

Ultraschall - Erzeugung, Detektion und Anwendung

Mit Ultraschall bezeichnet man den Schall, der vom menschlichen Gehör aufgrund seiner hohen Frequenzen nicht mehr wahrgenommen werden kann. Es handelt sich dabei um akustische Wellen mit Frequenzen oberhalb 20 kHz. Die entsprechenden Schallwellen in Gasen, Flüssigkeiten und festen Medien unterscheiden sich aber prinzipiell nicht von Wellen im niederfrequenten Hörschallbereich. Es sind allenfalls Unterschiede bei den elektroakustischen Wandlern zu verzeichnen, mit denen Ultraschall erzeugt bzw. detektiert werden kann. Die Anwendungen des Ultraschalls sind sehr vielfältig und reichen von einfachen Distanzmessungen in Luft bis hin zu komplexen Signalverarbeitungskomponenten auf der Basis von Festkörperwellen im Gigahertzbereich.

Infolge hoher Dämpfung und sehr kleiner Wellenlängen geht der für technische Anwendungen nutzbare Frequenzbereich nur selten über 1 bis 3 GHz hinaus. Daher spricht man auch bei Ultraschallwellen im Frequenzbereich oberhalb 1 GHz gewöhnlich von **Hyperschall**.

Die Unterscheidung zwischen Ultraschall und Hyperschall ist gerechtfertigt, da sich bei den sehr hohen Frequenzen des Hyperschalls bereits Quanteneffekte bemerkbar machen können, zumindest bei der Ausbreitung von Festkörperwellen. Man spricht in diesem Zusammenhang auch von Phononen, die longitudinal und transversal schwingen und inkohärenten Schall erzeugen [M100].

Die technischen Anwendungen des Ultraschalls sind heute enorm vielfältig und weitreichend. Entsprechend hoch ist seine kommerzielle Relevanz. Die größte Bedeutung hat dabei die Nutzbarmachung des Ultraschalls in der Medizintechnik erlangt. So ist die **medizinische Ultraschall Diagnostik** neben der klassischen Röntgendiagnostik und dem Magnetic Resonance Imaging (MRI) (hinlänglich auch als Kernspintomographie bezeichnet) eines der tragenden Bildgebungsverfahren der modernen Medizintechnik geworden. Aber auch der Leistungsultraschall ist aus der heutigen Medizintechnik nicht mehr wegzudenken. So finden akustische Stoßwellen (auch als Schockwellen bezeichnet) bei der extrakorporalen Nierensteinzertrümmerung Anwendung. Der sog. **High Intensity Focused Ultrasound (HIFU)** wird zur thermischen Ne-

kreose (Zellzerstörung durch Gerinnung von Eiweiß) von krebsartigem biologischem Gewebe eingesetzt. Der Ultraschallmarkt in der heutigen Medizintechnik wird auf 5 Mrd. US\$ jährlich geschätzt und die derzeitigen jährlichen Wachstumsraten liegen bei 5 bis 7 %.

Neben der Medizintechnik ist die **Zerstörungsfreie Prüfung** bzw. Werkstoffprüfung (ZfP) (im engl. als **Nondestructive Testing (NDT)** bezeichnet) das wohl bedeutendste Anwendungsgebiet. Dabei werden vorwiegend hochfrequente Ultraschallwellen (Longitudinal- und Transversalwellen) verwendet, um das Innere von mechanischen Bauteilen im Hinblick auf Materialfehler zu inspizieren.

Auch in der Produktionstechnik nimmt der Ultraschall mittlerweile einen breiten Raum ein. So setzt man beispielsweise hochintensive Ultraschallwellen ein, um Materialien mittels Ultraschallschweißen, Ultraschallschneiden oder auch Ultraschalllöten zu bearbeiten. Sowohl in der Automatisierungstechnik als auch der Kraftfahrzeugtechnik wird der Ultraschall genutzt, um Distanzmessungen durchzuführen. In der Prozeßautomatisierung reichen die Anwendungen bis hin zur Objekterkennung, vor allem in optisch nicht-transparenten Umgebungen, in den optische Verfahren unbrauchbar sind.

In der **Sonartechnik** werden Ultraschallwellen seit langem genutzt, um Schiffe zu orten bzw. die Seetiefe zu bestimmen oder auch den Meeresgrund zu analysieren. Dies ist vor allem für militärische Anwendungen (Marine) und den Fischfang (Ortung von Fischschwärmen), aber auch für die Erdölindustrie im Zuge der **seismischen Exploration** in den Weltmeeren, interessant. Der Sonartechnik ist eine eigenes Kapitel gewidmet (Kap. 17).

Auch die Messtechnik bedient sich zunehmend des Ultraschalls. Die Anwendungen sind hier sehr vielfältig und reichen von einfachen Klopfensensoren für die Automobiltechnik über Beschleunigungssensoren bis hin zu energieautark arbeitenden, funkabfragbaren Sensoren in Form von Oberflächenwellenfiltern (OFW=Oberflächenwelle bzw. engl. SAW=Surface Acoustic Wave). Die Verwendung von **akustischen Oberflächenwellenfiltern** ist aus der modernen Nachrichtentechnik nicht mehr wegzudenken. Hier werden diese mikroakustischen Bauteile in Form von Bandfiltern oder auch Korrelatoren eingesetzt.

In jüngerer Zeit gewinnt die Bestimmung von mechanischen Materialparametern mit Hilfe von Ultraschallwellen zunehmend an Bedeutung. Nicht zuletzt auch die Nutzung von Ultraschallwellen als Trägersignal von Informationen ist technisch nach wie vor relevant, auch wenn die früher im häuslichen Bereich verwendeten Ultraschallfernsteuerungen mittlerweile gänzlich durch Infrarotfernsteuerungen abgelöst wurden.

Entsprechend der sehr unterschiedlichen technischen Anwendungsgebiete wird im Folgenden zwischen *Luftultraschall*, *Ultraschall in flüssigen Medien* und *Ultraschall in festen Medien* unterschieden.

18.1 Luftultraschall

Der für technische Anwendungen relevante Frequenzbereich reicht beim Luftultraschall von 20 kHz bis ca. 1 MHz. Die Hauptanwendungsgebiete sind

- die Abstands- und Füllstandmessung
- die Objektortung und -erkennung
- der parametrische Lautsprecher.

Prinzipiell bringen höhere Frequenzen und die damit einhergehenden kürzeren Wellenlängen zwar eine höhere Ortsauflösung, z. B. bei der Distanzmessung, sie haben aber auch den Nachteil höherer Dämpfung und damit geringerer Reichweite. Außerdem bewirken die im Vergleich zur Wellenlänge großen Antennenaperturen eine sehr gebündelte Abstrahlung bzw. Richtcharakteristik beim Empfang, so dass es oft zu Spiegelungsproblemen kommt, d. h. der auf ein Objekt gerichtete Schall wird von diesem so gebündelt und gerichtet reflektiert, dass er nicht mehr zum Empfangswandler gelangt, sondern seitlich an diesem vorbeigelenkt wird.

Als Sende- und Empfangswandler werden beim Luftultraschall folgende Wandlertypen eingesetzt

- piezoelektrische Biegewandler
- piezoelektrische Dickenschwinger
- elektrostatische (kapazitive) Wandler.

18.1.1 Piezoelektrische Biegewandler

Zur Erzeugung von Ultraschallwellen im niedrigen Frequenzbereich des Ultraschalls (bis ca. 200 kHz) werden des öfteren piezoelektrische Biegewandler in Form von Bimorphwandlern eingesetzt. Diese Bimorphwandler bestehen aus zwei piezoelektrischen Längsschwingern, die aufeinandergeklebt werden (Abb. 18.1).

Dabei gibt es zwei Ausführungsvarianten, den **Parallel-Bimorph** und den **Serien-Bimorph**. Beiden ist gemeinsam, dass sich beim Anlegen einer

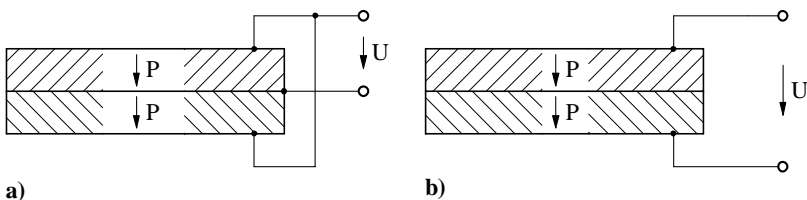


Abb. 18.1. Piezoelektrischer Bimorph-Wandler a) Parallel-Bimorph b) Serien-Bimorph. P gibt die Polarisationsrichtung an

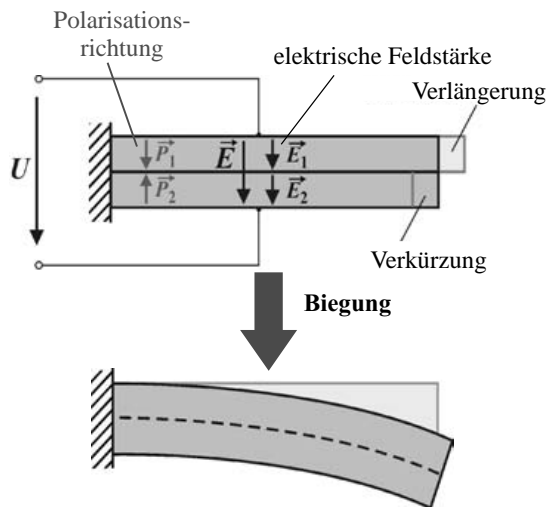


Abb. 18.2. Funktionsprinzip eines piezoelektrischen Bimorph-Schwingers (hier: Serien-Bimorph)

elektrischen Spannung einer der Längsschwinger verkürzt, während sich der andere verlängert. Infolge der festen Verklebung auf der Mittelfläche wird diese bei einer Biegung des Plattenverbundes zur neutralen Faser (Abb. 18.2).

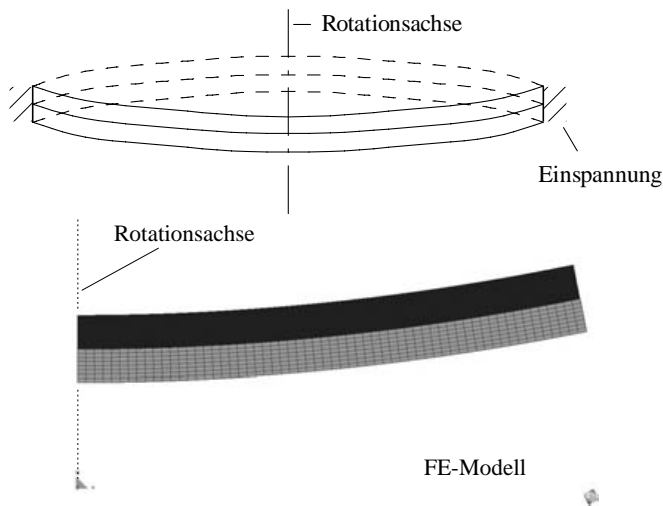


Abb. 18.3. Mechanische Verformung eines am Rand eingespannten kreisrunden piezokeramischen Bimorph-Schwingers, ermittelt mit Hilfe einer Finite-Elemente-Analyse (FE-Analyse). Gesamtdicke: 1 mm; Durchmesser der PZT-Scheiben: 30 mm

Für den Fall, dass es sich um kreisrunde Platten handelt, die am Rand eingespannt sind, kommt es zu einer starken Auslenkung in Plattenmitte (Abb. 18.3).

Eine davon abgewandelte Form der Schwingungserzeugung besteht aus nur einem piezoelektrischen Längsschwinger, der auf eine dünne Metallmembran aufgeklebt ist. Die Längsschwingungen der Piezoscheibe bewirken in Verbindung mit der festen Klebeverbindung eine Verbiegung des Plattenverbundes im Sinne eines piezoelektrischen Unimorph-Schwingers (s. auch Kap. 13.2) (Abb. 18.4). Weitere Informationen zu diesem Thema findet der Leser in Kap. 13.2 (Piezoelektrische Mikrofone).

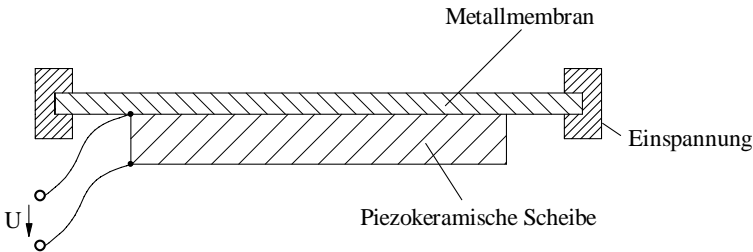


Abb. 18.4. Piezoelektrischer Biegeschwinger (Unimorph-Schwinger): auf Metallmembran aufgeklebte Piezoscheibe

Zur Verbesserung der Abstrahlung in Luft wird oft ein Horn verwendet, das auf den Bimorph-Schwinger aufgesetzt wird (Abb. 18.5). Solche Wandler werden typischerweise als Ultraschall-Parksensoren zur Ultraschall-Abstandsmessung in der Automobiltechnik eingesetzt (Abb. 18.6).

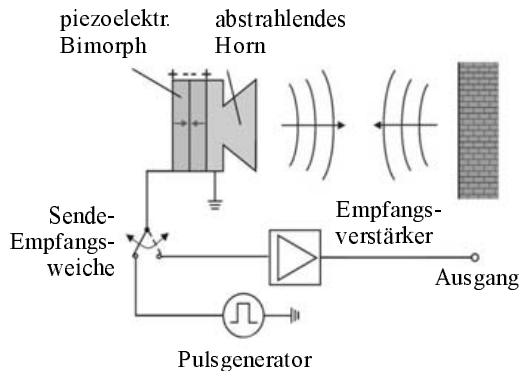


Abb. 18.5. Ultraschall-Bimorph-Schwinger im Puls-Echo-Betrieb zur Distanzmessung

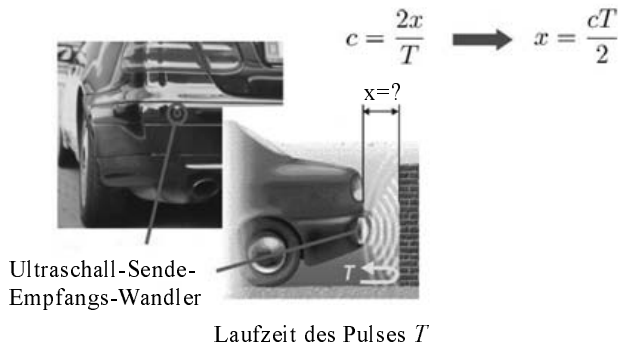


Abb. 18.6. Ultraschall-Einparkhilfe (c : Schallgeschwindigkeit; T : Gesamtlaufzeit des Ultraschallpulses; x : Zu messende Distanz).

18.1.2 Breitband-Ultraschallwandler auf Polymerbasis

Die Abstrahlung und der Empfang von Ultraschall in Luft leidet generell an der schlechten akustischen Anpassung (gemeint ist die impedanzmäßige Anpassung zwischen dem festen Wandlermedium und der umgebenden Luft). Infolgedessen ließen sich in der Vergangenheit auch nur Wandler mit einer relativ geringen Bandbreite realisieren. Dies führte wiederum dazu, dass keine (zeitlich) kurzen Pulse erzeugt bzw. empfangen werden konnten.

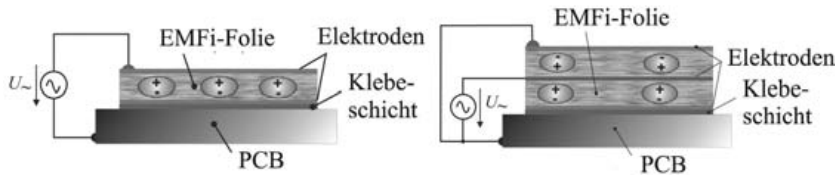


Abb. 18.7. Ultraschallwandler auf Basis von EMFi-Folien

In den letzten Jahren wurden allerdings auf der Basis eines neuen Wandlermaterials Luftultraschallwandler entwickelt, welche eine extrem hohe Bandbreite aufweisen. Das nutzbare Frequenzband umfasst den Bereich 20 kHz bis 200 kHz [M170].

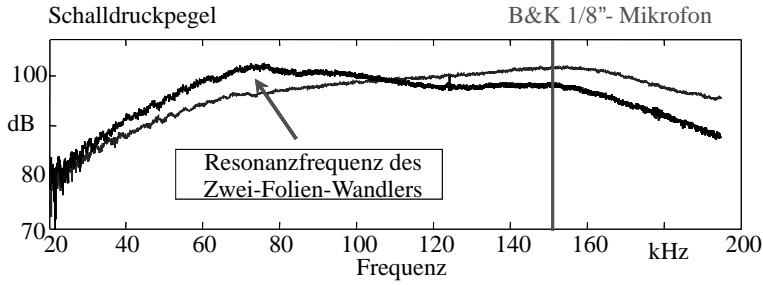


Abb. 18.8. EMFi-Sendewandler: Schalldruckpegel in 1 Meter Entfernung

Das Wandlmaterial wird als **Electro Mechanical Film (EMFi)** bezeichnet. Es handelt sich dabei um geschäumtes Polypropylen, das durch Einbringen von elektrischen Ladungen piezoelektrische Eigenschaften annimmt [52]. Dieses Injizieren der elektrischen Ladungen wird vorzugsweise durch eine *Coronaentladung* bewerkstelligt [16]. Einzelheiten zu diesem neuen Wandlmaterial findet der Leser in Kap. 12.3.

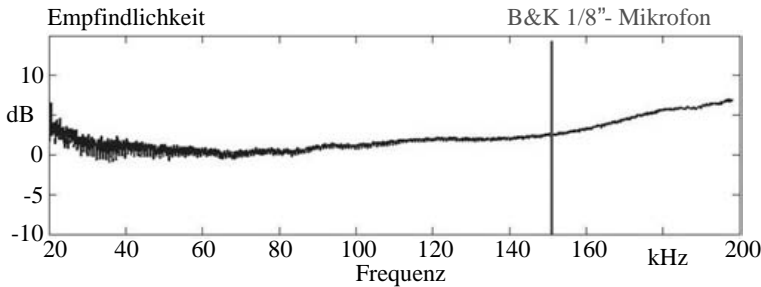


Abb. 18.9. EMFi-Empfangswandler: Empfangsempfindlichkeit ($0 \text{ dB} = 0,5 \text{ mV/Pa}$)

Auf der Basis dieses EMFi-Materials wurden piezoelektrische Dickenschwinger entwickelt [277]. Diese bestehen aus Einschicht- oder Mehrlagenwandlern (Abb. 18.7). Abbildung 18.8 zeigt den in einem Meter Entfernung vom Sendewandler erzeugten Schalldruckpegel über der Frequenz, während in Abb. 18.9 die Empfangsempfindlichkeit eines EMFi-Wandlers zu sehen ist.

