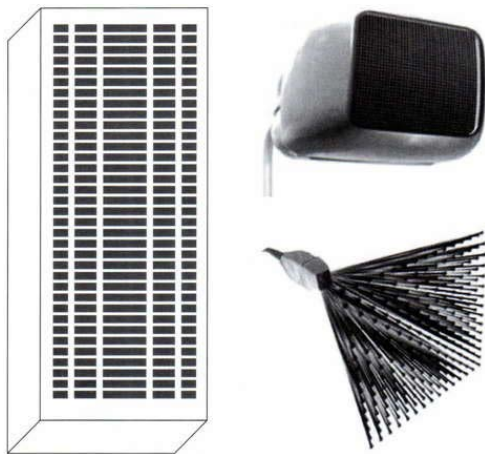


Abbildung 14.18: 1,5-dimensionalen Wandler und 2D-Wandler.

ben volle zweidimensionale Scans.

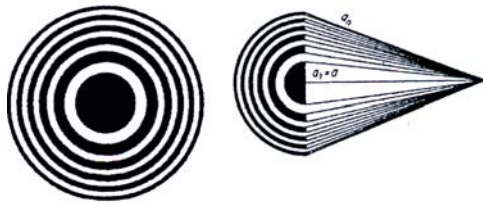


Abbildung 14.19: Fresnel'sche Zonenplatte als fokussierender Wandler.

Ein Beispiel für einen fokussierenden Wandler ist in Abb. 14.19 dargestellt. Wählt man die Radien der Ringe zu $r_n = \sqrt{nb\lambda}$ mit n einem laufenden Index und λ für die Wellenlänge, sowie identische Flächen für die Ringe, so erhält man einen Fokus im Abstand b .

14.3.3 Schallfeld

Ein punktförmiger Wandler strahlt Schall gleichmäßig in alle Richtungen ab. Dies ist meistens nicht erwünscht, sondern man verwendet einen ausgedehnten Wandler, der ein gerichtetes Schallfeld erzeugt. Dieses Schallfeld lässt sich zum Beispiel mit Hilfe des Huygens'schen Prinzips berechnen. Wir betrachten hier als einfaches Beispiel das Schallfeld eines kreisförmigen Ultraschallwandlers.

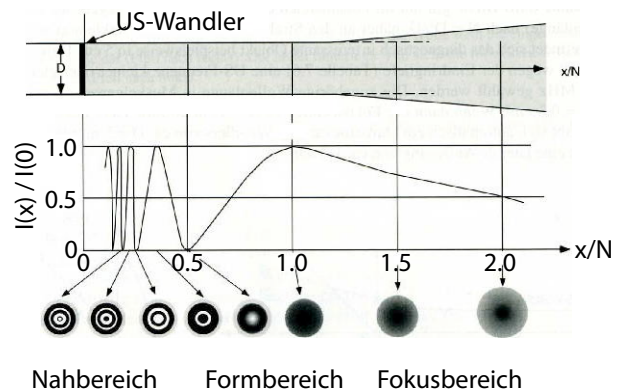


Abbildung 14.20: Schallfeld eines kreisförmigen Wandlers.

Abb. 14.20 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.

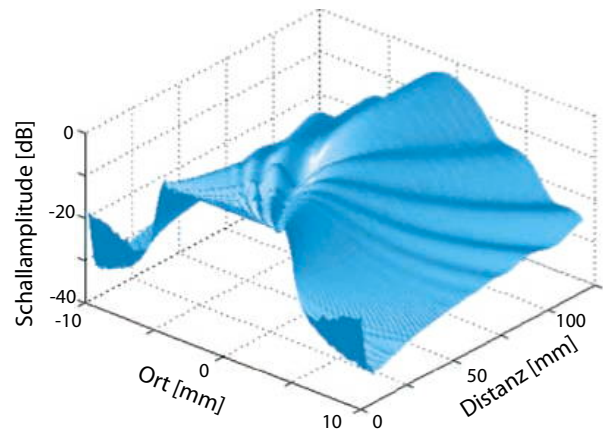


Abbildung 14.21: Amplitude des Schallfelds.

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 λ die Wellenlänge. Der Fokusbereich umfasst den Bereich $N \leq x \leq 2N$.

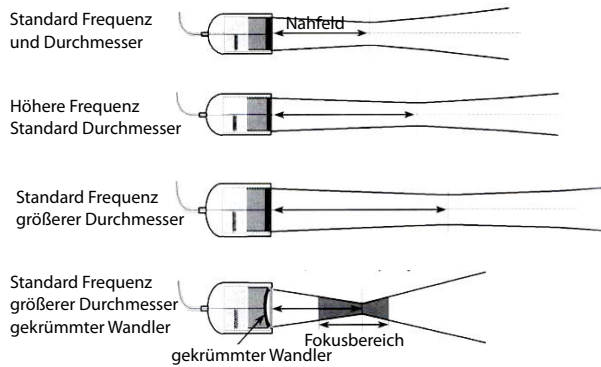


Abbildung 14.22: Anpassung der Brennweite über Frequenz und Durchmesser der Wandlerscheibe.

Dies erlaubt einem, den Abstand zum Fokus über die Wahl von Frequenz und Durchmesser der Wandlerscheibe anzupassen.

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”).

14.3.4 Auflösung

Wir betrachten die erreichbare Auflösung separat in Strahlrichtung (axial) und senkrecht dazu (lateral).