Die Wandler eignen sich aufgrund ihrer herausragenden Bandbreite auch bestens für die Untersuchungen von Fledermaussignalen [120], [136], [121]. Im Zuge des o.g. EU-Projektes wurde ein robotischer Fledermauskopf entwickelt, in dem sowohl Sende- als auch Empfangswandler auf EMFi-Basis verwendet werden (Abb. 18.10). In weiteren Forschungsarbeiten sollen nun unter Beach-

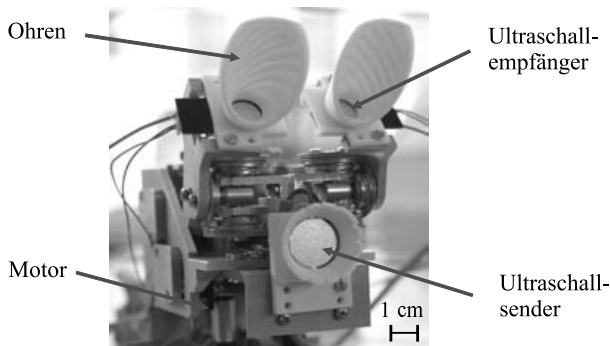


Abb. 18.10. Künstlicher Fledermauskopf mit Ultraschall-Sender und -Empfängern auf EMFi-Basis [M170]

tung bionischer Aspekte Ortungssysteme entwickelt werden, die u. a. in der Automatisierungstechnik für die Objekterkennung bzw. als Ortungshilfe für Blinde eingesetzt werden sollen [M170]. Im Zuge jüngst durchgeführter Untersuchungen ist es gelungen, mit Hilfe dieser Ultraschallwandler frei im Raum aufgehängte Drähte mit einem Durchmesser von 0,1 mm zu orten.

18.1.3 Kapazitive Ultraschallwandler

Kapazitive Schallwandler (s. auch Kap. 14.3) eignen sich besonders für einen flächenhaften Aufbau in Form einer dünnen metallisierten Polymerfolie, die in kurzem Abstand einer festen Gegenelektrode gegenübersteht. Die geringe Steifigkeit führt i. Allg. zu einer wesentlich kleineren mechanischen Innenimpedanz als die der piezokeramischen Wandler. Daher sind sie auch an Luft impedanzmäßig deutlich besser angepasst.

Die entsprechenden kapazitiven Schallwandler werden auch als **Sellwandler** bezeichnet. Sie bestehen aus einer sehr dünnen metallisierten Kunststoff-Folie, die über einen festen Metallblock gespannt wird (Abb. 18.11). Der Wandler besteht letztlich aus einer Vielzahl kleiner Teilwandler mit jeweils relativ hoher Resonanzfrequenz; teilweise liegt diese deutlich höher als 100 kHz. Wenn die natürliche Oberflächenrauigkeit des Metalls nicht ausreicht, kann durch bewusstes Aufrauen den Kavitäten ein größeres Volumen und damit eine größere mechanische Nachgiebigkeit verliehen werden. Damit lässt sich auch die Resonanzfrequenz des Wandlers abstimmen. Mit solchen Sellwandlern kann man Ultraschall in Luft bis etwa 200 kHz erzeugen.

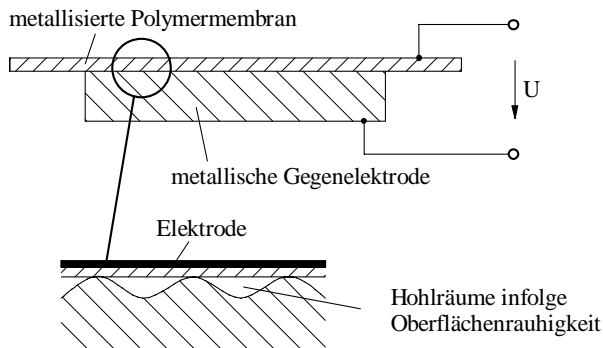


Abb. 18.11. Aufbau eines Sellwandlers für den Ultraschallbereich

Bei der Füllstandmessung gibt es drei Varianten der Messung bzw. der Ankopplung der Ultraschallwandler (Abb. 18.13):

1. Messung über eine **Luftstrecke**
2. Messung innerhalb der **Flüssigkeit mit Innenankopplung**
3. Messung innerhalb der **Flüssigkeit mit Außenankopplung**.

Es sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass die Schallausbreitungsgeschwindigkeit in Luft von der Temperatur abhängt (s. Abb. 2.2), die bei Auswertungen nach Gl. (18.1) zu berücksichtigen ist. Temperaturschichtungen können zudem zu Reflexionen an den Temperaturgrenzschichten führen, was zu Falschechos führen kann.

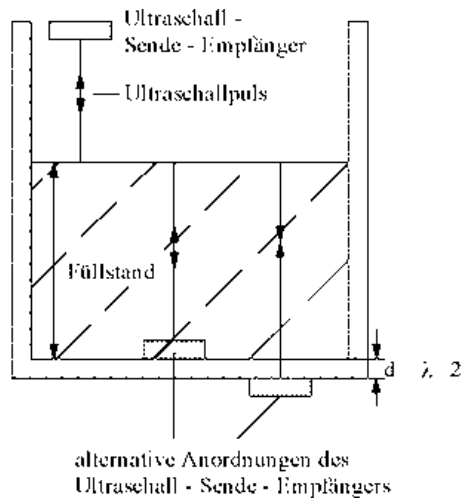


Abb. 18.13. Wegmessung (Füllstandmessung) mittels Ultraschall mit drei unterschiedlichen Formen der Wandlerankopplung

Geschwindigkeitsmessung und Bewegungsdetektion mittels Dopplerverfahren

Es soll zunächst nochmals der **Dopplereffekt** anhand von drei Standardsituationen erläutert werden:

1. **Ruhender Sender und sich bewegender Empfänger** (Abb. 18.14)
Der Sender erzeugt ein Wellenfeld mit einer Wellenlänge λ , die gegeben ist durch

$$\lambda = \frac{c}{f_s}, \quad (18.2)$$

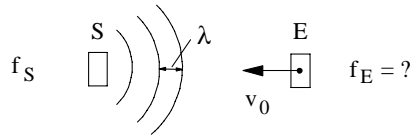


Abb. 18.14. Dopplereffekt: Ruhender Sender S und sich bewegendes Empfänger E ; f_S Sendefrequenz; f_E : Empfangsfrequenz

wobei f_S die Frequenz des Senders ist. Die lokale Periodizität der Welle sieht auch der Empfänger mit dem Unterschied, dass sich ihre effektive Ausbreitungsgeschwindigkeit ändert ($c \rightarrow c + v_0$). Es gilt demnach

$$\frac{c + v_0}{f_E} = \frac{c}{f_S} = \lambda. \quad (18.3)$$

Daraus folgt für die Empfangsfrequenz

$$f_E = f_S \left(1 + \frac{v_0}{c} \right). \quad (18.4)$$

2. Ruhender Empfänger und sich bewegendes Sender (Abb. 18.15)

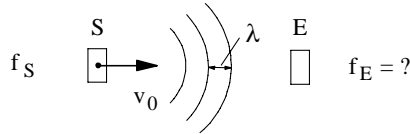


Abb. 18.15. Dopplereffekt: Ruhender Empfänger und sich bewegendes Sender; f_S : Sendefrequenz; f_E : Empfangsfrequenz

In diesem Fall wird die lokale Periodizität durch die Bewegung des Senders beeinflusst. Im Grenzfall $v_0 = c$ hat man einen Mach'schen Kegel, d. h. die lokale Periodizität geht gegen Null. Es folgt

$$\lambda = \frac{c - v_0}{f_S}. \quad (18.5)$$

Im ruhenden Bezugssystem des Empfängers jedoch gilt nach wie vor

$$\lambda = \frac{c}{f_E}. \quad (18.6)$$

Daraus folgt

$$\frac{c}{f_E} = \frac{c - v_0}{f_S} \quad (18.7)$$

bzw.

$$f_E = f_S \frac{1}{1 - \frac{v_0}{c}}. \quad (18.8)$$

Für den Fall kleiner Bewegungsgeschwindigkeiten $|v_0| \ll c$, erhält man in Näherung dieselbe Dopplerverschiebung wie im ersten Fall (ruhender Empfänger und sich bewegender Sender)

$$f_E \approx f_S \left(1 + \frac{v_0}{c} \right). \quad (18.9)$$

3. Sender, Empfänger in Ruhe und sich bewegender Reflektor (Sonarprinzip) (Abb. 18.16)

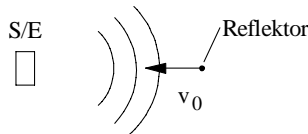


Abb. 18.16. Dopplereffekt: Puls-Echo-Betrieb mit ruhendem Sende-Empfangs-Wandler S/E und bewegtem Reflektor

Der Reflektor sieht zunächst einmal eine Welle mit der unter Punkt 1 berechneten “Empfangs”frequenz auf sich zukommen. Die Tatsache, dass er sich wiederum selbst durch dieses Wellenfeld bewegt, während er reflektiert, muss ebenfalls berücksichtigt werden. Um diesen Reflexionsvorgang zu beschreiben, gehen wir wiederum von der vorgegebenen lokalen Periodizität (λ) aus und berücksichtigen die Tatsache, dass sich der Reflektor mit $c + v_0$ gegen die einlaufenden Wellenfronten bewegt. Dies führt zu einer weiteren, gleich großen Dopplerverschiebung. Letztendlich resultiert daraus der Faktor 2 an Gesamtfrequenzverschiebung im Vergleich zu Fall 1 (ruhender Empfänger und sich bewegender Sender)

$$f_E = f_S \left(1 + \frac{2v_0}{c} \right). \quad (18.10)$$

18.1.5 Parametrischer Lautsprecher

Ein parametrischer Lautsprecher hat die Aufgabe, mit Hilfe einer relativ kleinen Strahlerapertur (klein im Vergleich zur Wellenlänge der von ihm abgestrahlten Audionutzfrequenz) eine stark bündelnde Richtcharakteristik zu erzeugen. Dazu strahlt man nicht das Audionutzsignal direkt ab sondern moduliert es auf ein Ultraschallträgersignal auf. Dieses Ultraschallsignal hat eine wesentlich kleinere Wellenlänge, d. h. das Apertur-Wellenlängen-Verhältnis des Strahlers ist entsprechend hoch. Damit einhergehend verjüngt sich die Abstrahlcharakteristik, d. h. der Antennenöffnungswinkel wird klein und beträgt teilweise (je nach Frequenz des gerade abgestrahlten Audiosignals) nur

noch wenige Winkelgrade (s. auch Kap. 6.7). Die technische Nutzung liegt auf dem Gebiet einer gezielten lokalen Beschallung von Raumteilen. Ein typischerweise diskutiertes Anwendungsbeispiel ist die getrennte Beschallung von Fahrer und Beifahrer in PKWs.

Um das Modulationssignal wieder hörbar zu machen, muss noch eine Demodulation stattfinden. Diese Demodulation wird erreicht durch die Nichtlinearität der Druck-Dichte-Beziehung der Schallausbreitung. Dazu ist allerdings ein gewisser Mindestschalldruckpegel seitens des Ultraschallträgers gefordert.

Zunächst hat eine Modulation des Trägersignals

$$p_T(t) = \hat{p}_T \cdot \cos \Omega t \quad (18.11)$$

zu erfolgen. Die Kreisfrequenz Ω ergibt sich dabei aus der verwendeten Ultraschallfrequenz (beispielsweise 40 kHz) $\Omega = 2\pi \cdot 40 \text{ kHz}$. Wir wollen fernerhin eine ebenfalls harmonische Signalschwingung annehmen

$$p_m(t) = \hat{p}_m \cdot \cos \omega_s t. \quad (18.12)$$

Die Signalfrequenz liegt im Audiobereich; sie beträgt beispielsweise 1 kHz, so dass $\omega_s = 2\pi \cdot 1 \text{ kHz}$ beträgt.

Auf den Modulator wird die Summe aus hochfrequenter Trägerschwingung und niederfrequenter Signalschwingung gegeben. Der letztlich abgestrahlte Schall p_{out} ergibt sich aus der nichtlinearen Kennlinie des Modulators (siehe z. B. [M187])

$$p_{\text{out}} = C_0 C_1 \cdot p_{\text{in}} + C_2 \cdot p_{\text{in}}^2 \quad (18.13)$$

mit

$$p_{\text{in}}(t) = \hat{p}_T \cdot \cos \Omega t + \hat{p}_m \cdot \cos \omega_s t. \quad (18.14)$$

D. h. es breiten sich folgende Schallwellen vom Sender weg aus (der bei obiger Modulation entstehende Gleichanteil wird im Folgenden nicht weiter berücksichtigt):

- linearer Anteil der abgestrahlten Welle:

$$C_1 \cdot \hat{p}_T \cos \Omega t + C_1 \cdot \hat{p}_m \cdot \cos \omega_s t \quad (18.15)$$

- Anteil 2. Ordnung der abgestrahlten Welle:

$$\begin{aligned} & \frac{C_2 \cdot \hat{p}_T}{2} \cdot \cos 2\Omega t + C_2 \cdot \hat{p}_T \cdot \hat{p}_m [\cos(\Omega - \omega_s)t + \cos(\Omega + \omega_s)t] + \\ & + \frac{C_2 \hat{p}_m}{2} \cdot \cos 2\omega_s t. \end{aligned} \quad (18.16)$$

Der Anteil 2. Ordnung enthält neben den doppelten Frequenzen von Audiosignal $2\omega_s$ und Trägersignal 2Ω , die unerwünscht sind (weil sie unnötig Energie verbrauchen) und daher weggefiltert werden, das wesentliche Glied

$$2 \cos \Omega t \cdot \cos \omega_s t = \cos(\Omega - \omega_s)t + \cos(\Omega + \omega_s)t. \quad (18.17)$$

Da auch der Signalanteil im linearen Glied weggefiltert wird bzw. infolge der Sendemodulation gar nicht erst abgestrahlt wird, gelangt folgende Welle zum Ohr des Hörers

$$p_{\text{out}} = C_1 \cdot \hat{p}_T \cdot \cos \Omega t + 2C_2 \hat{p}_T \hat{p}_m \cos \omega_s t \cos \Omega t. \quad (18.18)$$

Infolge der hohen Schalldrücke kommt es auf dem Ausbreitungsweg zu nicht-linearen Verzerrungen der Form

$$p_{\text{Hoerer}} = p_{\text{out}}(t) + k_2 \cdot p_{\text{out}}^2(t) + \dots \quad (18.19)$$

Für die Demodulation am Ohr des Hörers ist der quadratische Anteil relevant

$$\begin{aligned} p_{\text{out}}^2(t) &= [C_1 \cdot \hat{p}_T \cdot \cos \Omega t + 2C_2 \cdot \hat{p}_T \cdot \hat{p}_m \cdot \cos \omega_s t \cos \Omega t]^2 \\ p_{\text{out}}^2(t) &= C_1^2 \hat{p}_T^2 \cos^2 \Omega t + 4C_2^2 \hat{p}_T^2 \hat{p}_m^2 \cdot \cos^2 \omega_s t \cdot \cos^2 \Omega t + \\ &\quad + 4C_1 C_2 \hat{p}_T^2 p_m \cos \omega_s t \cos^2 \Omega t \\ &= \frac{C_1^2 \hat{p}_T^2}{2} (1 - \cos 2\Omega t) + C_2^2 \hat{p}_T^2 p_m^2 (1 - \cos 2\omega_s t) (1 - \cos 2\Omega t) + \\ &\quad + 2C_1 C_2 \hat{p}_T^2 p_m \cos \omega_s t (1 - \cos 2\Omega t). \end{aligned} \quad (18.20)$$

Davon ist der Anteil

$$p_{\text{out}}^2(t) = 2C_1 C_2 \hat{p}_T^2 p_m \cdot \cos \omega_s t \quad (18.21)$$

von Bedeutung, der dem Signal im Audioband entspricht, das infolge der Demodulation am Ort des Hörers wahrgenommen werden kann.

In der jüngeren Vergangenheit wurden parametrische Ultraschall-Lautsprecher experimentell untersucht [96], [221], [222]. Dabei zeigte sich, dass zur Erzeugung eines Schalldruckpegels von SPL = 80 bis 90 dB in ca. 1 m Abstand vom Lautsprecher ein Ultraschallpegel von 130 - 140 dB notwendig ist. Die Werte schwanken je nach verwendetem Mikrofon und Messanordnung. Die dabei genutzten Frequenzen lagen bei $\Omega/2\pi = 40$ kHz für den Ultraschallträger und $\omega/2\pi = 1$ kHz für das Audiosignal.

Die mit einem solchem Lautsprecher erzielbaren Richtcharakteristiken hängen von der Audiosignalfrequenz ab. So beträgt der Öffnungswinkel der Richtkeule bei einem Bezugswert von -10 dB gegenüber der Mittenrichtung $\pm 30^\circ$ für einen 1 kHz-Ton. Für einen 8 kHz-Ton engt sich dieser Winkel auf weniger als $\pm 10^\circ$ ein.

Einem größeren Markterfolg steht derzeit allerdings gegenüber, dass die für den Menschen potentiell schädigende Wirkung von so hohen Luftultraschallpegeln, wie sie hier auftreten, noch nicht hinreichend untersucht wurde. Um die gesundheitliche Gefährdung von Personen von vorneherein auszuschließen, schreiten die Entwicklungen und vor allem deren kommerzielle Umsetzungen auf diesem Gebiet behutsam voran.

18.2 Ultraschall in flüssigen Medien

18.2.1 Medizinische Diagnostik

Zu den wichtigsten praktischen Anwendungen der modernen Technischen Akustik gehören zweifelsfrei die Ultraschall-Bildgebungsverfahren der medizinischen Diagnostik. Die **Ultraschalldiagnostik**, die auch als **Sonographie** bezeichnet wird, hat sich neben der Röntgentechnik und dem Magnetic Resonance Imaging (MRI) (früher meist als Kernspintomographie bezeichnet) als drittes *Bildgebendes Verfahren* in der *Medizintechnik* etabliert. Alle drei Verfahren ergänzen sich bezüglich ihrer Bildinformation in idealer Weise. Als wesentlicher Unterschied zu den anderen beiden Verfahren fällt auch hier wieder die relativ niedrige Ausbreitungsgeschwindigkeit der akustischen Wellen (im Vergleich zu elektromagnetischen Wellen) auf. Diese physikalische Tatsache ermöglicht mit relativ einfachen technischen Mitteln die Laufzeitmessungen der Wellen, woraus Ortsinformationen gewonnen werden, ohne dass ein aufwändiges Tomographie-Prinzip eingesetzt werden muss.

Die Ultraschallbildgebung basiert auf der Ausbreitung von Ultraschallpulsen in biologischem Gewebe. Diese mechanischen Pulse gewinnen auf ihrem Ausbreitungsweg durch das Gewebe Information über den Ort und die mechanischen Eigenschaften von Gewebeschichten. Da biologisches Gewebe zum Großteil aus Wasser oder, akustisch gesehen, wasserähnlichen Medien besteht, ist die Wellenvielfalt im Vergleich zu festen Medien stark eingeschränkt. Es handelt sich ausschließlich um Longitudinal-Wellen mit (druck- und temperaturabhängigen) Ausbreitungsgeschwindigkeiten von etwa 1500 m/s.

Da es sich bei den Ultraschallwellen um eine kohärente Strahlungsform handelt, kommt es, ähnlich wie beim Laserlicht bzw. bei mit Laserlicht erzeugten Bildern, zu den typischen **Speckle**-Erscheinungen im Ultraschallbild.