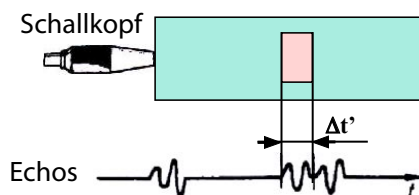


Abbildung 14.23: Auflösungsgrenze in axialer Richtung.

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,

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

Wird ein Puls an zwei Grenzflächen reflektiert, die um den Abstand d getrennt sind, dann beträgt die Laufzeitdifferenz zwischen den beiden Reflexen

$$\Delta t = \frac{2d}{c}.$$

Die beiden Reflexe sind somit unterscheidbar, wenn

$$d > \frac{c}{v} = \lambda.$$

Damit beträgt die minimale Auflösung in axialer Richtung bei 3 MHz etwa

$$d = \lambda = \frac{1500}{3 \cdot 10^6} \text{ m} = 0,5 \text{ mm}$$

und bei 7.5 MHz etwa 0.2 mm.

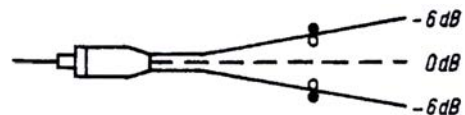


Abbildung 14.24: Auflösung in lateraler Richtung.

In lateraler Richtung wird die Auflösung durch die Strahlcharakteristik begrenzt. Wie in Kapitel 14.3.3 diskutiert, hängt diese von der Frequenz, dem Durchmesser des Wandlers und vom Abstand vom Wandler ab. Um die Auflösung mit einer einfachen Zahl zu quantifizieren, verwendet man z.B. die 6 dB-Breite, also die (laterale) Distanz, über die die Amplitude auf die Hälfte abfällt. Im Fokusbereich eines ebenen Wandlers beträgt diese etwa ein Drittel des Durchmessers des Wandlers, $\delta \sim D/3$.

Da hohe Frequenzen im Gewebe stärker gedämpft werden als niedrige, verwendet man bei Untersuchungen in großer Tiefe niedrigere Frequenzen. Dies führt zu einer Abnahme der Auflösung mit der Tiefe. Als Beispiel berechnen wir die Bedingungen, um ein Objekt in einer Tiefe von $x = 5 \text{ cm}$ zu beobachten. Damit dieses noch am Rande des Fokusbereichs liegt, also bei

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

darf die Tiefe x nicht größer sein als $x \leq \frac{D^2}{2\lambda}$. Auf Grund der Eindringtiefe muss $\nu < 5$ MHz sein. Die entsprechende Wellenlänge in Muskelgewebe ist

$$\lambda = \frac{1500}{5 \cdot 10^6} \text{ m} \approx 0,3 \text{ mm}.$$

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 $\delta \sim 1,7 \text{ mm}$.

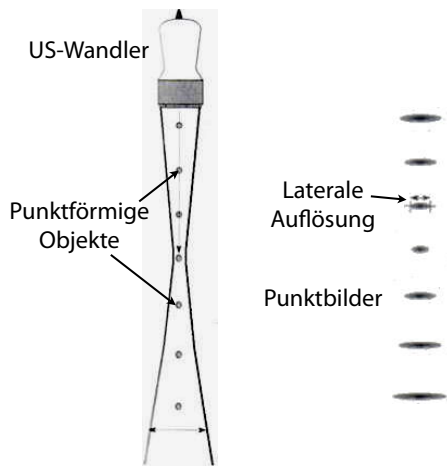


Abbildung 14.25: Tiefenabhängige Auflösung.

Wie in Abb. 14.25 gezeigt, variiert die Auflösung mit der Tiefe. Mit zunehmendem Abstand vom Wandler nimmt sie zunächst zu (d.h. die Verschmierung des Bildes nimmt ab) und erreicht den optimalen Wert im Fokusbereich. 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 Fokusbereich und wandert näher an den Strahler heran, wenn dessen Durchmesser verkleinert wird. Die notwendige Eindringtiefe muss bei der Optimierung der Auflösung berücksichtigt werden.

14.3.5 Signalaufnahme

Das reflektierte Signal wird vom Wandler wieder in ein elektrisches Signal umgewandelt. Die Signalamplituden bewegen sich im Bereich von $1 \mu\text{V}$ bis zu

etwa 1 V , während die Sendesignale $> 100 \text{ V}$ betragen. Es ist deshalb wichtig, dass die Pulse schnell und vollständig abklingen, um das Signal nicht zu überdecken.

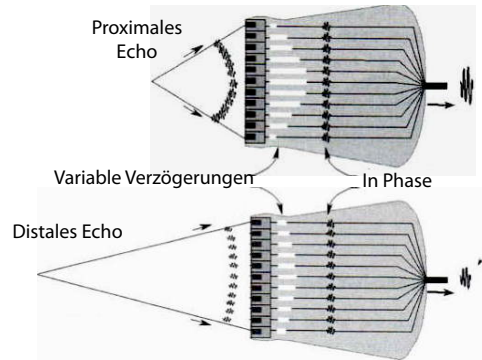


Abbildung 14.26: Fokussierter Empfang.

Das erhaltene Signal wird zunächst verstärkt und dann digitalisiert. Dieser Schritt erfolgt heute meist für jedes Element des Wandlers separat, so dass die Verarbeitung digital erfolgen kann. Zu diesen Verarbeitungsschritten gehören eine zeitabhängige Verstärkung, verzögerte Addition (Fokussierung), logarithmische Komprimierung, Demodulation, Detektion der Einhüllenden und Unterdrückung von kleinen Störsignalen. Dies erlaubt, z.B., die Fokussierung auf eine bestimmte Tiefe.