Im Vergleich zur Zerstörungsfreien Werkstoffprüfung mit Ultraschall, wo man oft gerade mit der Wellenvielfalt zu kämpfen hat, bestehen in der medizinischen Diagnostik hingegen relativ harte Forderungen bezüglich **Echtzeitfähigkeit** der Verfahren, um Bewegungsartefakte der Organe zu vermeiden. Im Zuge der **Doppler-Sonographie** nutzt man allerdings die Bewegung von Blut gezielt aus, um dessen Fließgeschwindigkeit in den Adern zu messen und farbcodiert abzubilden (**Color Flow Imaging**). Bei der Ultraschallabbildung ist man allerdings auf die Ultraschalldurchlässigkeit der abzubildenden Gewebeschichten angewiesen. In Knochengewebe beispielsweise dringt der Ultraschall so gut wie nicht ein, da er von dort aufgrund des hohen Impedanzsprunges zwischen Weichgewebe und Knochen nahezu total reflektiert wird. Vergleichbares gilt für luftgefüllte Bereiche im menschlichen Körper.

Die bei der Standard-Sonographie eingesetzten Frequenzen bewegen sich zwischen 2,5 MHz und 15 MHz. Nur in Sonderfällen werden Frequenzen bis 100 MHz verwendet, um nahe der Hautoberfläche liegende Details mit sehr hoher Auflösung abzubilden. Die Wahl der Frequenz ist stets ein Kompromiss zwischen Eindringtiefe und lokaler Auflösung. Bei einer Frequenz von

5 MHz beispielsweise beträgt die Wellenlänge des Ultraschalls $300\text{ }\mu\text{m}$ (bei einer Schallgeschwindigkeit von 1500 m/s), was in der Praxis zu einer Auflösung in der Größenordnung von einem Millimeter führt. Die Eindringtiefe ist von der Art des gerade beschallten Gewebes abhängig und liegt bei dieser Frequenz im Bereich einiger Zentimeter (bei 5 MHz bei ca. 10 bis 15 cm).

Funktionsprinzip von Ultraschall-Bildverfahren

Das der Sonographie zugrundeliegende physikalische Prinzip soll anhand von Abb. 18.17 verdeutlicht werden. Das Herzstück der dort gezeigten akustischen Bildgebungskette ist ein Ultraschallwandler (oft auch als **Ultraschallsonde** bezeichnet), der von einem Signalgenerator mit kurzen, repetitierenden Pulsen gespeist wird. Die verwendeten Wandler basieren in aller Regel auf dem piezoelektrischen Prinzip und wandeln die elektrischen Pulse in entsprechende akustische um. Diese Ultraschallpulse werden in das biologische Gewebe abgestrahlt. Sie breiten sich dort mit Schallgeschwindigkeit (typischer Wert für Gewebe: $c=1540\text{ m/s}$) aus. An Grenzschichten der akustischen Impedanz kommt es zu Reflexionen, so dass Teile des Pulses wieder zurück zum Wandler gelangen. Der im sog. **Puls-Echo-Mode** (Abb. 18.18) arbeitende Wandler fungiert nun als Empfangswandler und wandelt die reflektierten Ultraschallpulse wieder in entsprechende elektrische Signale (Pulse) zurück.

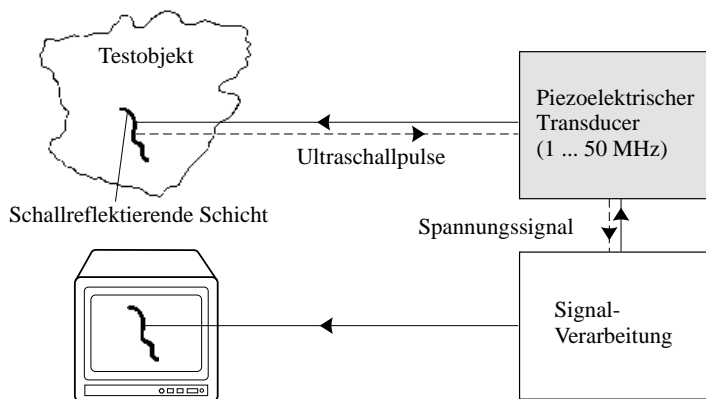


Abb. 18.17. Prinzip von Ultraschall-Bildverfahren (Sonographie)

Diese Pulse enthalten zweierlei Informationen: Erstens kann man aus ihrer Laufzeit vom Aussenden bis zum Empfang bei bekannter Schallgeschwindigkeit auf den Ort des Reflektors zurückrechnen; zweitens kann aus ihrer Amplitude auf die Größe des Reflexionsfaktors am Ort der Reflexion geschlossen werden. Die Größe des Reflexionsfaktors wiederum lässt sich unmittelbar in ein Verhältnis der beiden akustischen Impedanzen (Wellenwiderstände) der beiden Medien umrechnen, die durch die erfasste Grenzschicht getrennt sind.

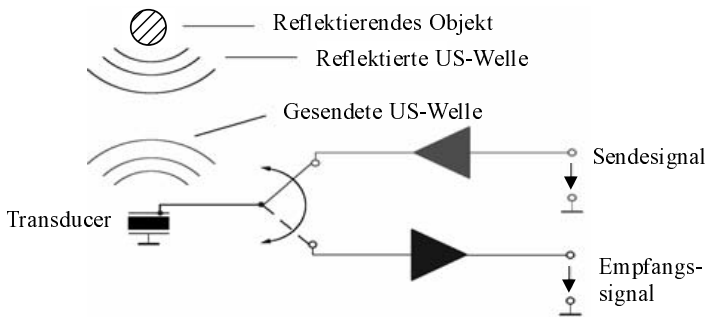


Abb. 18.18. Puls-Echo-Betrieb eines Ultraschall-Wandlers

Stellt man die Echoamplituden nun über der Zeit (und damit dem Laufweg) dar, spricht man von einem '**A-Scan**' ('A' von Amplitude). Wird nun die Amplitude des reflektierten Pulses in einen Helligkeitswert umgesetzt, lassen sich die Echos längs des Laufweges bzw. der Tiefe als helligkeitsmodulierte Bildpunkte längs einer Bildzeile ortsgetreu anordnen.

Um zu einem Gesamtbild zu kommen, reiht man viele solcher Bildzeilen aneinander. Dies geschieht in Form eines mechanischen oder eines elektronischen Scans. Man erhält letztlich ein Schnittbild durch die beschallte Gewebeschicht. Dieses helligkeitsmodulierte Schnittbild wird als **B-Bild** ('B' steht für engl. Brightness) bezeichnet. In der heutigen Sonographie überwiegt diese als B-Bild-Technik bezeichnete Form der Ultraschallbildgebung. Dabei gibt es vielerlei Möglichkeiten der Fokussierung und des mechanischen bzw. elektronischen Schwenks des Ultraschallwandlers, der in diesem Zusammenhang auch als **Ultraschallkopf**, **Ultraschallsonde** bzw. als **Ultraschall-Antenne** bezeichnet wird. Als solche nämlich wird der Ultraschallwandler in Anlehnung an die vergleichbaren Funktionen einer Antenne, welche elektromagnetische Wellen abstrahlt, bezeichnet. Die daraus resultierenden unterschiedlichen Bauformen von Ultraschallwandlern werden im Folgenden Abschnitt näher erläutert.

Neben dem oben diskutierten B-Mode gibt es noch den **M-Mode** ('M' steht für engl. Motion (Bewegung)), der die Ultraschall-Abbildung schneller Bewegungsvorgänge ermöglicht. Hierbei wird die Signalamplitude als Tiefenlinie über der Zeit dargestellt. Dazu wird eine hohe Impulswiederholrate (einige kHz) verwendet. In der Darstellung werden die von den zeitlich dicht aufeinander folgenden Ultraschallsendesignalen erzeugten Echos auf der horizontalen Achse gegeneinander verschoben aufgezeichnet, so dass sich Bewegungsabläufe von Organteilen, wie beispielsweise der Herzklappen, abbilden lassen. Am gebräuchlichsten ist dieses Verfahren in der Echokardiographie. Oft wird der M-Mode mit anderen anderen Ultraschall-Bildgebungsmodalitäten, wie dem oben beschriebenen B-Bild, gekoppelt.

Sonographie-Wandler und Abbildungsmodalitäten

Motorisch bewegte Schallköpfe

Die einfachste Wandlerbauform besteht aus einem Einzelwandler, d. h. einem Wandler, der nicht weiter in getrennt arbeitende Sektionen unterteilt ist (Abb. 18.19). Er besteht aus einer kreisrunden piezokeramischen Scheibe, die beidseitig mit Elektroden versehen ist. Auf dieser Scheibe befinden sich weitere Schichten, welche die Aufgabe haben, zum einen die hohe akustische Impedanz der Piezokeramik an das Ausbreitungsmedium (Wasser oder wasserähnliche Medien) impedanzmäßig anzupassen, und zum anderen können sie durch geeignete mechanische Formgebung den abgestrahlten bzw. empfangenen Schall fokussieren. Solche Einzelwandler liefern nach dem oben beschriebenen Funktionsprinzip in Verbindung mit einer geeigneten Sende-Empfangs-Elektronik (Abb. 18.18) das hellkeitsmodulierte Signal einer Bildzeile.

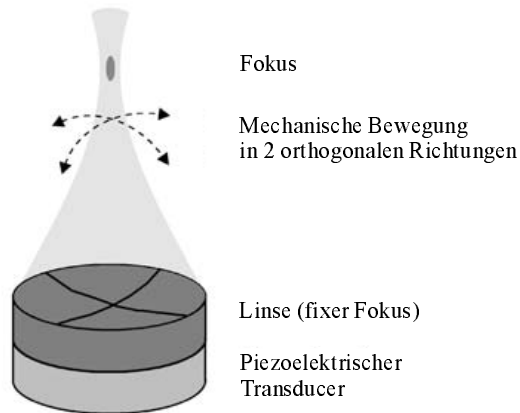


Abb. 18.19. Ultraschall-Wandler mit mechanischer Linse zur Fokussierung (fixer Fokusbereich)

Um zu einem vollständigen, diagnostisch verwertbaren Ultraschallbild zu kommen, müssen sie mechanisch über das Untersuchungsgebiet bewegt werden. Diese Bewegung wird mit Sensoren zur Bestimmung der aktuellen Orts- und Winkelposition permanent überwacht. In der klassischen Bildgebung liegen alle Bildzeilen in einer Ebene, nämlich der Ebene des zu erzeugenden Schnittbildes. Würde diese Bewegung auch außerhalb dieser Ebene zur Abtastung des Untersuchungsraumes durchgeführt, ließe sich prinzipiell auch eine 3D-Darstellung mit einem solchen Wandler erzeugen. Diese Einzelwandlerbauform ist in der modernen Sonographie eigentlich nicht mehr relevant, da man zunehmend zu elektronisch schwenkbaren Antennen (s. u.) übergeht. Außerdem besitzen diese Wandler den Nachteil eines Fixfokus, was zu entsprechenden Bildunschärfen in den nicht-fokussierten Regionen führt.

Der Nachteil dieser ortsfesten Fokussierung kann umgangen werden, wenn man eine sog. **Ultraschall-Ringantenne** (engl. Annular-Array) verwendet (Abbn. 18.20 und 18.21), deren Name von den konzentrisch angeordneten Ringwandlern herrührt. Der wesentliche Unterschied zum Einzelwandler besteht darin, dass nunmehr in Tiefenrichtung (axialer Richtung) elektronisch fokussiert werden kann. Dies wird erreicht, indem die einzelnen Ringelemente nicht gleichzeitig sondern zeitverzögert mit dem Sendepuls beaufschlagt werden. Konkret bedeutet dies, dass die inneren Ringe den elektrischen Puls später erhalten als die äußeren. Im Empfangsfall kann dieses Prinzip der elektronischen Fokussierung ebenfalls eingesetzt werden. Dazu werden die Signale der einzelnen Ringe abgegriffen und zeitlich so verzögert, dass auf eine bestimmte Tiefe fokussiert wird, d.h. es wird die mechanische Verzögerung einer mechanischen Linse durch die elektrische Verzögerung einer **elektronischen Linse** ersetzt.

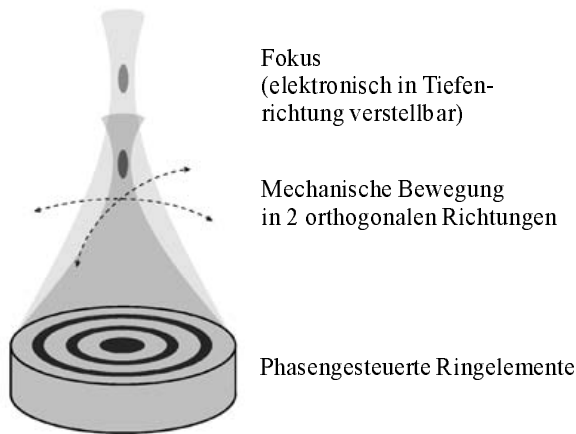


Abb. 18.20. Ultraschall-Ringantenne zur dynamischen Fokussierung in Tiefenrichtung

Sende- und Empfangsfall unterscheiden sich noch insoweit, als dass im Sendefall beim Abschicken des Pulses die Fokussierung auf eine bestimmte Entfernung fest gewählt werden muss, während im Empfangsfall diese Fokussierung dynamisch durchgeführt werden kann. Denn aus der bekannten Schallgeschwindigkeit und der Laufzeit lässt sich berechnen, aus welcher Entfernung der Puls gerade kommt, und entsprechend lassen sich die Verzögerungszeiten für die Einzelelemente zur Fokussierung auf genau diesen Entfernungsbereich einstellen. Man spricht in diesem Zusammenhang auch von einer **dynamischen Fokussierung** im Gegensatz zur statischen Fokussierung, die i. Allg. mittels mechanischer Linse erreicht wird. Die dynamische Fokussierung führt zu einer erheblichen Verbesserung der Bildqualität im Vergleich zum Einzelwandler mit fixem Fokus. Es ist noch anzumerken, dass der Sendefokus immer

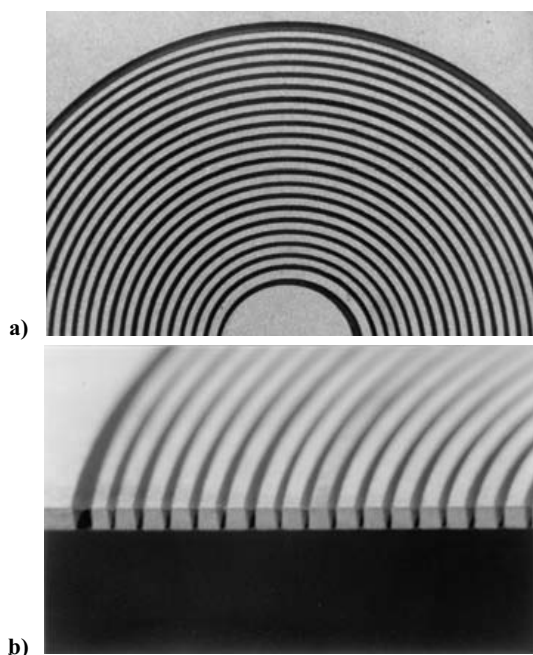


Abb. 18.21. Ultraschall-Ringantenne aus Piezokeramik **a)** Aufsicht **b)** aufgeschnittenes Exemplar

statisch (fix) ist in dem Sinne, dass er in einer bestimmten (fixen) Entfernung vom Wandler zu liegen kommt. Nur im Empfangsfall ist ein dynamischer Fokus möglich.

Tiefenabhängige Verstärkungsregelung

Da die Ultraschallpulse auf ihrem Weg durch das abzubildende Gewebe mit zunehmender Laufstrecke eine erhebliche Abschwächung erfahren, ist es notwendig, die reflektierten Pulse, also die empfangenen Echos, tiefenabhängig zu verstärken, um den Amplitudenverlust infolge der Abschwächung wieder auszugleichen und zu gleichmäßigen Helligkeitswerten für vergleichbare Reflexionen über die Länge der Bildzeile zu kommen. Nachdem man aufgrund der Laufzeit der Pulse auf die Tiefe, aus der sie reflektiert wurden, schließen kann, ist ein solcher Dämpfungsausgleich durch entsprechende Anhebung der Verstärkung leicht möglich. Da die Dämpfung mit dem Laufweg näherungsweise exponentiell zunimmt und der Laufweg proportional zur Laufzeit ansteigt, muss der Verstärkungsgrad ebenfalls exponentiell mit der Zeit ansteigen. Dieses Verfahren wird als **Time Gain Compensation (TGC)** bezeichnet. In der Praxis heißt dies, dass der Verstärkungsfaktor jeweils für jede Bildzeile innerhalb von ca. $100\ \mu\text{s}$ um mehr als 100 dB (Faktor 10^5) hoch zu regeln ist.

Elektronisch gesteuerte Schallköpfe

Die meist verbreitete Wandler- bzw. Antennenbauform ist die sog. **Phasengesteuerte Array-Antenne**¹ (Abb. 18.22). Es handelt sich dabei um die lineare Aneinanderreihung von bis zu mehreren hundert, elektrisch einzeln ansteuerbaren piezokeramischen Wandlerelementen. Im Falle des sog. Linear-scans adressiert man von diesen eine Untergruppe, typischerweise bestehend aus einigen wenigen bis zu ca. 100 Einzelementen, die dann in ihrer zeitlichen Phase so angesteuert werden, dass der gesendete bzw. empfangene Ultraschall in eine bestimmte Tiefe (in der Scanebene) fokussiert wird. Dies lässt sich ähnlich der oben diskutierten elektronischen Fokussierung der Ringantenne im Empfangsfall dynamisch durchführen, was zu einem, in Tiefenrichtung gesehen, stets fokussierten und damit scharfen Bild führt. In der dritten Raumrichtung wird üblicherweise mit Hilfe einer mechanischen Linse, die auf den Piezowandlern angebracht ist (Abb. 18.22), fix fokussiert. Die Position des diesbezüglichen Fokusbereiches, d.h. seine Entfernung in z-Richtung vom Wandler, bestimmt sich aus dem Krümmungsradius der mechanischen Linse.

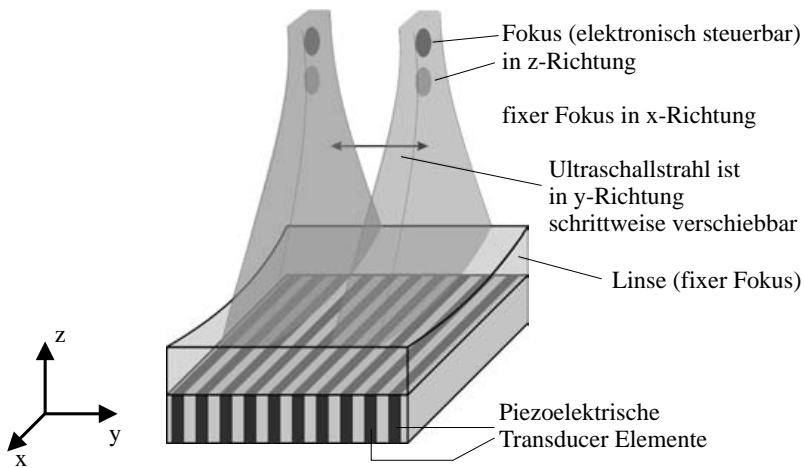


Abb. 18.22. Prinzipieller Aufbau einer phasengesteuerten Ultraschall-Array-Antenne in Form einer Linear-Antenne (Linearschallkopf)

Generell lässt sich mit einer 1D-Phased-Array-Antenne (man spricht in diesem Zusammenhang auch von einer linearen Ultraschall-Array-Antenne) ein Ultraschallstrahl erzeugen, der zudem geschwenkt und/oder fokussiert werden kann (Abb. 18.23). Beim Parallelscan wird jeweils eine Untergruppe von benachbarten Wandlerelementen aktiv geschaltet. Diese liefert die Bildinformation

¹ Der Begriff phasengesteuerte Array-Antenne wird hier zunächst einmal ganz allgemein für alle Arten von Ultraschall-Antennen eingeführt, bei denen eine Schallführung mit Hilfe einer phasenverzögerten Ansteuerung vorgenommen wird

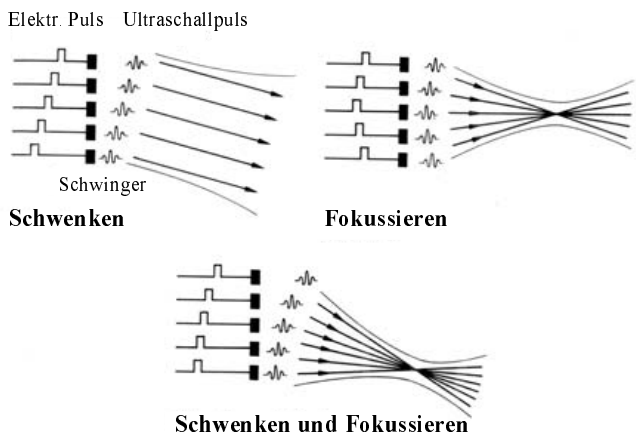


Abb. 18.23. Schwenken und Fokussieren eines Ultraschallfeldes mit Hilfe einer elektronisch gesteuerten Array-Antenne. Das Schwenken und Fokussieren wird durch die Ansteuerung mit zeitlich verzögerten Pulsen erreicht.

für eine Bildzeile. Die Zeilenfortschaltung geschieht bei diesen Antennen voll elektronisch, indem man die aktuell adressierte Untergruppe weiterschaltet. Dies wird im einfachsten Fall dadurch erreicht, dass das nächste in Scanrichtung liegende Element zur (neuen) Gruppe hinzugenommen wird, während das (in Scanrichtung) hinterste Element ausgeschaltet wird. In der Praxis ist die aktive Wandlergruppe mit einer Aperturbelegung versehen, d. h. einer Amplitudenbelegung, die zum Rand der aktiven Gruppe hin abnimmt.

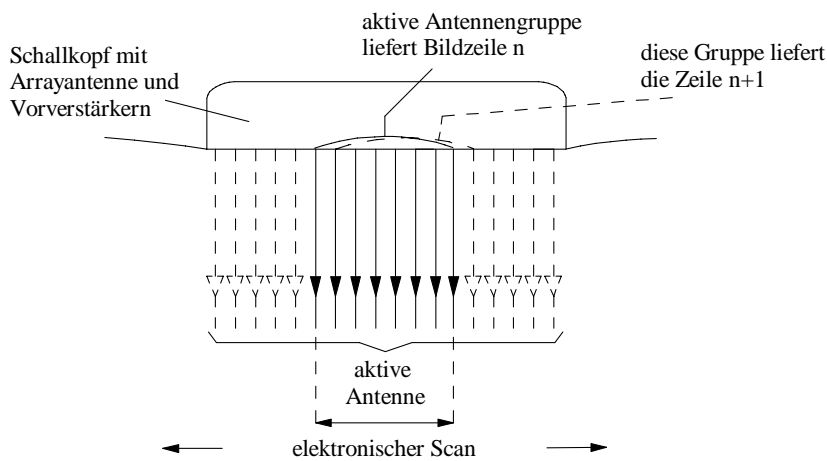


Abb. 18.24. Lineare Ultraschall-Array-Antenne (Linear Array) für den parallelen Bildscan (s. auch Abbn. 18.22 und 18.25)

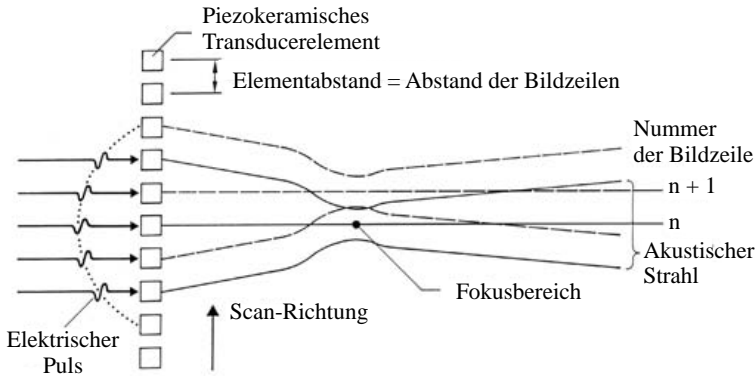


Abb. 18.25. Funktionsprinzip einer Linear-Ultraschall-Array-Antenne (s. auch Abb. 18.24)

Die Zeilenfortschaltung wird dann dadurch erreicht, dass die die Aperturbelegung der aktiven Gruppe linear um ein Wandlerelement weitergeschoben wird. Auf diese Weise bewegt man die Mittelachse der Untergruppe um jeweils eine Elementbreite weiter und baut damit Bildzeile für Bildzeile das Ultraschall-Bild auf (Abbn. 18.24 und 18.25).

Solche Ultraschall-Array-Antennen benötigen prinzipiell über ihre gesamte Ankoppelfläche einen akustisch guten Zugang zum Untersuchungsgebiet.

Das ist nicht immer gegeben, man denke nur an den Zugang zum Herzen, bei dem man wegen der Abschattung durch die Rippen (hoher Impedanzsprung) nur durch die Zwischenräume "sehen" kann. Mit den zahlreichen Ankoppelformen eines Ultraschallwandlers an das menschliche Gewebe erklärt sich die Vielfalt von heute kommerziell verfügbaren Ultraschallköpfen.

Als eine besondere Ausgestaltungsform der bereits weiter oben diskutierten Linear-Antenne hat sich die sog. **Curved Array-Antenne**, die auch als **Konvexschallkopf** bezeichnet wird entwickelt (Abb. 18.26). Der Unter-

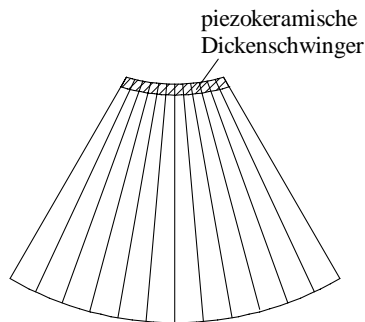


Abb. 18.26. Curved-Array-Ultraschallantenne (Konvexschallkopf)

schied zur konventionellen Phased-Array-Antenne besteht in der gekrümmten Anordnung der Wandlerelemente, was zu einer kürzeren Ankoppelfläche und damit zu einem für manche diagnostischen Fragestellung günstigeren Bildformat führt. Curved-Array-Antennen weisen eine vergleichsweise gute Auflösung im Nahfeld auf. Resumierend kann festgestellt werden, dass diese Art von Schallkopf ein Bild mit guter Übersicht bei etwas eingeschränkter Bildqualität (geringfügige Verzerrungen im Nah- und Fernfeld) liefert. Er eignet sich speziell für abdominelle Untersuchungen (Diagnostik des Bauchraums).

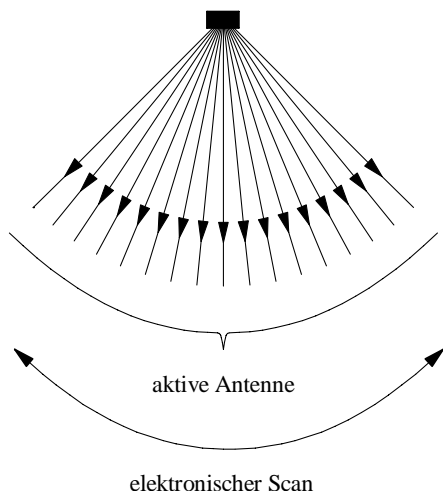


Abb. 18.27. Phasengesteuerte Ultraschall-Array-Antenne (Sektorschallkopf) für den winkelmäßigen Bildscan (Sektorscan). Diese Wandlerform wird in der Medizintechnik als Phased Array im engeren Sinne bezeichnet.

Eine weitere in der Sonographie oft eingesetzte Scanmodalität besteht in einem Winkelscan, hinlänglich auch als **Sektorscan** bezeichnet (Abb. 18.27). Hierbei muss die elektronische Phasenverzögerung über der Antenne prinzipiell zunächst einmal linear ansteigen bzw. abfallen, wodurch der Schwenk des Ultraschallstrahls nach links bzw. rechts erreicht wird. Will man zusätzlich in Tiefenrichtung (genauer gesagt in Sende- bzw. Empfangsrichtung) fokussieren, so ist die entsprechende Phasenverzögerung (s. Abb. 18.23) der linearen Verzögerung, die den Schwenk bewirkt, zu überlagern. Die entsprechenden Ultraschall-Antennen werden speziell in der Medizintechnik auch als phasengesteuerte Array-Antennen (im engl. **Phased Array**) im engeren Sinne bezeichnet. Diese Antennen, bei denen die weiter oben zunächst diskutierte lineare Zeilenfortschaltung durch eine winkelmäßige Abtastung ersetzt wird, bestehen typischerweise aus 64 bis 512 Wandler-Elementen. Im Gegensatz zu der in den Abbn. 18.24 und 18.25 gezeigten Antennenform (Parallelscan) ist

hier also keine lokale Fortschaltung der aktiven Wandlergruppe erforderlich, d. h. die Weitertaktung der Gruppe um ein Wandlerelement entfällt.

An die Elemente eines solchen Phased Arrays werden jedoch sehr hohe Anforderungen bezüglich ihrer Richtcharakteristik gestellt, d. h. man ist auf einen breiten Öffnungswinkel angewiesen, da sonst die Intensität des Ultraschalls in den Randbereichen zu stark abnehmen würde (Taschenlampeneffekt mit heller Bildmitte und dunklen Randzonen). Dies hat zur Konsequenz, dass die einzelnen Wandlerelemente nur eine geringe Apertur (typischerweise etwa $\lambda/2$) haben dürfen, da mit zunehmender Wandlerapertur der Öffnungswinkel der Antenne enger wird.

Außerdem ist auf geringes Übersprechen (Crosstalk) zwischen benachbarten Elementen zu achten. Gleichzeitig muss eine hohe Empfindlichkeit der kleinen Wandlerelemente im Sende- und Empfangsbetrieb gewährleistet sein, da sonst das für ein gutes Ultraschallbild notwendige Signal-Rausch-Verhältnis verlorengeht. Letztlich handelt es sich bei solchen Phased-Array-Antennen neuerer Bauart um eine herausfordernde Wandlertechnik, die nur mit modernsten hochtechnologischen Design- und Fertigungsmethoden bewältigt werden kann (s. auch Kap. 21).

Die bisher angesprochenen 1D-Ultraschall-Antennen (Lineare Ultraschall-Arrayantennen mit Parallelschweif), die jeweils 2D-Schnittbilder erzeugen, können durch eine mechanische Bewegung senkrecht zur Schnittbildebene auch durchaus für eine sequentielle räumliche Abtastung und damit für eine **3D-Bildgebung** verwendet werden.

Auch im Zuge von Spezialanwendungen kommen heute kleinste Ultraschallwandler, sog. **Endo-Sonden** (Ultraschall-Antennen, die in den Körper eingebracht werden) zum Einsatz, bei denen zur Bilderzeugung noch eine mechanische Bewegung des Wandlers erforderlich ist.

Der Nachteil aller bisher genannten Abbildungsmodalitäten ist, dass sie keinen frei steuerbaren elektronischen Scan im Raum erlauben. Um nämlich zu echtzeitfähigen dreidimensionalen Ultraschallabbildungen zu kommen, benötigt man eine flächenhafte phasengesteuerte Array-Antenne, die in zwei Raumrichtungen phasenverzögert werden kann, d. h. die einzelnen Wandlerelemente müssen eine Matrix bilden, die getrennt nach Zeilen und Spalten adressierbar ist.

Solche **2D-Phased-Array-Antennen** sind schon seit langem in der Entwicklung und mittlerweile auch auf dem Markt erhältlich, jedoch haben sie bisher noch kein nennenswertes kommerzielles Volumen auf dem Sonographie-Markt erreicht. Neuere Wandlertechnologien (s.u.) versprechen jedoch technisch und kommerziell bessere Lösungen.

Prinzipiell hat eine solche Antenne aus mehreren tausend Einzelwandlern zu bestehen, die in Form von Zeilen und senkrecht dazu verlaufenden Spalten angeordnet sind (Abb. 18.28). Man benötigt in einer Richtung typischerweise zwischen 64 und 256 Wandlerelementen, was zu einer Gesamtzahl von 4096 bis 65.536 Einzelwandlern führt, die einzeln ansteuerbar (adressierbar) sein müssen. Die schon bei der linearen Phased-Array-Antenne diskutierten, teil-

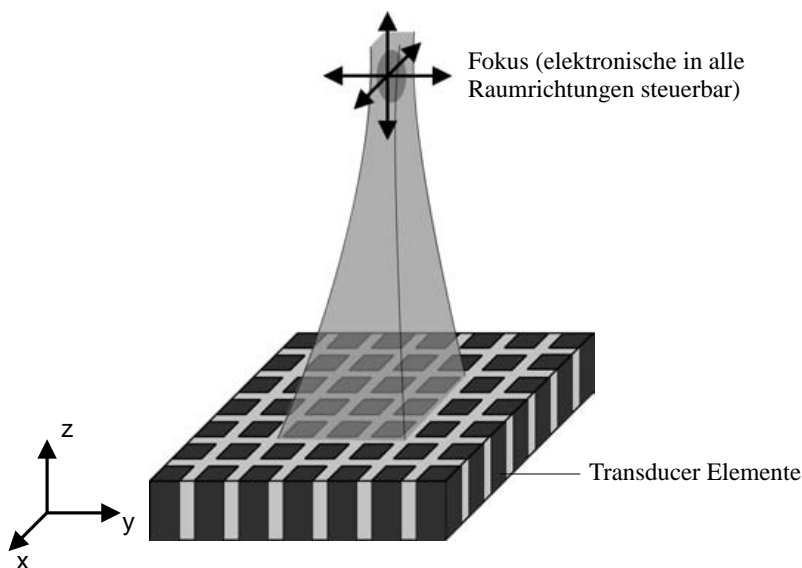


Abb. 18.28. 2D-Phasengesteuerte Ultraschall-Arrayantenne

weise konträren technischen Eigenschaften, wie großer Öffnungswinkel, geringes Übersprechen und hohe Wandlerempfindlichkeit bzw. geringes Eigenrauschen, werden auch hier gefordert.

Durch die separate und unabhängige Adressierbarkeit der Einzelwandler lässt sich wiederum mittels elektronischer Zeitverzögerung (Phasenverzögerung) ein Schwenk in alle Raumrichtungen erreichen. Eine fokussierende Linse kann diesem Schwenk überlagert werden. Wenn sich dies in Echtzeit (mindestens 25 Bilder pro Sekunde) durchführen lässt, kann die Antenne für ein 3D-Sonographie-System eingesetzt werden.

Doppler-Sonographie

Der Dopplereffekt wird auch in der medizinischen Ultraschalldiagnostik genutzt, und zwar zur Messung des Blutflusses im Herzen und in den Adern des menschlichen Körpers. Das Prinzip sei anhand von Abb. 18.29 erläutert. Die Fließgeschwindigkeit des Blutes sei v , die Schallgeschwindigkeit im Gewebe sei c und α der Winkel zwischen Gefäßachse und einfallendem Ultraschallstrahl. Der vom Puls-Echo-Wandler ausgesandte Ultraschall wird von den Blutkörperchen reflektiert bzw. zurückgestreut. Der Ultraschall gelangt so zurück zum Wandler, der den Ultraschallpuls wieder in ein elektrisches Signal zurückwandelt. Dieses Empfangssignal hat im Vergleich zum ausgesandten Signal eine Frequenzverschiebung Δf , die sog. **Dopplerverschiebung**, erfahren (siehe auch Kap. 18.1.4). Diese wird in der heutigen Sonographie mit Methoden der digitalen Signalverarbeitung sehr präzise bestimmt und gemäß

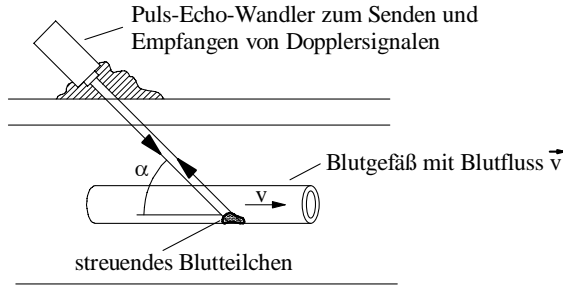


Abb. 18.29. Nutzung des Dopplereffektes in medizinischer Ultraschallbildgebung

der aus Gl. (18.10) mit $v_0 = v \cos \alpha$ folgenden Beziehung

$$v = \Delta f \frac{c}{2f \cos \alpha} \quad (18.22)$$

in die den untersuchenden Arzt interessierende Fließgeschwindigkeit v des Blutes umgerechnet.

Die Frequenzverschiebung Δf liegt bei den herkömmlich in der Sonographie verwendeten Frequenzen (einige MHz) und Fließgeschwindigkeiten des menschlichen Blutes (einige cm/s bis zu wenigen m/s) im Hörbereich. Entsprechend lässt sie sich daher mit relativ einfachen Maßnahmen in ein Audiosignal umsetzen. Da die Fließgeschwindigkeit orts aufgelöst gemessen wird, steht sie als Ortsinformation zur Verfügung und kann daher auch farbig kodiert dem gewöhnlichen B-Bild überlagert und damit sichtbar gemacht werden. Diese farbcodierte Darstellung des Blutflusses in einem Grauwert-B-Bild ist heute bei modernen medizinischen Sonographie-Geräten der Standard. Man spricht in diesem Zusammenhang auch von **Color Flow Imaging**.