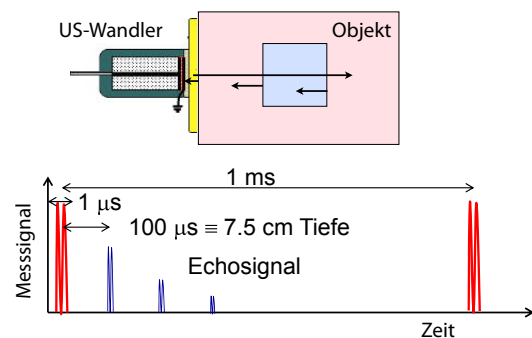


Abbildung 14.27: Schematischer Messaufbau und Signal für eindimensionale US-Bildgebung.

Man unterscheidet zwischen Reflexions- und Transmissionsmessungen. Für die Bildgebung verwendet man meistens Reflexionsmessungen. Im einfachsten Fall (siehe Abb. 14.27) einer eindimensionalen Mes-

sung werden Pulse mit einer Dauer von $\approx 1 \mu\text{s}$ ausgesendet und die reflektierten Echos gemessen.

14.3.6 Verstärkung

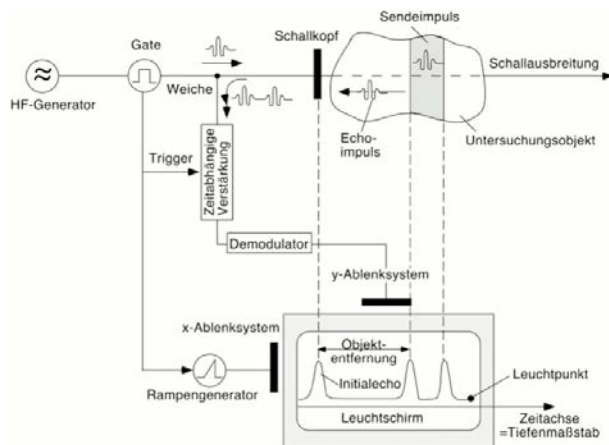


Abbildung 14.28: Messaufbau für den A-Modus.

Im A-Modus (Amplituden-) wird das Echo als Funktion der Zeit dargestellt.

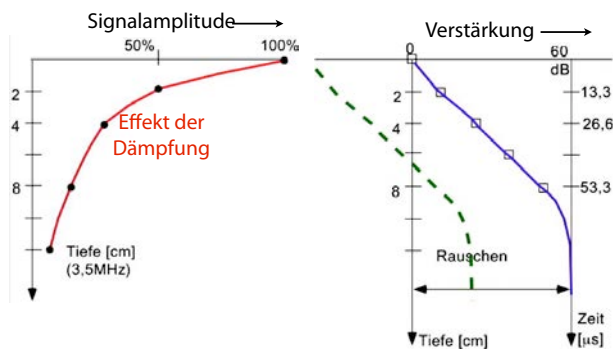


Abbildung 14.29: Kompensation der Abschwächung der Echos.

Je weiter ein Signal durch das Gewebe propagiert, desto stärker wird es abgeschwächt. Dies liegt einerseits an Ausbreitungseffekten, andererseits an der Abschwächung im Gewebe, sowohl beim Hin- als auch auf dem Rückweg. Im Vergleich zu den frühen Signalen wären Signale aus tieferen Schichten deshalb praktisch nicht sichtbar. Damit Bilder einen einheitlichen Kontrast erhalten, müssen die Signale mit längerer Laufzeit stärker verstärkt werden, als

Signale mit kurzer Laufzeit. Man erreicht dies durch eine Verstärkung, welche exponentiell mit der Zeit zunimmt. Dies wird als "Time-Gain Compensation" bezeichnet.

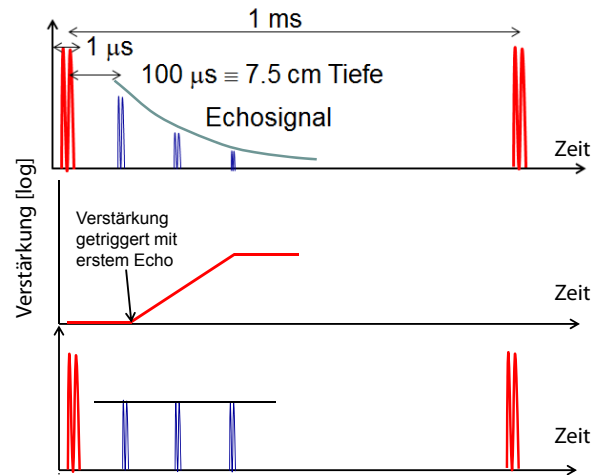


Abbildung 14.30: Kompensation der Abschwächung der Echos.

Dadurch werden vergleichbare Strukturen durch vergleichbare Signale dargestellt. Abb. 14.30 zeigt als Beispiel, wie diese Technik aus einem Echozug mit abfallender Amplitude einen mit näherungsweise konstanter Amplitude erzeugt.

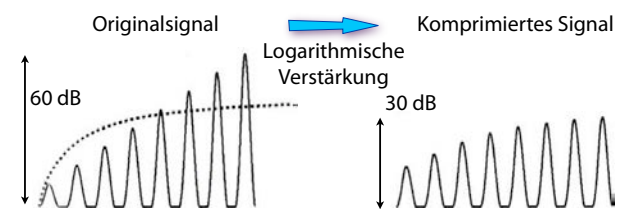


Abbildung 14.31: Logarithmische Kompression.