Technologien für Ultraschall-Bildgebungs-Wandler

Die mittlerweile als klassisch zu bezeichnende Technologie für Ultraschall-Phased-Array-Antennen ist in Abb. 18.30 zu sehen. Im Zuge des Herstellungsprozesses wird eine dünne (0,1 mm bis 1 mm) und mit Elektroden versehene piezokeramische Platte mit Hilfe einer schnell rotierenden Halbleitersäge (Innenlochsäge mit diamantbesetztem Sägeblatt) in schmale und bis zu 10 mm lange quaderförmige Einzelwandler unterteilt. Die Dicke der Wandler ergibt sich aus ihrer Resonanzfrequenz, die typischerweise zwischen 2,5 MHz und 15 MHz liegt. Die Schichtdicke der Piezokeramik beläuft sich nämlich auf $\lambda/2$, wobei λ die Wellenlänge in der Piezokeramik bei der Resonanzfrequenz ist. Die Breite der Wandler beträgt optimalerweise etwa 50 bis 60 % ihrer Dicke und liegt damit im Bereich von 0,05 mm bis 0,6 mm [173] und [174]. Bei Linear-Array-Antennen werden typischerweise mehrere dieser Einzelwandler zu einem größeren Element fest verdrahtet, d. h. parallelgeschaltet. Abbildung 18.31 zeigt solche Antennen in der Phase der Fertigung,

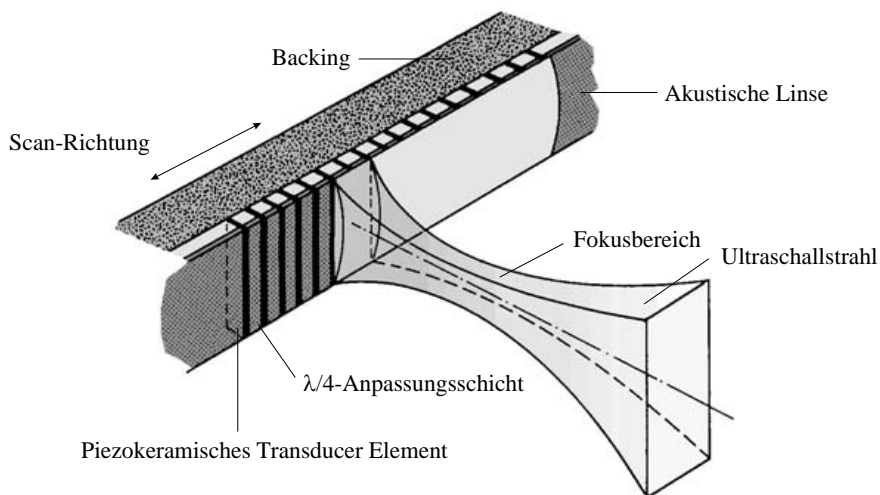


Abb. 18.30. Aufbau einer 1D-Phasengesteuerten Ultraschall-Arrayantenne

in der noch sowohl die $\lambda/4$ -Ankoppelschichten als auch die akustische Linse fehlen. Bei Phased-Array-Antennen, die gemäß Abb. 18.27 für einen elektronischen Schwenk des Schallbündels eingesetzt werden sollen, müssen jedoch die Wandlerelemente einzeln ansteuerbar sein, d. h. es ist von der eben erwähnten Parallelschaltung abzusehen. Das Blockdiagramm (Abb. 18.32) zeigt die

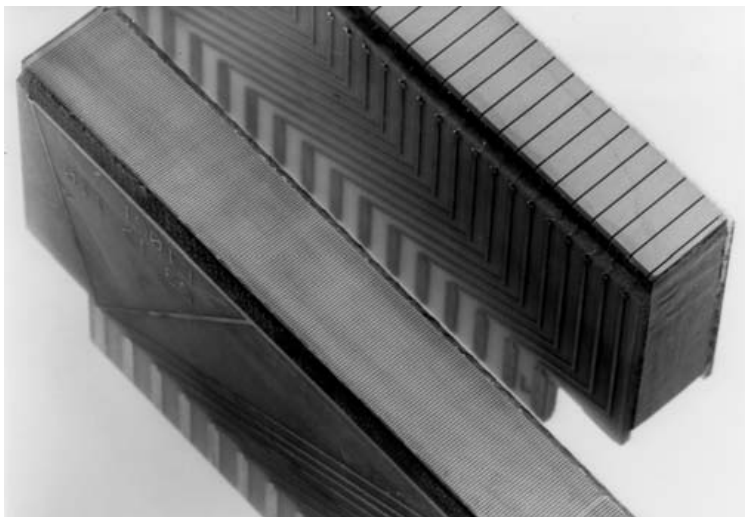


Abb. 18.31. Lineare Ultraschall-Arrayantennen im Rohbau, d. h. ohne Ankoppelschichten und akustische Linse

Komponenten eines typischen Wandlersystems und ihre Funktion. Für die mathematische Modellierung können in erster Näherung analoge elektromechanische Modelle herangezogen werden (s. auch Kap. 11 “Elektromechanische Analogien”). Hier dient vor allem das sog. **Mason-Modell**, ein elektromechanisches Dreitor zur (räumlich 1-dimensionalen) Beschreibung von piezoelektrischen Wandlern, als Grundlage von Computersimulationen. Einen größeren Bezug zur physikalischen Realität jedoch machen aufwändigere numerische Verfahren erforderlich, wie die in den Kapiteln 20 und 21 behandelte **Finite-Elemente-Methode (FEM)**. Finite-Elemente-Simulationen gestatten die präzise und damit realitätsnahe Computersimulation von solchen Antennen in 2D bzw. 3D. Diese Simulationen können heute bereits im Zuge des optimierenden Antennendesigns auf einem handelsüblichen Personalcomputer durchgeführt werden.

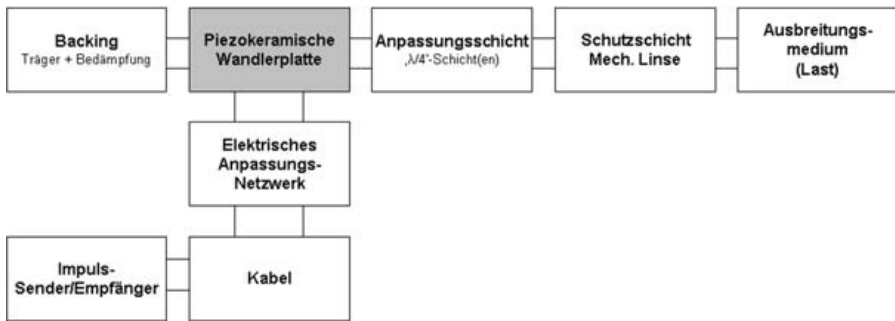


Abb. 18.32. Blockdiagramm eines Elements einer Ultraschall-Array-Antenne

Es soll an dieser Stelle betont werden, dass das Herzstück dieser Ultraschall-Antennen das aktive Wandlerelement darstellt; es ist das bereits oben erwähnte quaderförmige Element aus piezokeramischem Material. Aufgrund der oben diskutierten geometrischen Abmessungen sind an die Piezokeramik höchste Qualitätsanforderungen zu stellen, insbesondere im Hinblick auf Homogenität und Fehlstellen. Die kleinen Abmessungen erfordern auch hohe Werte für die Permittivität und hohe Kopplungsfaktoren für die verwendete Dickenschwingung, und dies vor allem bei hohen Werten für die Curietemperatur, was insbesondere in den Herstellungsprozessen von Bedeutung ist.

Da die Schallkennimpedanz (akustischer Wellenwiderstand) der Piezokeramik (ca. $30 \cdot 10^6 \text{ Ns/m}^3$) im Vergleich zum Ausbreitungsmedium (biologisches Gewebe mit ca. $1,5 \cdot 10^6 \text{ Ns/m}^3$) sehr hoch ist, muss eine impedanzmäßige Anpassung vorgenommen werden. Dies geschieht mit bis zu drei auf der Keramik aufgetragenen $\lambda/4$ -Schichten. Zur Vermeidung von Crosstalk müssen auch diese Schichten in der Regel entsprechend der Elementstruktur der Piezokeramik getrennt werden. Es ist leicht vorstellbar, dass diese Trennung eines Verbundes aus relativ harter Piezokeramik und plastischen Kunststoffschichten, ggf.

auch noch verbunden mit einer Füllung der Sägespalte (Breite im Bereich von wenigen $10\text{ }\mu\text{m}$) mit Dämpfungsmaterial, eine technologische Herausforderung darstellt.

Auf diese Anpassungsschichten ist schließlich noch eine Schutzschicht, meist ausgeführt als mechanische Linse aufgebracht, die der Fokussierung in der dritten Raumrichtung dient. Deren Schallgeschwindigkeit ist kleiner als die des Ausbreitungsmediums, so dass sie vorteilhafterweise in plan-konvexer Bauform ausgeführt werden kann.

Eine weitere wichtige akustische Funktion hat das sog. **Backing** zu erfüllen, das auch als **akustischer Sumpf** bezeichnet wird. Es hat die Aufgabe, ein stabiler Träger für die Wandlerelemente zu sein und zugleich den vom Wandler rückwärtig ausgestrahlten Schall zu dämpfen. Diese Bedämpfung bewirkt eine höhere Bandbreite des Wandlers und damit kürzere Ultraschallpulse (für verbesserte Auflösung), wobei bei der Einstellung der akustischen Impedanz des Backings stets ein Kompromiss zwischen (größerer) Bandbreite auf der einen Seite und (kleinerer) Wandlerempfindlichkeit auf der anderen Seite zu schließen ist.

Die Kapazität des Einzelwandlers ist infolge seiner geringen lateralen Abmessungen vergleichsweise gering (in der Regel zwischen 10 und 500 pF) - trotz hoher Permittivität der Piezokeramik. Dies macht den Einsatz eines elektrischen Anpassungsnetzwerkes, manchmal auch mit Vorverstärkern in unmittelbarer Nähe der Einzelwandler, erforderlich.

Eine weitere Herausforderung stellen die Betriebsbedingungen im Send- und Empfangsfall dar. Während im Sendefall mit Anregungspulsen mit Amplituden in der Größenordnung von 100 V und mehr gearbeitet wird, muss unmittelbar nach dem Umschalten auf Empfangsbetrieb die Verarbeitung von Echosignalen von unter 1 V erfolgen. Zudem nehmen die Echosignale noch, wie bereits oben beschrieben, infolge der hohen Abschwächung im menschlichen Körper mit der Zeit exponentiell ab. So besitzt das Echosignal beispielsweise $100\text{ }\mu\text{s}$ nach dem Aussenden des 100 V Sendepulses nur noch eine Amplitude von wenigen μV . Es muss aber noch mit hoher Dynamik verarbeitet werden. Abgesehen von den Herausforderungen an die Vorverstärkung und Signalverarbeitung ist natürlich auch die Anwendung einer "Mischtechnologie" von Hochvolt- und Niedervolt-Technologien hinderlich.

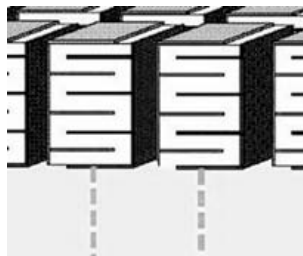


Abb. 18.33. Ultraschall-Multilayer-Antenne

Als Lösungsmöglichkeit wurde als besondere Ausführungsform dieser Antennen in klassischer Piezokeramiktechnologie in den letzten Jahren die sog. **Multilayer-Antenne (Mehrlagenteknik-Antenne)** entwickelt. Bei ihr hat man die einschichtige dicke Piezokeramik durch einen Stapel von n dünnen piezokeramischen Schichten ersetzt (Abb. 18.33). Dies hat den Vorteil, dass die Kapazität des Wandlers um den Faktor n^2 (n parallele Kondensatoren mit um den Faktor n reduzierter Dicke) im Vergleich zum gleich dicken einschichtigen Wandler anwächst. Im Vergleich zu konventionellen Wandlern steigt die Signalamplitude im Sendebetrieb um bis zu 20 dB an. Aufgrund der wesentlich höheren Wandlerkapazität (im Vergleich zum gleich dicken Einzelwandler) kann man auf den Einsatz von 'vor Ort'-Impedanzwandlern bzw. -Vorverstärkern verzichten und es ergibt sich die Möglichkeit, mit niedrigeren Amplituden der Sendepulse zu arbeiten und somit also nur eine reine Niedervolttechnologie anzuwenden. Dies ist von besonderer Bedeutung für innovative Spezialanwendungen von Ultraschallwandler-Antennen, die in den Körper eingebracht werden. Diese müssen aus verständlichen Gründen besonders klein sein und bieten damit auch nicht viel Raum für die Unterbringung von Anpassungsnetzwerken oder Vorverstärkern. Ein Beispiel dafür ist das Konzept einer TEE-Sonde, eine Ultraschall-Antenne zur Abbildung des Herzens von der Speiseröhre aus (TEE engl. von Trans-Esophageal-Endo) (Abb. 18.34).

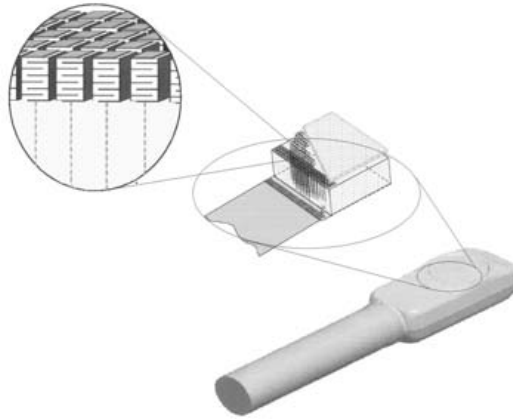


Abb. 18.34. Konzept einer TEE-Sonde (TEE = Trans-Esophageal-Endo) auf Basis einer Multilayer-Antenne

Die Mehrlagenteknik kann auch zum Bau von Mehrspektren-Wandlern genutzt werden. Sie sind in der Lage, sowohl bei der Grundresonanz zu senden bzw. zu empfangen als auch bei der 1. Oberwelle (Abb. 18.35). Man spricht in diesem Zusammenhang von Multi-Spectrum Technology (Mehrspektren-Technologie).

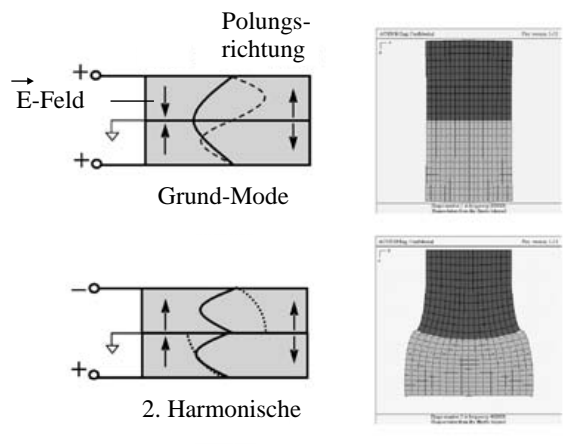


Abb. 18.35. Mehrspektrien-Wandlertechnik in der Ultraschallbildgebung. Rechts: Polarität der elektrischen Anregung für die Grundwelle (oben) sowie die 2. Harmonische (unten); die linke Bildhälfte zeigt Ergebnisse entsprechender Finite-Elemente-Simulationen.

Capacitive Micromachined Ultrasound Transducers (CMUTs)

Der Aufbau einer 2D-Matrix von Wandlerelementen für die 3D-Bildgebung auf Basis einer klassischen Piezokeramik-Technologie führt deutlich an die Grenzen des heute Machbaren. Kleinste Abmessungen (siehe auch Abb. 18.36) bei höchsten Präzisionsanforderungen führen schon bei wenigen Abweichungen (mechanisch, elektrisch oder akustisch) zu einem Totalausfall der gesamten Matrix. Eine besonders interessante Entwicklung bahnt sich derzeit

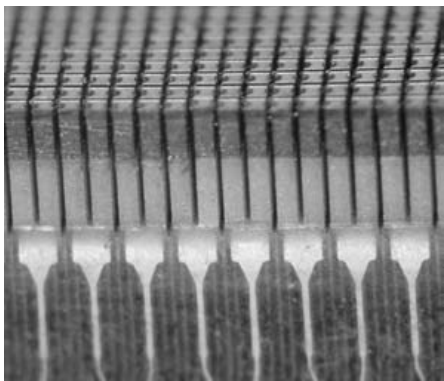


Abb. 18.36. Ausschnitt einer 2D-Matrix aus piezokeramischen Wandlerelementen (einschließlich Anpassungsschichten) mit jeweils einer Grundfläche von 150 μm x 150 μm bei einer Höhe von ca. 1 mm

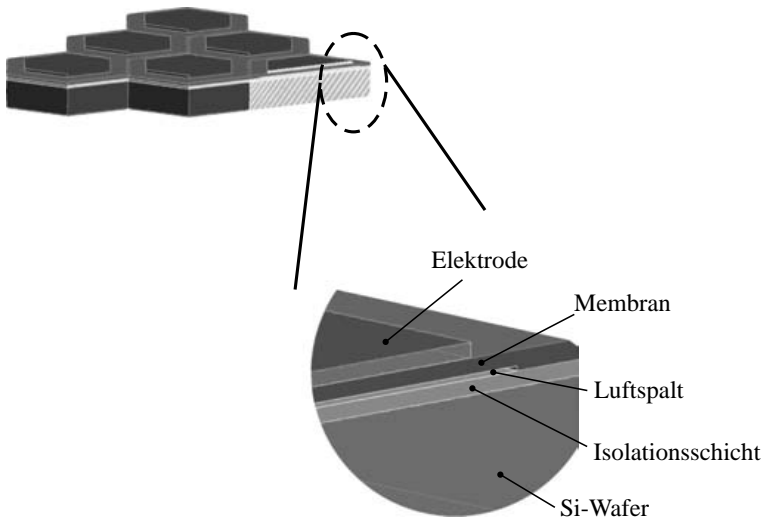


Abb. 18.37. Aufbau eines CMUTs

mit den sog. Capacitive Micromachined Ultrasound Transducers (CMUTs) an. Es handelt sich dabei um Wandler mit kapazitivem Wandlerprinzip, die mit Methoden der Silizium-Mikromechanik hergestellt werden (Abb. 18.37). Sie eignen sich besonders für den Einsatz im Bereich höherer Sonographie-Frequenzen und bieten außerdem den Vorteil einer preisgünstigen Massenfertigung. Ein weiterer Vorzug liegt in der Realisierbarkeit von 2D-Array-Antennen (Abb. 18.38). Sie werden mit Methoden der sog. Silizium-Oberflächenmikromechanik (Silicon Surface Micromaching) gefertigt, d. h. es handelt sich vom Prinzip her um klassische CMOS-Chips, bei denen “übergroße” Kondensatoren per Ätzprozesse von ihren Dielektrika befreit werden, so dass kapazitive Wandlerelemente entstehen, die sowohl zum Senden als auch zum Empfangen von Ultraschallsignalen genutzt werden können. Aufgrund dieser Herstellungsmethode ist man auch in der Lage, miniaturisierte Arraybauformen zu

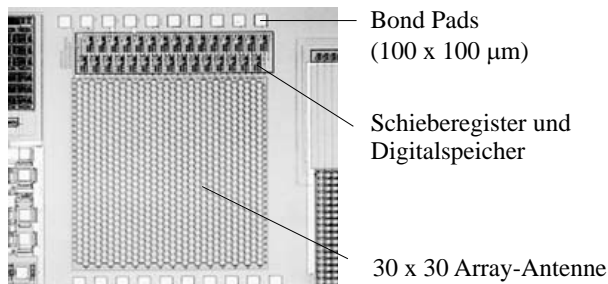


Abb. 18.38. Mikromechanisch hergestellter kapazitiver Ultraschallwandler

realisieren, so zum Beispiel Ultraschall-Antennen, die intravaskulär eingesetzt werden können. Inwieweit diese neue Transducertechnologie die klassischen piezokeramischen Array-Antennen auf breiter Front verdrängen kann, ist derzeit noch als offen zu betrachten.

Ultraschallwandler auf der Basis von Composite-Werkstoffen

Die Entwicklung eines jeden Ultraschallwandlers, der in der akustischen Bildgebung eingesetzt werden soll, unterliegt einem strengen Kompromiss zwischen Empfindlichkeit und Bandbreite. Eine hohe Wandlerempfindlichkeit führt zu großer Reichweite bzw. Eindringtiefe, während eine große Bandbreite für eine hohe Ortsauflösung sorgt. Da die Anforderungen an Auflösungsvermögen und Empfindlichkeit stetig steigen, ist man darauf angewiesen, die bestehenden Wandlormaterialien im Hinblick auf die Anwendungen in der Ultraschalltechnik zu optimieren bzw. nach gänzlich neuen Materialien Ausschau zu halten, welche die gleichzeitige Steigerung von Empfindlichkeit und Bandbreite zulassen.