Der Dynamikbereich wird teilweise erweitert, indem man das Signal logarithmisch komprimiert.

14.3.7 A-Modus

In der US-Bildgebung unterscheidet man zwischen verschiedenen Betriebsmodi. Der einfachste Fall ist der A-Modus. Wir betrachten dafür als Beispiel ein Sonogramm des Auges.

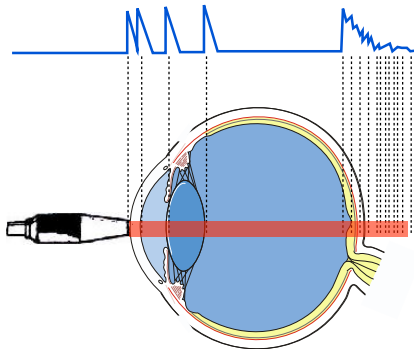


Abbildung 14.32: Reflexionen im Auge.

Sendet man einen Schall-Impuls, so wird von jeder Oberfläche ein (kleiner) Puls reflektiert. Aus der Laufzeit kann man den Abstand bis zur reflektierenden Oberfläche bestimmen.

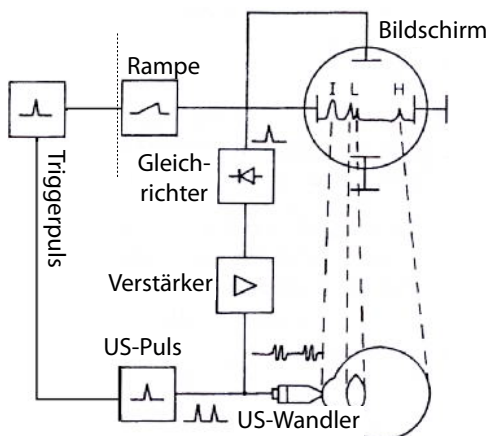


Abbildung 14.33: Elektronisches Schaltschema eines Ultraschallsystems.

Für die Erzeugung eines Bildes werden Schallimpulse von $0,1\text{--}1\text{ }\mu\text{s}$ Dauer und Abständen von $100\text{--}1000\text{ }\mu\text{s}$ 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 m/s .

14.3.8 Mehrdimensionale Darstellungen

Der A-Modus dient als Basis für eine Reihe von weiteren Betriebs- und Darstellungsmodi.

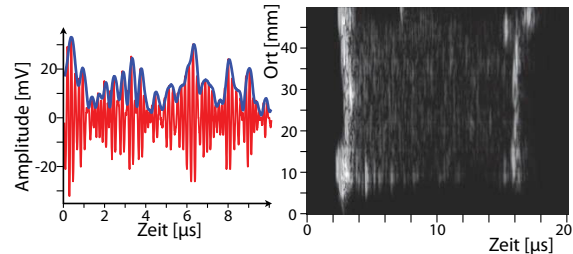


Abbildung 14.34: B-Modus.

Die entsprechenden Bilder werden meist auf dem Bildschirm dargestellt, indem man die Echosignale als Helligkeit darstellt. Dieser Modus wird deshalb als "B-Modus" (B für brightness) bezeichnet. Dabei wird zunächst die Einhüllende der Echosignale bestimmt und diese als Helligkeit dargestellt.

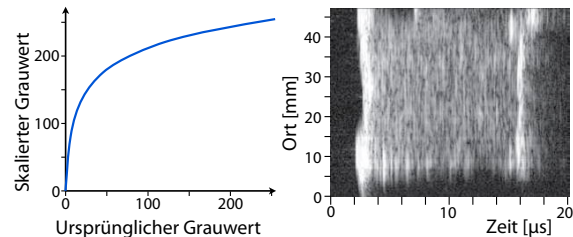


Abbildung 14.35: Logarithmische Skalierung der Graustufen.

Meistens sind niedrige Intensitäten stärker vertreten als hohe. Man erhält dann einen besseren Kontrast, indem die Graustufen nicht linear skaliert werden, sondern z.B. logarithmisch.

Abb. 14.36 zeigt am Beispiel des Herzens zunächst den A-Modus, also die Echosignale als Funktion der Zeit und den "B-Modus" (B für brightness). Wir eine Darstellung im B-modus als Funktion der Zeit aufgenommen, erhält man den TM-Modus. Dies erlaubt einem, z.B., Korrelationen zwischen US-Signal und dem Herzrhythmus zu finden.

Um ein zweidimensionales Bild zu erhalten, muss der Messkopf über die Oberfläche bewegt oder die

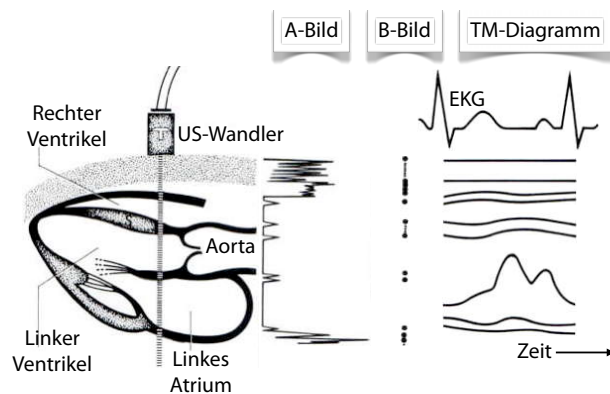


Abbildung 14.36: A-, B- und TM-Modus für kardiologische Untersuchungen.

Abstrahlrichtung des Schalls variiert werden. Dies ist die Darstellungsweise der meisten US-Geräte.

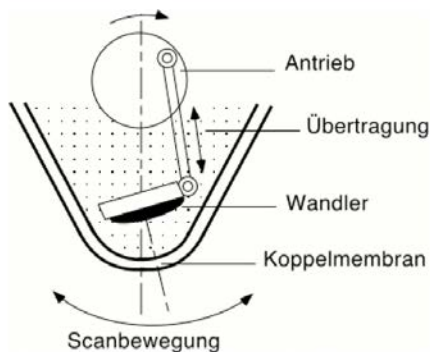


Abbildung 14.37: Mechanischer Scan eines US-Wandlers.

Dabei wird ein Multielementwandler verwendet, welcher den Strahl in einem Fächer scannt, 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.

Die meisten US-Bilder werden in diesem Modus aufgenommen. Abb. 14.39 zeigt ein typisches Beispiel.

Für die Erzeugung von 3D Bildern muss der Strahl in 2 Richtungen gescannt werden. Dafür kann z.B. der Kopf rotiert oder geschwenkt ('wobble') werden.

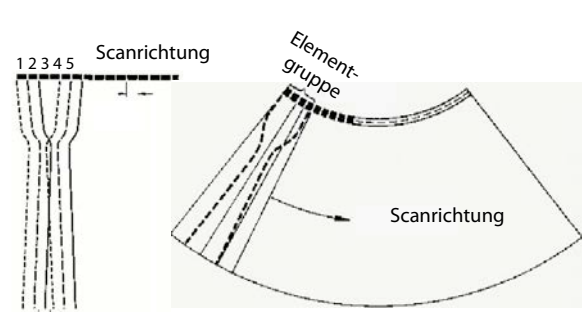


Abbildung 14.38: Elektronischer Scan eines US-Wandlers.



Abbildung 14.39: Beispiel eines 2D 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 Schallkopfs gemessen wird oder mit Hilfe eines Spezial-Scanners.

14.3.9 Bildfehler

Abb. 14.42 und 14.43 zeigen einige Bildfehler, welche typisch sind für die Ultraschall-Bildgebung:

- Scheinbare Signalerhöhung hinter schwach dämpfenden Gebieten; Abschattungen hinter schrägen Kanten, die relativ stark spiegeln;
- Mehrfachreflexionen bei zwei stark reflektierenden, ungefähr parallelen Grenzflächen;
- Virtuelle Bilder von Objekten vor stark reflektierenden Flächen;

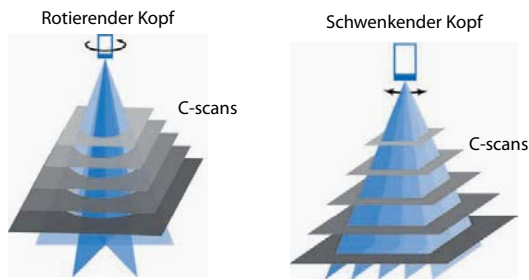


Abbildung 14.40: Unterschiedliche Scan-Methoden für 3D Bildgebung.



Abbildung 14.41: Beispiel eines 3D Sonogramms.

- Verschiebungen von Objekten hinter Gebieten mit abweichender Schallgeschwindigkeit.

14.3.10 Doppler-Ultraschall

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

Anwendungen sind die Messung der Strömungsgeschwindigkeit von Blut im Herzen und in den Blutgefäßen. Die Blutkörperchen entsprechen einem bewegten Sender, die Frequenzverschiebung bei der Reflexion beträgt

$$\frac{\Delta\omega}{\omega} = \frac{2v}{c} \cos \theta. \quad (14.2)$$

Hier stellt θ 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 (siehe Abb. 14.44).

Ausgesendet wird eine sinusförmige Welle, $J_0 = J_{10} \sin(\omega t)$. Ohne Berücksichtigungen von Phasen-

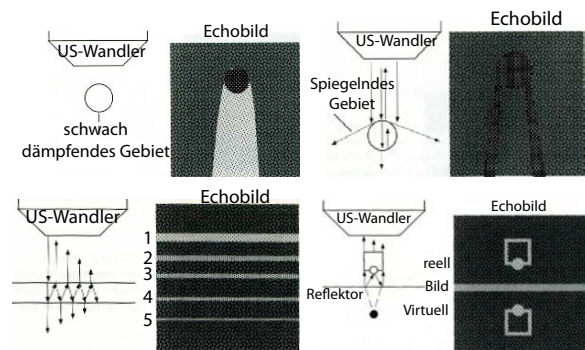


Abbildung 14.42: Artefakte durch Signalerhöhung hinter schwach dämpfendem Gebiet, Abschattung hinter schrägen Kanten, Mehrfachreflexionen bei zwei stark reflektierenden Ebenen und virtuelle Bilder vor stark reflektierenden Flächen.

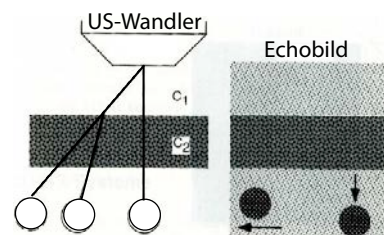


Abbildung 14.43: Verschiebungen durch abweichende Schallgeschwindigkeiten.

verschiebungen 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 eines Bandpassfilters 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 mit Hilfe von Gl. (14.2) die Geschwindigkeit v des fließenden Blutes bestimmt werden.