Die derzeit verwendeten Wandlormaterialien erfüllen die Anforderungen nur bedingt. Wenn man an Wasser akustisch gut angepasste Materialien verwendet, wie z. B. **Polyvinylidenfluoridfolie**, so ist deren piezoelektrischer Kopplungsfaktor, der ein Maß für die Piezoaktivität des jeweiligen Materials ist, recht klein, was zu einer geringen Empfindlichkeit bzw. einem hohen äquivalenten Rauschpegel führt. Daneben gibt es Materialien mit hoher innerer Dämpfung, wie **Bleimetaniobat**, welche ebenfalls höhere Bandbreiten erlauben, dies aber wiederum auf Kosten der Empfindlichkeit. Die klassischerweise verwendeten **PZT-Keramiken** zeichnen sich durch sehr hohe Kopplungsfaktoren aus. Da ihr akustischer Wellenwiderstand jedoch ca. 15 mal höher ist als der von Wasser, leiden sie an akustischer Fehlanpassung. Diese versucht man durch die Verwendung von $\lambda/4$ -Anpassungsschichten wieder auszugleichen, was jedoch wiederum die Bandbreite einengt, da die Impedanz-Anpassung

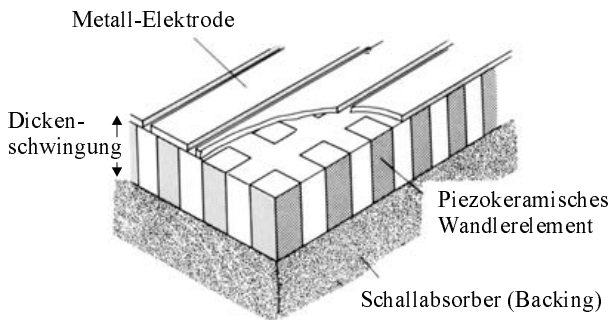


Abb. 18.39. Ultraschall-Antenne auf der Basis eines Piezokeramik-Epoxidharz-Composite-Werkstoffes (1-3-Composite)

nur bei $\lambda/4$ -Resonanz funktioniert und zu höheren und tieferen Frequenzen (von der $\lambda/4$ -Resonanzstelle aus gesehen) wieder nachlässt.

Im Zuge der oben angedeuteten Suche nach Wandlermaterialien, welche den Anforderungen bezüglich piezoelektrischem Kopplungsfaktor und akustischer Anpassung an den Wellenwiderstand des Wassers ($Z_{\text{wa}} = 1,5 \cdot 10^6 \text{ Ns/m}^3$) eher gerecht werden als die bereits genannten, stieß man auf die sog. **piezoelektrischen Composite-Materialien**. Es handelt sich dabei generell um Verbundwerkstoffe aus klassischen Hochleistungs-Piezokeramiken und Epoxidharzen.

Man kennt verschiedene geometrische Anordnungen der Piezokeramik in dem Gießharz. Im Rahmen der medizinischen Ultraschallsonographie und auch der Prüftechnik (Zerstörungsfreie Werkstoffprüfung) wird heute überwiegend der sog. **1-3-Composite** verwendet. Dabei handelt es sich um parallel ausgerichtete, senkrecht stehende Stäbchen aus einem PZT-(Bleizirkonattitanat)Material, die von einer sog. Epoxidharz-Matrix umgeben sind (Abbn. 18.39 und 18.40).

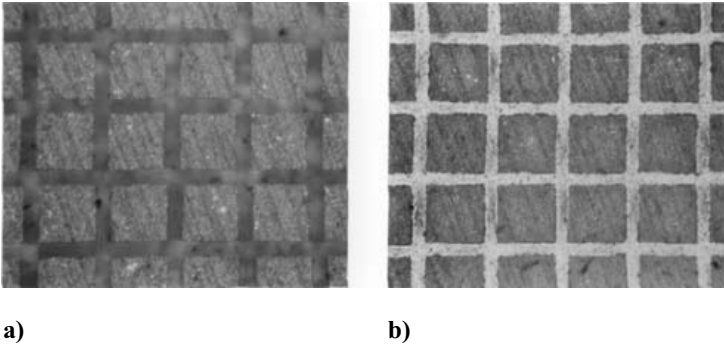


Abb. 18.40. Aufsicht auf einen 1-3-Composite-Werkstoff; **a)** ohne Füllung **b)** mit Epoxidharz-Füllung der Sägespalte

Diese 1-3-Composite werden mit Hilfe der sog. **Dice-and-Fill-Technik** hergestellt. Dazu werden mit Hilfe einer Halbleiterwafrersäge Sägeschnitte bis zu einer Tiefe von 80 % der Keramikplatte in Form eines rechtwinkligen Musters in die Keramik eingebracht. Danach werden die Sägeschlitzte mit flüssigem Epoxidharz gefüllt. Nach dem Trocknungsvorgang wird die durchgängige Bodenplatte abgeschliffen. Anschließend werden auf beide Flächen Elektroden aufgesputtert und danach wird die Keramik polarisiert. Mit Hilfe dieser Dice-and-Fill-Technik lassen sich selbst größere Schwingerplatten mit Abmessungen bis zu einigen Zentimetern Kantenlänge realisieren. Die Dicke und Kantenabmessungen der Keramikstäbchen hängen unmittelbar von der Frequenz ab. Bei einem typischen 3,5-MHz-Wandler liegt die Dicke bei ca. 0,5 mm und die Querabmessungen bei ca. 0,3 mm.

Diese Composite lassen sich auf die jeweilige Anwendung hin optimieren. Dies geschieht mit den folgenden Parametern:

- Piezokeramik
- Epoxidharz
- Füllgrad an Piezokeramik.

Mit dem Füllgrad lässt sich die akustische Impedanz in weiten Grenzen einstellen, da der piezoelektrische Kopplungsfaktor für einen relativ großen Bereich des Füllgrades nahezu konstant bleibt, und zwar auf einem hohen Niveau oberhalb von $k_t = 0,5$, d. h. der für die Dickenschwingung relevante Kopplungsfaktor k_t liegt bei über 50 %. Mit dem Füllgrad und der Piezokeramik wird auch die effektiv wirksame Dielektrizitätskonstante und damit die Schwingerkapazität eingestellt.

Der Elastizitätsmodul des Gießharzes schließlich bestimmt einerseits die effektive akustische Impedanz und andererseits definieren die elastischen Eigenschaften des Füllmaterials (weich oder hart) den Grad der mechanischen Kopplung benachbarter Keramikstäbchen. Bei der Herstellung von Array-Antennen ist ein großes Übersprechen zwischen den Elementwandlern auf jeden Fall zu vermeiden. Die Verwendung eines weichen Gießharzes führt zu flexiblen Wandlerplatten, welche eine Krümmung zum Zwecke einer Fokussierung erlauben, ohne dass mechanische Linsen verwendet werden müssten.

Die Fa. Krautkrämer [164], ein führender Hersteller von Prüfköpfen und Geräten zur Zerstörungsfreien Werkstoffprüfung, hat die Leistungsdaten von einem ihrer typischen 1-3-Composite mit denen von PVDF-Folien und PZT verglichen (s. Tab. 18.1). Weitere Ergebnisse und der Vergleich von typischen Wandlersignalen findet man in der Literatur [273].

Tabelle 18.1. Leistungsdaten eines 1-3-Composites im Vergleich zu PVDF und PZT [273]

Wandlmaterial	1-3 Composite	PZT (P5)	PVDF
Akust. Impedanz Z [Mrayl]	6,5	29,3	3,9
Koppelfaktor k_t	0,65	0,47	0,15
Querkopplungsfaktor k_p	0,20	-0,59	<0,1
Transmissionskoeffizient (Plexi) T	0,884	0,355	0,990
Einfügedämpfungsmaß [dB]	16	0	-31
Dielektrizitätskonstante ε	100 - 5000	900	12
Max. Temperatur [°C]	150	300	80

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die oben beschriebenen Composite-Materialien einen wesentlichen Fortschritt für die Ultraschall-Wandlertechnik darstellen, insbesondere wenn es um die Beschallung von akustisch weichen Materialien geht, wie z. B. Wasser, biologisches Gewebe oder Standard-Kunststoffe. Sie bieten neben mechanischer Flexibilität (wichtig für eine mechanische Fokussierung durch Krümmung der Wandlerfläche) einen hohen Wirkungsgrad (Kopplungsfaktor) und niedrigere akustische Impedanz als alle klassischen Piezokeramiken. Mittlerweile gibt es einige Transducer-Hersteller, die sich auf die Fertigung von Piezo-Compositen konzentriert haben, wie die französische Firma Imasonic [139].

Kommerzielle Ausführungsformen von medizintechnischen Ultraschallköpfen

Im Laufe der kontinuierlich fortschreitenden Entwicklung auf dem Gebiet der medizinischen Ultraschall-Bildgebung werden die Standard-Schallköpfe permanent weiterentwickelt.

Eine heute typische 3.5 MHz-Curved-Array-Antenne für Anwendung in der Inneren Medizin und in der Geburtshilfe ist in Abb. 18.41 zu sehen. Daneben werden Spezial-Schallköpfe zur Prostatauntersuchung (Untersuchung vom Rektum aus - Bildmitte) und eine 13 MHz-Antenne (rechtes Teilbild) gezeigt. Die heutigen Möglichkeiten der 3D-Bildgebung mit Ultraschall werden in Abb. 18.42 angedeutet. Diese Aufnahme mit einer mechanisch geschwenkten 1D-Linear-Multilayer-Antenne zeigt ein Ungeborenes im Mutterleib.

3.5 MHz Convex-Array 6.5 MHz Endocavitär-Sonde 1.5 D Array-Antenne (13 MHz)



Abb. 18.41. Kommerzielle Ultraschallköpfe für unterschiedliche medizinische Untersuchungen



Abb. 18.42. Ultraschall-Aufnahme mit einer mechanisch geschwenkten 1D-Linear-Multilayer-Antenne eines Ungeborenen (10. Schwangerschaftswoche)

18.2.2 Stand der heutigen B-Bild-Sonographie

Die heute in der medizinischen Diagnostik standardmäßig eingesetzte B-Bild-Technik hat sowohl im Bezug auf die zur Verfügung stehenden Ultraschallköpfe als auch im Hinblick auf die Signalverarbeitung und Bildtechnik einen exzellenten Stand erreicht. Dies kann anhand von klinisch relevanten B-Bild-Aufnahmen belegt werden. Diese Aufnahmen wurden freundlicherweise vom Kompetenzzentrum Medizintechnik Ruhr in Bochum (Leitung: Prof. Dr.-Ing. Helmut Ermert) [161] zur Verfügung gestellt. Die Abbildung (Abb. 18.43) zeigt Ultraschall-B-Bilder von Organen im menschlichem Körper. Auch bei der Doppler-Sonographie ist ein hoher Stand erreicht worden, was durch zwei Bilder von der Karotis belegt werden soll (Abb. 18.44).

18.2.3 Ultraschall-Kontrastmittel

Die morphologische Ultraschallbildgebung, also die Darstellung von Strukturen und Formen der menschlichen Organe funktioniert recht gut, da die akustische Bildgebung auf der Reflexion von Ultraschall an akustischen Grenzschichten basiert. Die funktionelle Bildgebung hingegen, die Informationen über physiologische oder mechanische Parameter, wie z. B. die Blutflussgeschwindigkeit in Hinblick auf bestimmte Krankheiten Auskunft geben soll, leidet insbesondere unter der geringen **Echogenität** von menschlichem Blut. Unter Echogenität versteht man hier die Ultraschall-Reflexionseigenschaften des betreffenden (biologischen) Mediums. Im Blut sind die roten Blutkörperchen die einzig relevanten Streuer, die jedoch den Ultraschall in nur geringem Maße reflektieren. Daraus resultiert die kleine Sensitivität von allen Ultra-

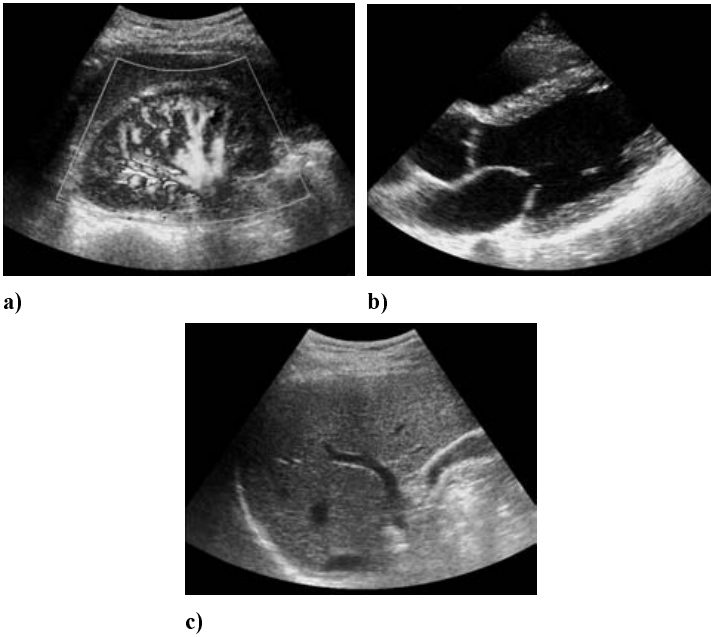


Abb. 18.43. Ultraschall-B-Bilder von menschlichen Organen. **a)** Niere, **b)** Herz, **c)** Leber (Bildquelle: H. Ermert: Kompetenzzentrum Medizintechnik Ruhr (KMR), Bochum [161])

schallabbildungen, in denen das Blut in bzw. die Durchblutung von Körperorganen dargestellt werden soll. Diese physikalische Tatsache war ein Grund für die Suche nach sog. Echokonstrastverstärkern, die in den heute kommerziell

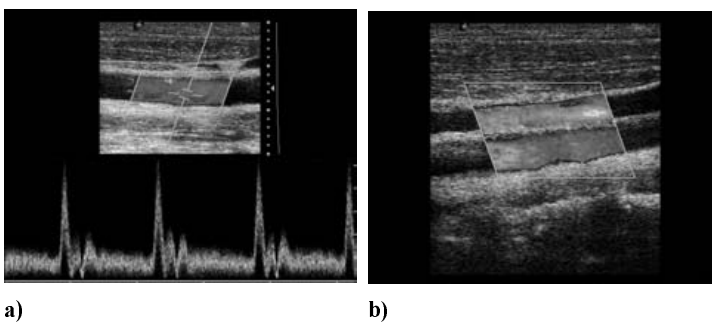


Abb. 18.44. Ultraschall-B-Bild der Halsschlagader (Karotis). **a)** B-Bild mit überlagerter Blutflussdarstellung (farbig codiert) und aktuelles Pulssignal im unteren Bildbereich, **b)** Ausschnitt, kombiniert mit anderer Bildebene, aus a) mit spektral ausgewertetem Dopplersignal (Bildquelle: H. Ermert: Kompetenzzentrum Medizintechnik Ruhr (KMR), Bochum [161])

verfügbaren **Ultraschall-Kontrastmitteln** ihren Niederschlag gefunden hat. Das Prinzip der Ultraschall-Kontrastmittel ist seit mittlerweile über 35 Jahren bekannt. Man stellte damals starke Echosignale infolge Luftbläschen fest, die bei der schnellen Bolusinjektion mit verabreicht wurden. Seit 1991 sind in Deutschland standardisierte Ultraschall-Kontrastmittel (Levovist) seitens der Schering AG kommerziell erhältlich. Im Folgenden werden die heute wichtigsten Klassen von Ultraschall-Kontrastmitteln kurz vorgestellt.

Blood-Pool-Kontrastmittel

Die Präparate dieser Klasse werden intravenös verabreicht, damit sie sich anschließend frei mit dem Blutstrom mitbewegen, ohne die Gefäße zu verlassen. Diese Kontrastmittel bestehen aus einer Hülle und einem darin eingeschlossenen bzw. daran adsorbierten Gas. Bei den Hüllenmaterialien unterscheidet man zwischen harter Schale (z.B. Galaktose) und flexiblen Hüllen (z.B. Phospholipid) (s. Tabelle 18.2).

Tabelle 18.2. Derzeit verfügbare bzw. in Entwicklung befindliche Ultraschall-Kontrastmittel—ff

Name	Hersteller	Hülle	Gas	Zulassung
Echovist *	Schering	Galaktose	Luft	1991
Albunex	Molecular Biosystems	Albumin	Luft	1993
Levovist	Schering	Galaktose	Luft	1995
Optison	Mallinckrodt	Albummin	Perfluoropropan	1998
Sonovue	Bracco	Phospholipide	Schwefelhexafluorid	2001
Definity	DuPont	Perflutren	Perfluoropropan	
Imavist	Schering	Surfactants	Perfluorohexan / Stickstoff	
Sonazid	Nycomed Amersham		Perfluorocarbon	

* nicht lungenfähig

Gewebe-spezifische Kontrastmittel

Diese Präparate zeichnen sich durch ihre molekulare Affinität zu bestimmten Gewebearten aus, in denen sie sich entsprechend anlagern und diese anreichern. Mit solchen Mitteln ist es prinzipiell möglich, bestimmte Krankheiten anhand der Durchblutung zu diagnostizieren.

Drug-Delivery Systeme

Bei diesem Typ von Kontrastmittel wird anstatt des (echoverstärkenden) Gases ein bestimmtes Medikament eingelagert, d. h. von der Hülle umschlossen. Die Freisetzung des Medikaments erfolgt kurz nach der Zerstörung der Hülle an einem Ort der Wahl, wo das Medikament gezielt eingreifen soll. Die Zerstörung der Hülle kann dabei nach spezifischer Bindung an ein Zielgewebe erfolgen (gewebespezifische Hülle) oder sie wird alternativ von außen gesteuert, indem man lokal und zeitlich gezielt Ultraschall einwirken lässt, der die Hüllen zerstört. Dabei wird der Ultraschall nicht nur zur Freisetzung des Medikaments genutzt sondern er dient auch seiner Penetration ins Gewebe. Man spricht in diesem Zusammenhang von **Sonoporation**.

Orale Ultraschall-Kontrastmittel

Bei diesen Präparaten handelt es sich um Luft-absorbierende, trinkbare Stoffe, welche die Ultraschallbildgebung dadurch erleichtern, dass sie die Luft in den Gewebeschichten eliminieren, in denen sie stört, z. B. Magen-Darmtrakt, so dass sie sich besser durchschallen lassen.

Wirkprinzip von Ultraschall-Kontrastmitteln

Die Wirkung der Ultraschall-Kontrastmittel beruht auf der Ansammlung vieler kleiner akustischer Streuer, was letztlich in Summe zu einer deutlich höheren Reflexion des Ultraschalls führt im Vergleich zum nicht mit Bläschen angereicherten Blut. Der Durchmesser der Bläschen beträgt 1 -10 μm . Sie sind damit in der Lage, sich mit dem Blutfluss frei zu bewegen.

Neben diesem linearen Rückstreuverhalten (die reflektierte Welle hat die selbe Frequenz wie die einfallende) gibt es noch die nichtlinearen Rückstreuungseigenschaften der Bläschen. Diese tritt bei höheren Schalldrücken in Erscheinung.