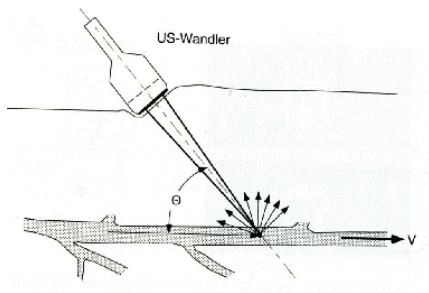


Abbildung 14.44: Doppler-Ultraschall.

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.

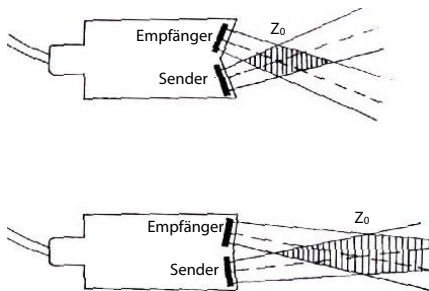


Abbildung 14.45: Messkopf für cw-Doppler US mit Fokussierung auf unterschiedliche Tiefen.

Für Doppler-Ultraschall Messungen im Dauerstrich-Verfahren (cw-Doppler US) verwendet man einen Messkopf mit getrenntem Sende- und Empfangswandler (siehe Abb. 14.45). 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.

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

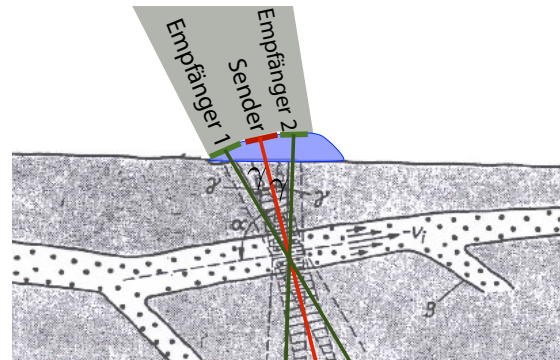


Abbildung 14.46: Stereomesskopf mit zwei getrennten Empfangseinheiten.

man vermeiden, indem man einen Messkopf mit zwei unabhängigen Empfangseinheiten einsetzt (siehe Abb. 14.46). Die Fließgeschwindigkeit ergibt sich dann als

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

wobei

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

aus der Konstruktion des Messkopfes bekannt ist. γ ist der Winkel zwischen dem Sendeteil und einem der beiden Empfangselemente und Δv_i ist die Frequenzverschiebung, welche im Empfänger i gemessen wird.

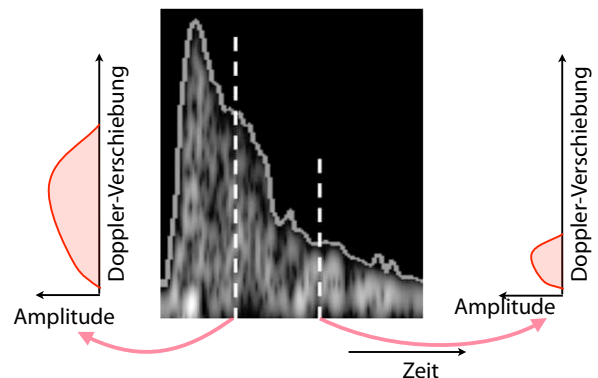


Abbildung 14.47: Zeitabhängige Dopplerverschiebung.

Das Verfahren erlaubt auch, die Dopplerverschiebung und damit die Geschwindigkeit als Funktion

der Zeit zu messen. Abb. 14.47 zeigt als Beispiel die Geschwindigkeitsverteilung im Laufe eines Herzzyklus. Sowohl die maximale Geschwindigkeit, wie auch die Breite der Geschwindigkeitsverteilung zeigen eine erhebliche Zeitabhängigkeit.

14.3.11 Puls-Doppler US

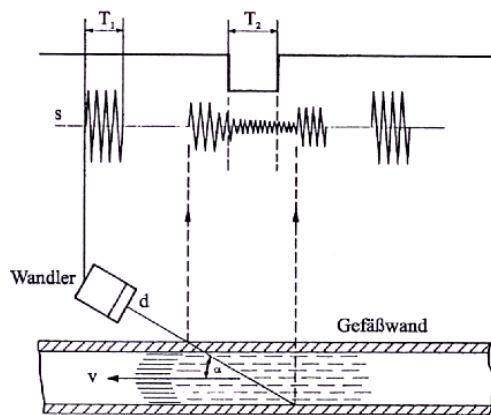


Abbildung 14.48: Puls-Doppler Verfahren.

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 Unschärfenbeziehung: 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.

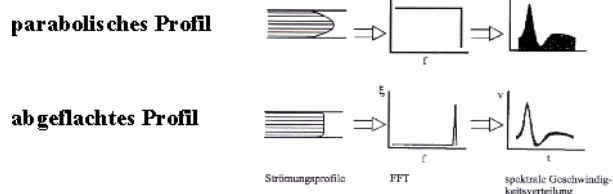
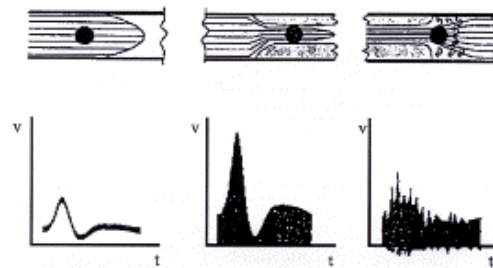


Abbildung 14.49: Unterschiedliche Strömungsprofile.