Tabelle 18.3. Verhalten von Kontrastmittel-Gasbläschen bei Anregung mit Ultraschall. (Mechanischer Index MI : siehe Gl.(18.23)) [215]

negativer Maximal- druck	Mechanischer Index (MI) 1 MHz	Bläschen- verhalten	Akustisches Verhalten	Anwendung
< 100 kPa	< 0.1	lineare	Verbesserung des Schwingung Rückstreuverhaltens	Verbesserung der Doppler-Bildgebung
100 kPa - 1 MPa	0.1 - 1.0	nichtlineare	Rückstreuung der Schwingung Oberwellen	Echtzeit-Perfusions- Bildgebung
> 1 MPa	> 1.0	Zerstörung	Transiente Echos (oberwellenhaltig)	Intermittierende Perfusions-Bildgebung

nung $p > 100 \text{ kPa}$ (s. Tabelle 18.3), bei denen die radialen Oszillation der Bläschen, zu den durch den Ultraschall stets angeregt werden, nicht mehr rein harmonisch bleiben sondern nichtlineare Eigenschaften zeigen, d. h. die rückgestreute Ultraschallwelle enthält Harmonische (Oberwellen) der Grundfrequenz, mit der angeregt wird. Bei höheren (negativen) Schalldrücken kommt es zur Zerstörung der Bläschen (s. Tabelle 18.3).

Vergleich von B-Bild-Aufnahmen mit und ohne Kontrastmittel

In Abbildung 18.45 werden zwei B-Bild-Aufnahmen verglichen, die eine menschliche Leber zeigen, die Metastasen enthält. Während das Teilbild A vor der Verabreichung eines Ultraschallkontrastmittels aufgenommen wurde, zeigt Teilbild B die selbe Leber mit eingelagertem Kontrastmittel. Dieser Vergleich unterstreicht die klinische Relevanz von Kontrastmitteln. Denn nur das rechte Teilbild lässt die Metastasen erkennen (dunkel flächige Punkte): Sie sind ohne Kontrastmittelgabe (Teilbild A) überhaupt nicht wahrnehmbar.

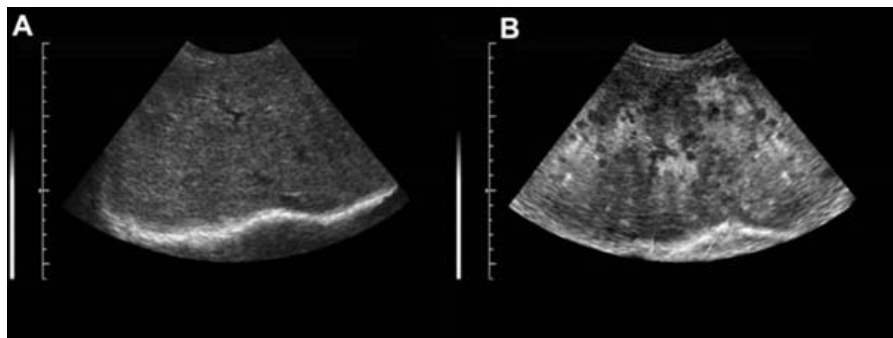


Abb. 18.45. Ultraschall-B-Bild einer mit Metastasen durchsetzten Leber. Bild A: ohne Kontrastmittel; Bild B: mit Kontrastmittel. Die Metastasen sind in Bild B anhand der dunklen Punkte zu erkennen. Bildquelle: PD Dr. med. Thomas Albrecht, Charité, Berlin.

18.2.4 Harmonic Imaging

Beim sog. Harmonic Imaging wird gezielt die 2. Harmonische (= 1. Oberwelle) des ausgesandten Ultraschallsignales herausgefiltert und zur Bilddarstellung genutzt. Vorzüge dieses Verfahrens sind zum einen die Reduzierung des Gewebesignalanteils sowie eine deutliche Verminderung der Rauschartefakte (sog. *Clutter*). Das eigentliche Bildgebungssignal wird also im Vergleich zum Rückstreuungssignal angehoben, was zu besseren Kontrasten führt. Der Nachteil des Harmonic Imaging besteht in der Notwendigkeit, Sendesignale mit niedriger Bandbreite zu verwenden, was zu geringerer Bildauflösung führt. Zum

anderen wird der intensitätsstärkste Part des Signals, nämlich die Grundwelle, nicht zur eigentlichen Bildgebung herangezogen, was einen höheren Eintrag an Schallenergie notwendig macht. Dies ist auch der Grund dafür, dass i. Allg. ein relativ großer Teil der Mikrobubbles zerstört wird. Dies hat wiederum zur Konsequenz, dass mit abnehmender Gasbläschenkonzentration weniger Signal reflektiert wird. Aus diesem Grund geht man teilweise zum sog. **Interval Delay Imaging** über. Dies ist eine nicht-kontinuierliche sondern intermittierend durchgeführte Beschallung, die auch bei erhöhtem Mechanischem Index eine längere Beobachtung zulässt.

Wideband Harmonic Imaging (Puls-/Phaseninversionsverfahren)

Beim sog. Wideband Harmonic Imaging wird der nichtlineare Anteil des Ultraschallsignals vom linearen dadurch abgetrennt, indem mehrere aufeinanderfolgende und von einer Scanlinie stammende Reflexionssignale miteinander verrechnet werden. Im einfachsten Fall wird ein Ultraschallecho bezüglich seiner Grundwellenanteile invertiert und mit sich selbst überlagert, was im linearen Fall zu einer Auslöschung führt. Die nichtlinearen Signalanteile sind keiner Auslöschung unterworfen und werden im Bild dargestellt. Je nach Hersteller werden statt dieser Phaseninversion auch andere, meist auf digitaler Signalverarbeitung basierende Verfahren, eingesetzt, um den nichtlinearen Signalanteil des reflektierenden Ultraschallsignals abzutrennen.

Der wesentliche Vorteil des Wideband Harmonic Imaging besteht in der Verwendung von breitbandigen Transducern, was zu einer besseren räumlichen Auflösung führt.

Da bei dieser Technik pro Bildzeile mehrere Pulse ausgesendet werden müssen, wird die Bild-Wiederholrate im Vergleich zum Standard-B-Bild herabgesetzt. Nachdem beim Wideband Harmonic Imaging in Relation zum Standard Harmonic Imaging ein größeres Frequenzband genutzt wird, kann die Sendeenergie entsprechend reduziert werden. Dies hat zur Folge, dass das im vorhergehenden Abschnitt angesprochene Problem der Bläschenzerstörung stark gemindert wird. Besonders bei neuen Präparaten mit flexibler Hülle kann mit einem stark reduzierten Schalldruck gearbeitet werden (mechanischer Index $< 0,1$).

Mechanischer Index (Maß für die Sendeleistung)

Die Sendeleistung von modernen in der Medizintechnik verwendeten Sonographie-Geräten wird heute üblicherweise in Form des sog. **Mechanischen Index (MI)** angegeben und meist online auf dem Bildschirm angezeigt. Der Mechanische Index ist definiert als Verhältnis aus dem Betrag des maximalen negativen Schalldrucks $|p_{-\max}|$ zur Wurzel der Schallfrequenz

$$MI = \frac{|p_{-\max}| [\text{MPa}]}{\sqrt{f} [\text{MHz}]} \quad (18.23)$$

18.2.5 Ultraschall-Tomographie

Transmissions-Tomographie

In Anlehnung an die Röntgen-Computer-Tomographie hat man versucht, auch den Ultraschall auf der Basis des Tomographie-Prinzips für die medizinische Bildgebung nutzbar zu machen. Abbildungen nach dem Tomographie-Prinzip beruhen auf der Aufnahme sehr vieler und sich bezüglich ihrer lokalen Position unterscheidender Linienintegrale über Parameter, welche Eigenschaften des abzubildenden Mediums repräsentieren. Im Falle der Röntgen-Computer-Tomographie ist der Parameter der Absorptionskoeffizient von Röntgenstrahlen, dessen lokale Verteilung in einer durch den menschlichen Körper gelegten Schnittfläche in einem Bild dargestellt wird.

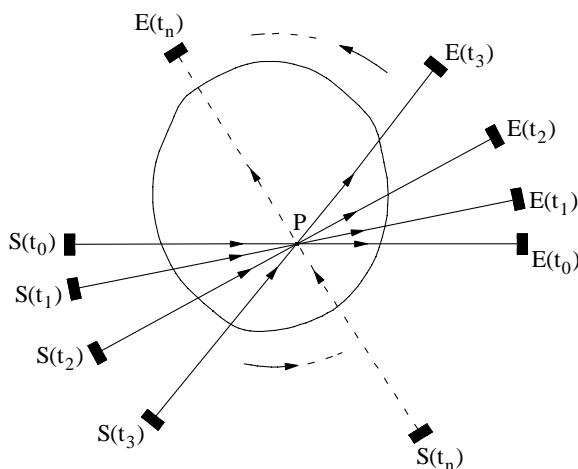


Abb. 18.46. Tomographie-Prinzip. Mit Hilfe der sich gegenüberstehenden Paaren von Sende-(S) und Empfangs-(E)Wandlern werden Linienintegrale der abzubildenden Größe aufgenommen.

Abbildung 18.46 zeigt das Prinzip des Tomographie-Verfahrens, bei dem durch die Durchstrahlung eines Körpers vom Sender S zu einem Empfänger E jeweils ein solches Linienintegral aufgenommen wird. Dies bedeutet, dass der einem bestimmten Ort zugeordnete Abbildungs-Parameter letztlich in vielen dieser Linienintegrale enthalten ist. Wenn man also die Information aller Linienintegrale zusammennimmt, muss man demnach wieder auf den Parameter an dem bestimmten Ort zurückschließen können. Dies ist in der Tat möglich und lässt sich mit Hilfe sog. **tomographischer Rekonstruktionsverfahren** bewerkstelligen. Dies sind mathematische Algorithmen, die zu den inversen Verfahren zählen. Die entsprechende mathematische Operation bezeichnet man als **Entfaltung** (s. auch Kap. 16.12).

Die Röntgenstrahlung eignet sich besonders für dieses Abbildungsprinzip, da sie geradlinig und mit konstanter Geschwindigkeit durch biologisches Medium hindurchtritt. Infolgedessen kommt es zu keinen nennenswerten Abbildungsfehlern und die entsprechenden Röntgenbilder geben ein sehr scharfes Bild des Absorptionskoeffizienten in der gewählten Schnittfläche wieder.

Im Gegensatz dazu breiten sich Ultraschallwellen weder exakt geradlinig noch mit konstanter Schallgeschwindigkeit in biologischem Gewebe aus. Infolgedessen kann das Tomographie-Prinzip in seiner einfachen Form in der medizinischen Bildgebung nur in speziellen Fällen angewendet werden. Dies Spezialfälle beschränken sich auf Körperorgane, die ohne Knochengewebe durchdringen zu müssen von außen rundum frei zugänglich sind, wie die weibliche Brust oder der männliche Hoden. Diese Organe können entsprechend dem in Abb. 18.46 gezeigten Tomographie-Prinzip durchschallt werden.

So wurde von dem amerikanischen Medizintechnik-Unternehmen Techniscan [286] ein Ultraschall-Brustscanner entwickelt, der Abbildungen von der weiblichen Brust nach dem Prinzip der Computer-Tomographie (Abb. 18.46) erlaubt und speziell zu klinischen Vorsorgeuntersuchungen eingesetzt werden kann. Dabei wird die weibliche Brust dreidimensional abgebildet, indem ein Sende-Empfangs-Wandlerpaar die Brust im Wasserbad umkreist und dabei die Linienintegrale des Bildgebungsparameters aufnimmt. Dieser Bildgebungsparameter ist entweder die Dämpfung entlang des Ausbreitungspfad oder die Schallgeschwindigkeit auf diesem Weg. Mit Hilfe einer tomographischen Entfaltung lassen sich so Schnittbilder gewinnen (Abb. 18.47).

Zu einem kompletten 3D-Scan gelangt man, indem mehrere dieser Schnittbilder in Tiefenrichtung der Brust mit einem jeweiligen Abstand von 2 mm aufgenommen werden. Auf diese Art lässt sich beispielsweise tumoröses Gewebe bezüglich seiner geometrischen Abmessungen und seiner genauen Ortslage charakterisieren.

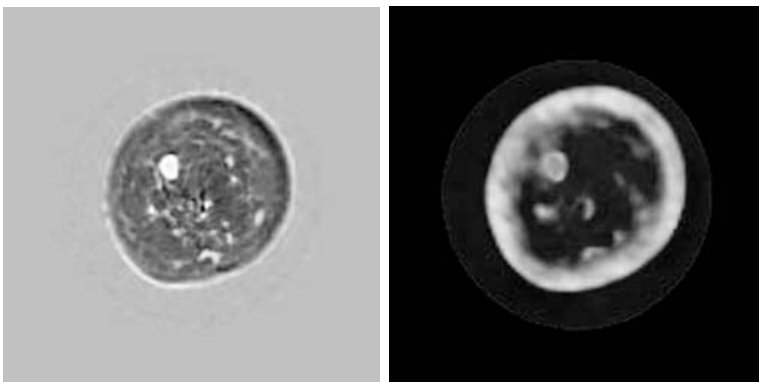


Abb. 18.47. CT-Sonographie-Aufnahmen einer weiblichen Brust, die ein Knötchen enthält (helle Stelle in der linken oberen Bildhälfte) Bildquelle: Fa. TechnisScan Medical Solutions, USA [286]

Reflexions-Tomographie

Im Gegensatz zu Röntgenstrahlen, die sich mit Lichtgeschwindigkeit ausbreiten, hat der Ultraschall den Vorteil, dass seine Ausbreitungsgeschwindigkeit um 5 Zehnerpotenzen geringer ist, was wiederum dazu genutzt werden kann, Laufzeitinformationen zu gewinnen. Wenn solche Laufzeitinformationen von unterschiedlichen Einschallungsrichtungen gewonnen und anschließend zu einem Gesamtbild zusammengesetzt werden, spricht man von Reflexionstomographie oder Echo-CT. Dies führte zu einer entsprechenden Entwicklung dieser Ultraschall-Bildgebungsmodalität [130], [76].

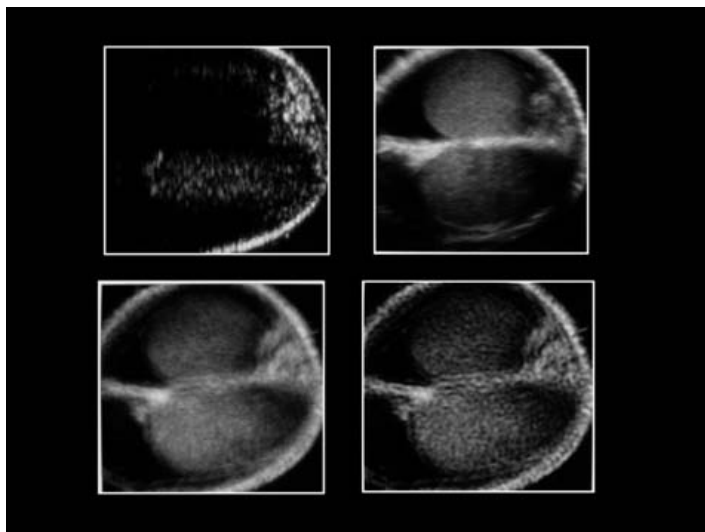


Abb. 18.48. Ultraschall-Reflexions-Tomographie-Aufnahmen eines männlichen Hodens. Die Bilder stammen aus einer Versuchsanlage, die von Ermert [76] Mitte der 80er Jahre an der Universität Erlangen-Nürnberg betrieben wurde. Teilbilder: links oben: B-Bild-Aufnahme; rechts oben: Überlagerungsbild für einen Scanwinkel von 180 Grad; links unten: Überlagerungsbild für einen Scanwinkel von 360 Grad; rechts unten: gefiltertes Überlagerungsbild für einen Scanwinkel von 360 Grad.

Mittels einer phasengesteuerten Array-Antenne werden im Puls-Echo-Betrieb die entsprechenden lokalen Verteilungen des akustischen Reflexionskoeffizienten gewonnen, die wiederum einzelnen B-Bildern (s. vorhergehenden Abschnitt) entsprechen. Dabei ist zu beachten, dass die Antenne keinen infinitesimal kleinen Fokusfleck hat, sondern ein mit der räumlichen Antennencharakteristik 'verschmiertes' Bild liefert. Je genauer diese Antennencharakteristik bekannt ist, um so exakter lässt sich deren Einfluss im nachfolgenden Rekonstruktionsverfahren wieder eliminieren.

Abbildung 18.48 zeigt eine mittels Ultraschall-Reflexionstomographie gewonnene Aufnahme eines männlichen Hodens.

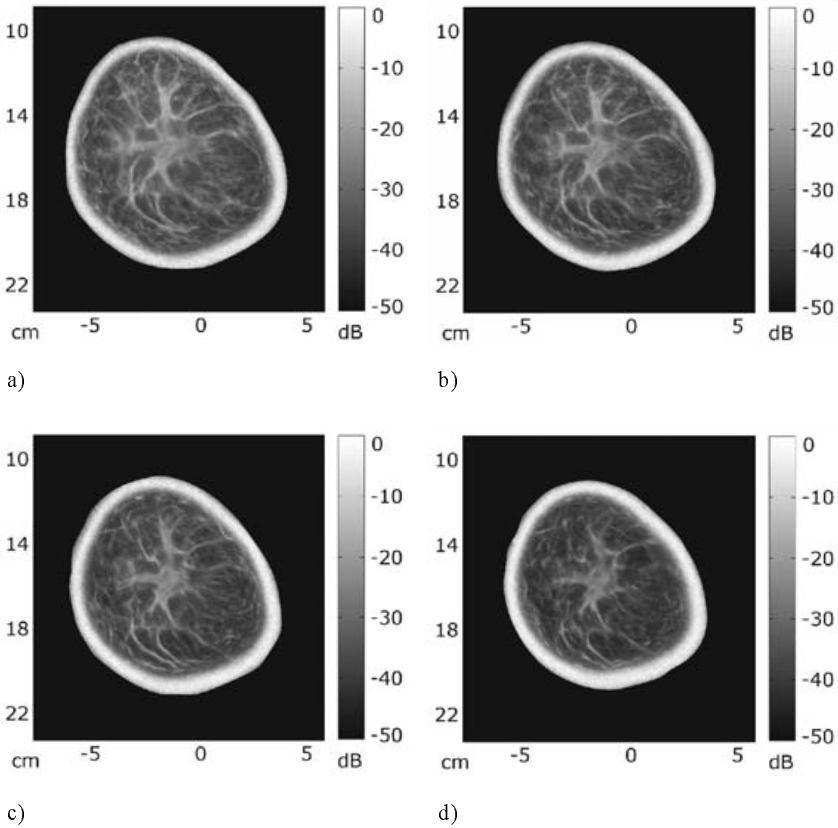


Abb. 18.49. Ultraschall-Reflexions-Tomographie-Aufnahmen einer weiblichen Brust (in-vivo, ohne Befund): Schnittbildaufnahmen parallel zum Thorax im Abstand von 2,5 mm (a): thoraxnahe Aufnahme), Schnittbildrekonstruktion aus 36 äquidistanten Aspektwinkeln. System: Siemens Acuson Antares PE, Schallwandler: CH4-1, Betriebsart: Tissue Harmonic Imaging/Phase-Inversion, Mittenfrequenzen 1,68 MHz (Senden) bzw. 3,36 MHz (Empfang) (mit freundlicher Genehmigung von H. Ermert und Ch. Hansen, Institut für Hochfrequenztechnik, Ruhr-Universität Bochum [161])

Trotz der prinzipiell gegebenen Abbildungsmöglichkeiten der Ultraschall-Tomographie hat sie im Bereich der medizinischen Diagnostik bisher keine nennenswerte kommerzielle Wirkung gezeigt. Dies liegt zum einen an den oben erläuterten physikalisch bedingten Schwierigkeiten und zum anderen an der mittlerweile enormen Leistungsfähigkeit der gewöhnlichen B-Bild-Technik.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die Ultraschall-Tomographie ein exzellentes Abbildungsverfahren ist, wenn es sich um ein homogenes Ausbreitungsmedium ohne Mehrfachstreuung handelt, in das nur kleine (abzubildende) Störer eingelagert sind.