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 Signals. Ist die Geschwindigkeitsverteilung homogen, so ist die Frequenz im ganzen Gefäß um den gleichen Betrag verschoben.



Einengung Turbulenz

Abbildung 14.50: Signal bei unregelmäßiger Strömung.

Wie in Abb. 14.50 gezeigt, kann dies z.B. verwendet werden, um Einengungen oder Turbulenzen zu finden.

14.3.12 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.

Abb. 14.51 zeigt, 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:

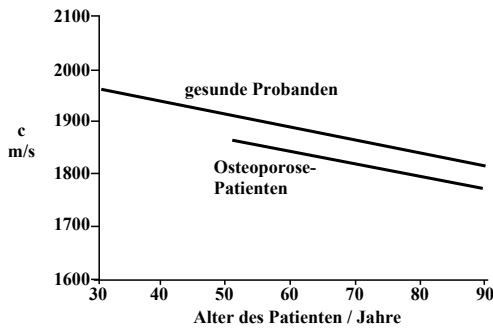


Abbildung 14.51: Änderung der Schallgeschwindigkeit im Knochen als Funktion des Lebensalters.

- 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 v in der Probe erhält man dann aus

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

14.3.13 Kontrastmittel und Harmonische

Kontrastmittel erhöhen die Streuung im Körper. Dafür werden vor allem gasgefüllte Blasen mit Durchmessern von 3-6 μm verwendet. Diese sind wesentlich stärker komprimierbar als Flüssigkeiten und absorbieren deshalb sehr viel akustische Energie. Das Gas sollte keine hohe Löslichkeit in Wasser aufweisen, da sonst die Kapseln nicht lange stabil sind. Die Kapseln können so dimensioniert werden, dass sie eine mechanische Resonanz im Ultraschallbereich aufweisen.

Kontrastmittel können auch Nanopartikel sein, deren akustische Impedanz sich deutlich von Wasser unterscheidet. In beiden Fällen können Antikörper daran gekoppelt werden, um das Kontrastmittel an bestimmten Stellen im Körper anzureichern.

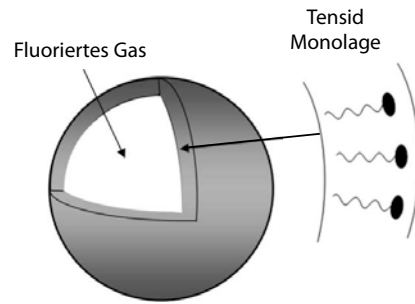


Abbildung 14.52: Gasgefüllte Mikrokapseln als Kontrastmittel.

Signale können nicht nur bei der eingestrahnten Frequenz f gemessen werden, sondern auch bei ihren Harmonischen $2f$, $3f$ etc. Diese entstehen bei nichtlinearen Wechselwirkungen im Gewebe, vor allem durch Kontrastmittel. Die Gasfüllung hat eine sehr viel kleinere Schallimpedanz als das umgebende Material, so dass diese Kapseln stark reflektieren, obwohl sie sehr viel kleiner sind als eine akustische Wellenlänge. Die Wechselwirkung ist nichtlinear, so dass relativ leicht Harmonische erzeugt werden können. Diese sind leicht von den übrigen Reflexen zu unterscheiden und damit sehr spezifisch für die Kontrastmittel. Da die Transducer normalerweise resonant sind, wird für diese Messungen ein Transducer benötigt, der nicht nur bei f (der Sendefrequenz), sondern auch bei $2f$ oder $3f$ resonant ist.

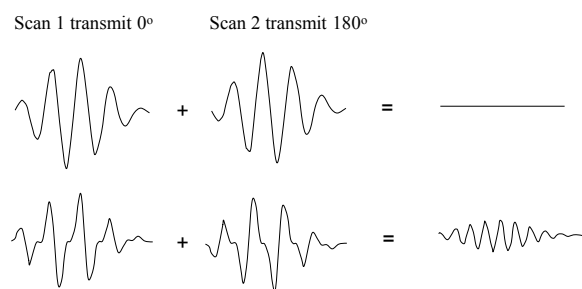


Abbildung 14.53: Unterdrückung des Grundwellensignals.

Die Grundwelle kann weiter unterdrückt werden, indem man jeweils die Echos von zwei Pulsen mit umgekehrter Phase addiert. Dabei werden alle ungeraden Harmonischen eliminiert, insbesondere die

Grundwelle:

$$\sin(\omega t) + \sin(\omega t + \pi) = 0.$$

Bei den geraden Harmonischen hat jedoch die Phasenverschiebung keinen Effekt und die beiden Signale addieren sich:

$$\sin^2(\omega t) + \sin^2(\omega t + \pi) = 1 - \cos(2\omega t).$$

Damit kann die Auflösung erhöht werden, und die linearen Signale werden sehr effizient unterdrückt.

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

$$P_s = E = \frac{1}{2} \rho \omega^2 \chi_0^2 = \frac{1}{2} \frac{p_0^2}{Z}.$$

Bei konstanter Auslenkungsamplitude nimmt die Leistung somit quadratisch mit der Frequenz zu, bei konstanter Druckamplitude $p_0 = \rho \omega \chi_0 / c$ ist sie unabhängig von der Frequenz.

14.4 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.

14.4.1 Schallstrahlungsdruck und Kavitation

Im Schallstrahl ist das Medium bewegt. Ähnlich wie beim Bernoulli-Effekt ist deshalb der Druck im Schallstrahl gegenüber der Umgebung reduziert:

$$\bar{p} = -\rho_0 \bar{v}^2.$$

Hier stellt \bar{p} die Druckänderung dar, gemittelt über eine Periode ρ_0 die Dichte und \bar{v}^2 das Quadrat der Geschwindigkeit der Moleküle im Schallstrahl, ebenfalls gemittelt über eine Periode. Auf Grund dieses Unterdrucks 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.



Abbildung 14.54: 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.

Das Aufplatzen von Kavitäten geschieht primär bei Druckamplituden ab 1 MPa (10 bar). Solche Drücke werden bei der Ultraschalldiagnose nie erreicht.

14.4.2 Thermische Wirkung

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

$$w = \mu I,$$

wobei μ den Absorptionskoeffizienten darstellt und I die Schallintensität in W/m².

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.

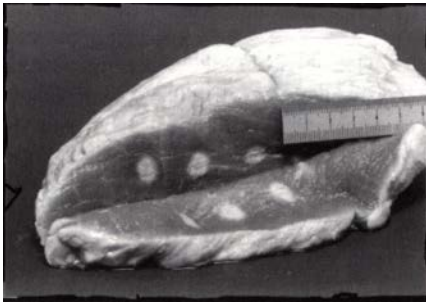


Abbildung 14.55: Durch US induzierte Koagulation.

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. Dazu werden z.B. die entsprechenden Bereiche für 30-60 Minuten auf 43-45 °C aufgewärmt oder für kürzere Zeiten auf noch höhere Temperaturen. Abb. 14.55 zeigt als Beispiel Läsionen, welche auf diese Weise in einem Muskelphantom erzeugt wurden.

14.4.3 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). In diesem Fall werden meist Stoßwellen eingesetzt, also nicht sinusförmige Wellen, sondern kurze Pulse mit möglichst steiler Flanke. Diese Pulse müssen so fokussiert werden, dass sie den Stein mit hoher Energiedichte treffen. Ihre Amplitude muss dort hoch genug sein, damit die induzierten Zugkräfte die Zugfestigkeit des Steins überschreiten und ihn zertrümmern.

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. getrübbte Linse am Auge) wird flüssig und kann abgesaugt werden.

Ähnliche Instrumente werden als Alternative zum Skalpell eingesetzt. Dafür wird ein stark fokussierter Strahl mit einer Leistungsdichte von mehreren kW/cm² eingesetzt, der Druckamplituden bis zu ± 5 MPa erzeugt.



Abbildung 14.56: Kombinationsgerät für therapeutische Ultraschallbehandlungen unter MRI Beobachtung.

Das größte Problem bei dieser Art von Anwendung ist die präzise Lokalisierung des Fokus. Eine Möglichkeit besteht darin, die Pulse, welche vom Objekt gestreut werden, mit Hilfe eines segmentierten 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 gestreut wurde. In vielen Fällen benötigt man jedoch eine unabhängige Methode wie z.B. MRI oder Röntgen. MRI erlaubt die Messung der Erwärmung aufgrund des Schallstrahls in Echtzeit, so dass der Ort gegebenenfalls korrigiert werden kann.

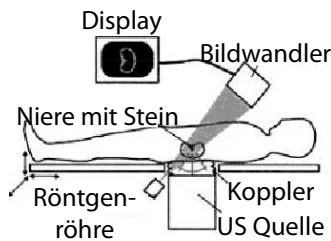


Abbildung 14.57: Lithotripsie.

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

In der Zahnheilkunde wird Ultraschall auch eingesetzt, als Alternative zum Bohrer oder zur Zahnsteinentfernung. Hier beträgt die Frequenz 20-60 kHz.

14.4.4 Sicherheit

Um eine ungewollte Schädigung des Gewebes zu vermeiden, wurde der Schädigungsbereich sorgfältig untersucht. Die typischerweise angewendeten Schallintensitäten unter 100 mW/cm^2 sind nach dem heutigen Stand der Erkenntnis unbedenklich. In diesem Intensitätsbereich spielt nur die thermische Wirkung eine Rolle.

Die Grenze zur Schädigung wird durch die Intensität und die Einwirkungsdauer bestimmt. Über einen weiten Bereich ist der relevante Parameter die deponierte Energiedichte, d.h. das Produkt aus Intensität

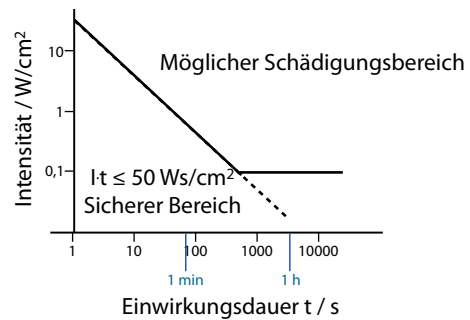


Abbildung 14.58: Maximale Intensität als Funktion der Einwirkungsdauer bei der Anwendung von Ultraschall[3].

und Einwirkungszeit. Bei längeren Anwendungszeiten kann die eingetragene Leistung durch die normalen Kühlmechanismen abtransportiert werden. Je höher die Frequenz, desto kleiner muss die Druckamplitude gewählt werden, um noch im sicheren Bereich zu bleiben.

Eine weitere Grenze ist die Kavitation, welche entstehen kann, wenn der (negative) Spitzendruck einen Betrag von etwa 1 MPa (=10 bar) überschreitet.