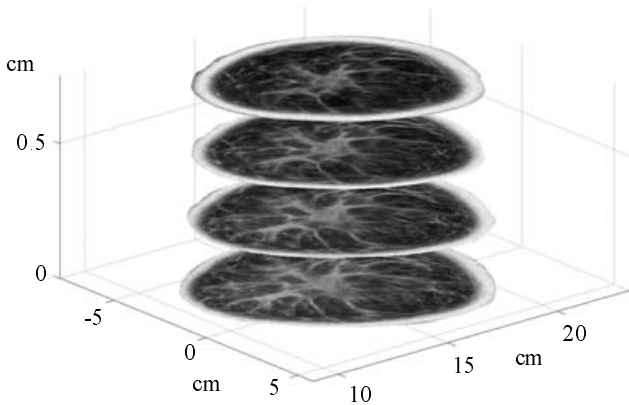


Abb. 18.50. Lokale Anordnung der Schnittbildaufnahmen aus Abb. 18.49 (mit freundlicher Genehmigung von H. Ermert und Ch. Hansen, Institut für Hochfrequenztechnik, Ruhr-Universität Bochum [161])

Abschließend sollen Bilder gezeigt werden, die aus einem jüngst am Institut für Hochfrequenztechnik der Ruhr-Universität Bochum entwickelten Brustscanner stammen. Diese neue Anlage ist in der Lage, sowohl Aufnahmen im Echo-mode als auch im Transmissionsmode zu liefern. Abbildung 18.49 zeigt 4 Ultraschall-Reflexions-Tomographie-Aufnahmen einer weiblichen Brust, (in-vivo, ohne Befund). Die lokale Position dieser Schnittbildaufnahmen wird in Abbildung 18.50 gezeigt. In Abbildung 18.51 hingegen wird eine Ultraschall-Transmissions-CT-Aufnahme einer Brust, welche ein Karzinom enthält, mit einem Echo-CT-Bild derselben weiblichen Brust (identische lokale Position des Schnittbildes) verglichen. In der Transmissions-CT-Aufnahme ist das Karzinom deutlicher zu erkennen als bei der Echo-CT.

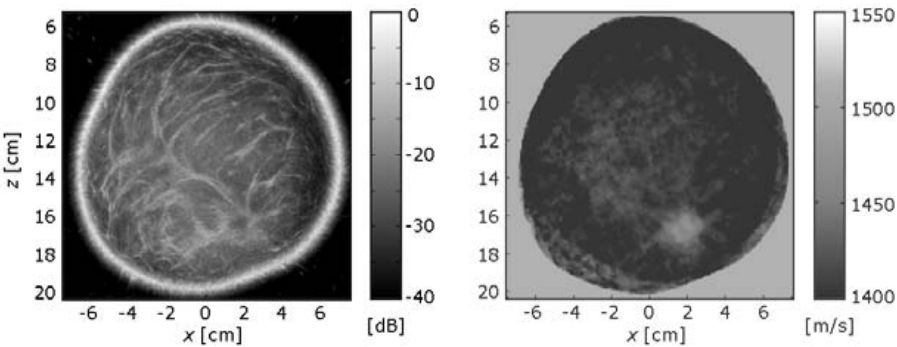


Abb. 18.51. Ultraschall-CT-Aufnahmen (CT: Computer-Tomographie) einer weiblichen Brust: oben Echo-CT; unten: Transmissions CT (Die Aufnahmen wurden von H. Ermert und Ch. Hansen, Institut für Hochfrequenztechnik, Ruhr-Universität Bochum freundlicherweise zur Verfügung gestellt [161].)

18.2.6 Compound-Verfahren (Bildüberlagerungsverfahren)

Von Compound-Verfahren spricht man, wenn die Informationen aus mehreren Teilbildern zu einem resultierenden Bild überlagert werden, welches schließlich zur Anzeige gelangt. Diese Überlagerung führt zu einem deutlich besseren Kontrast aufgrund der mit der Mittelung einhergehenden **Speckle-Reduzierung**. Speckle entsteht bei der Ultraschall-Bildgebung ähnlich den mittels Laser erzeugten Abbildungen aufgrund der Tatsache, dass die informationstragende Welle kohärenter Strahlungsnatur ist. Das Compounding kann dabei auf der Überlagerung verschiedener Frequenzen beruhen oder aber auch auf lokaler Überlagerung. Im letztgenannten Fall spricht man auch von **Spatial Compounding**. Dabei werden mehrere B-Bilder aus unterschiedlichen Blickwinkeln aufgenommen und überlagert (Abb. 18.52).

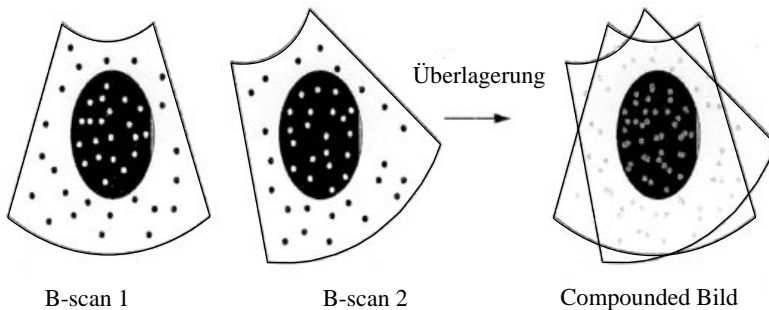


Abb. 18.52. Spatial Compounding. Es werden zwei oder besser noch mehr Bilder aus unterschiedlichen Blickwinkeln (aber derselben Ebene zugehörig) aufgenommen und zwecks Bildverbesserung überlagert [245].

Zum Spatial Compounding sind Orts-Informationen notwendig, von welcher Transducer-Position das jeweilige Bild aufgenommen wurde. Dies kann entweder mit Hilfe einer entsprechenden Lagesensorik oder auf indirektem Weg geschehen, d. h. mit Hilfe einer Bilderkennung, welche entsprechende markante Bildteile aus den verschiedenen Teilbildern zur Deckung bringt.

18.2.7 Akustische Mikroskopie

Die akustische Mikroskopie, die teilweise auch als Ultraschallmikroskopie bezeichnet wird, ist ein bildgebendes Verfahren für verschiedene Anwendungsgebiete, z. B. in der Biologie (Zelluntersuchungen) oder der zerstörungsfreien Werkstoffprüfung (ZfP). Typischerweise werden dünne Strukturen untersucht, deren laterale Abmessungen aus Aufwandsgründen nicht größer als ca. 10×10 cm sein sollten. Die bei der akustischen Mikroskopie verwendeten Frequenzen liegen im Bereich zwischen 100 MHz und 2 GHz. Bei 2 GHz lassen

sich Ortsauflösungen von etwa $0,6\ \mu\text{m}$ erzielen. Der Verwendung sehr hoher Frequenzen steht allerdings eine entsprechend große Dämpfung entgegen. Die Dämpfung von Wasser beispielsweise beträgt bei 1 GHz etwa 190 dB/mm. Zur Schallankopplung muss deshalb die Wasser- bzw. Flüssigkeitsvorlaufstrecke so klein wie möglich gehalten werden. In bestimmten festen Medien, wie z. B. Saphir, ist die Dämpfung erheblich geringer, so dass diese gerne zur Schallführung eingesetzt werden. Die zu untersuchenden Proben sollten eine möglichst glatte Oberfläche (geringe Oberflächenrauigkeit) aufweisen, um störende Reflexions- bzw. Streuerscheinungen der eingekoppelten Ultraschallwelle an der Oberfläche zu vermeiden.

Prinzipien der akustischen Mikroskopie

Es wird grundsätzlich zwischen **Reflexionsmikroskopie** und **Transmissionsmikroskopie** unterschieden (Abb. 18.53). Die hochfrequente Ultraschallwelle wird dabei typischerweise von einem in Dünnschichttechnik aufgetragenen piezoelektrischen Wandler erzeugt bzw. wieder empfangen. Das piezoaktive Material ist ZnO (Zinkoxid). Es weist zwar nur eine geringe Piezoaktivität auf, lässt sich dafür aber hervorragend in Form sehr dünner Schichten aufbringen, die man zum Erzeugen der hohen Ultraschallfrequenzen benötigt. Die ZnO -Schicht wird direkt per Sputtertechnik auf eine Saphirlinse aufgebracht, welche die Ultraschallwelle fokussiert. Zwischen Saphirlinse und Objekt ist ein flüssiges Koppelmedium notwendig. Durch einen lateralen mechanischen Scan wird die im Fokus der Linse befindliche Oberfläche abgetastet. Die von dort

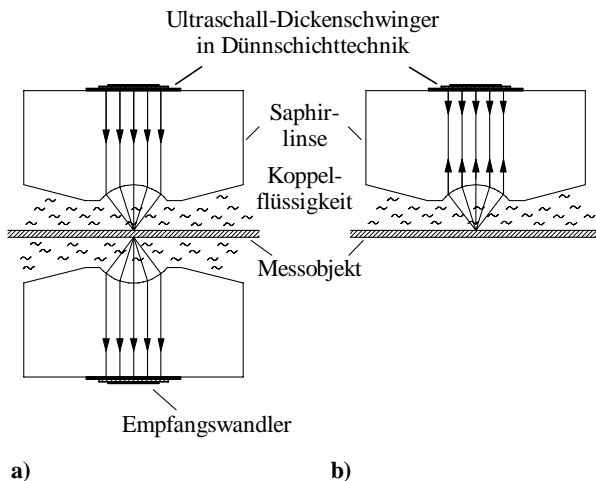


Abb. 18.53. Wandleranordnungen bei **a)** Transmissions-Mikroskopie mit getrennten Wandlern für Senden und Empfang und **b)** Reflexions-Mikroskopie (Puls-Echo-Betrieb) [M100]

reflektierten Ultraschallpulse werden konfokal von der Linse empfangen und zum *ZnO*-Wandler weitergeleitet. Dieser im klassischen *Puls-Echo-Betrieb* (Abb. 18.53 b) arbeitende piezoelektrische Dickenschwinger liefert schließlich das elektrische Signal zur Bildinformation.

Da die spezifische akustische Impedanz von Saphir $Z = 44,3 \cdot 10^6 \text{ Ns/m}^3$ beträgt, kommt es an der Grenzschicht zur Koppelflüssigkeit zu einem erheblichen Impedanzsprung und damit zu einer geringen Transmission des auszusendenden bzw. des zu empfangenden Ultraschallsignales. Um dieses Problem zu umgehen, verwendet man wie bei den Wandlern zur medizinischen Bildgebung $\lambda/4$ -Anpassungsschichten.

Bei der **Transmissionsmikroskopie** hingegen werden die durch die Probe hindurchgeschallten Pulse von einem gegenüberliegenden Empfangswandler aufgenommen (Abb. 18.53 a).

Daneben gibt es noch ein drittes Verfahren, die sog. **Scanning Laser Acoustic Microscopy (SLAM)** (Abb. 18.54). Hier wird ebenfalls eine Ultraschallwelle mit Hilfe eines mechanisch fokussierenden Wandlers erzeugt und in die Probe eingeschallt. Die Ultraschallwelle durchläuft die Probe wie beim Transmissionsprinzip. Der Unterschied zum Transmissionsprinzip besteht lediglich darin, dass die transmittierte Welle nicht von einem fokussierenden Ultraschallwandler, sondern von einem Laserinterferometer (s. auch Kap. 16.10.3) lokal abgetastet wird.

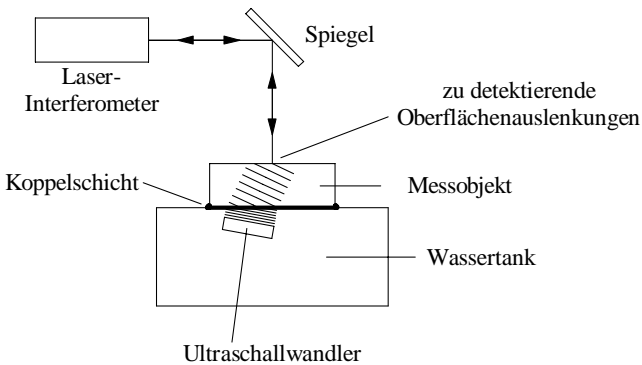


Abb. 18.54. Akustisches Mikroskop nach dem SLAM-Prinzip (SLAM=Scanning Laser Acoustic Microscopy)

Je nach Art der Auswertung kann man entweder **Amplituden-Mikroskopie** oder **Phasen-Mikroskopie** betreiben. Die Phasenmikroskopie entspricht eher dem Prinzip der in der optischen Mikroskopie verwendeten Phasenkontrastverfahren. Teilweise wird auch die Schallintensität soweit gesteigert, dass sich Effekte der nichtlinearen Wellenaufteilung zur Erhöhung der Auflösung nutzen lassen.

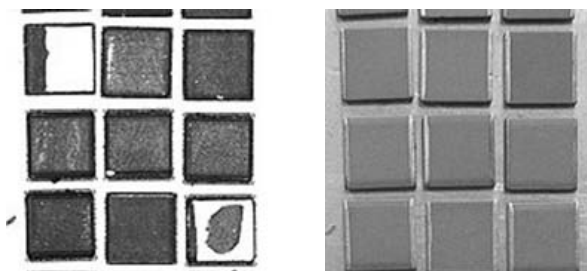


Abb. 18.55. Akustisches Bild von Kapazitäten auf einem Chip (links) im Vergleich mit dem optischen Bild (rechts). Das Bildmaterial wurde freundlicherweise von der Fa. Sonoscan ([272], einem der führenden Hersteller von akustischen Mikroskopen, zur Verfügung gestellt.

Mit akustischen Mikroskopen lassen sich die mechanischen Eigenschaften, insbesondere die akustische Impedanz bzw. deren lokale Verteilung, abbilden. Daher wird sich das akustische Bild stets von einem optischen unterscheiden.

Erwähnenswert ist auch die nutzbare Eindring- bzw. Durchdringungstiefe von Proben. Sie beträgt bei 1 bis 2 GHz aufgrund der bereits oben erwähnten hohen Dämpfungswerte nur noch wenige Mikrometer. Akustische Mikroskope eignen sich daher in hervorragender Weise zur Untersuchung von Gewebeschnitten oder auch lebenden Zellen im medizinisch-biologischen Bereich oder zur Inspektion von integrierten Schaltungen. Eine weitere beliebte Anwendung ist die Untersuchung der Qualität von Fügeverbindungen im Bereich der zerstörungsfreien Werkstoffprüfung (z. B. Lötvalidierungen).

Die Abbildungen 18.55 und 18.56 zeigen die mit akustischen Mikroskopen der Fa. Sonoscan [272] aufgenommenen akustischen Bilder von defekten elektrischen Bauelementen in jeweiliger Gegenüberstellung zu ihren visuellen Bildern. Man kann in den hochauflösenden akustischen Bildern sehr schön die jeweiligen Defekte erkennen.

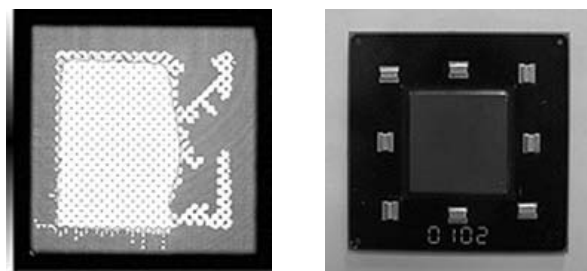


Abb. 18.56. Akustisches Bild eines defekten, in Flip-Chip-Technik aufgebrachten elektronischen Bauteils, aufgenommen mit einem Ultraschall-Mikroskop der Fa. Sonoscan [272]. Die rechte Bildhälfte zeigt das entsprechende optische Bild.

18.2.8 Ultraschall-Holographie

Das Prinzip der optischen Holographie besteht darin, dass ein Objekt mit kohärentem Licht (Laserlicht) beleuchtet wird und die dabei von diesem Objekt erzeugte Hell-Dunkel-Verteilung (Intensitätsverteilung) des Streulichtes in einer Ebene gemessen wird. Wenn die so aufgenommene Intensitätsverteilung, das sog. **Hologramm**, mit Referenzlicht, das einen festen Phasenbezug zur primären Lichtwelle haben muss, beleuchtet wird, entsteht infolge der Beugung der Referenzwelle am Hologramm ein dreidimensionales Bild vom Objekt, das vom menschlichen Auge wahrgenommen werden kann.

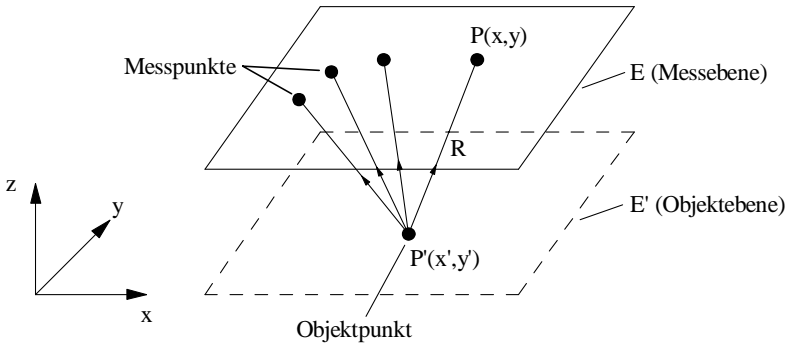


Abb. 18.57. Objekt- und Messebene bei der akustischen Holographie

Da man akustische Wellen leicht in Form kohärenter Strahlung erzeugen kann, lässt sich dieses Prinzip auf die Akustik übertragen und in Form der sog. akustischen Holographie nutzen [M100]. Die **akustische Holographie** soll anhand von Abb. 18.57 erläutert werden. Das akustische Hologramm wird dadurch gewonnen, dass man die Schalldruckverteilung einer von einem Objekt (hier vereinfacht als Objektebene E' dargestellt) ausgehenden Schallwelle in einer Ebene E (Messebene) mit Hilfe eines Ultraschallempfängers abtastet und in ein proportionales elektrisches Signal umwandelt. Nach dem **Huygensschen Elementarwellenprinzip** kann man davon ausgehen, dass von jedem Punkt der Objektebene eine Kugelwelle ausgesendet wird. Die Überlagerung all dieser Kugelwellen ergibt die aufgenommene Schalldruckverteilung

$$\bar{U}(x, y) = A \iint_{E'} q(x', y') \frac{e^{-j k R}}{R} dx' dy', \quad (18.24)$$

wobei A eine Proportionalitätskonstante ist und R die Distanz zwischen P und P' und bezeichnet

$$R = \sqrt{(x - x')^2 + (y - y')^2 + z^2}. \quad (18.25)$$

Die sog. **Quellverteilung** $q(x, y)$ (auch als **Objektfunktion** bezeichnet) ist die gesuchte Information, die es im Zuge des Holographieverfahrens zu rekonstruieren gilt. Dabei macht man sich zunutze, dass das Integral in Gl. (18.24) als Faltungsintegral (zweidimensionale Faltung im Ortsbereich) angesehen werden kann, d. h. der Rekonstruktionsprozess entspricht einer Entfaltung, die auf einfache Weise im Fourierbereich durchgeführt wird. Dazu ist die aufgenommene Druckverteilung einer 2D-Fouriertransformation im Ortsbereich zu unterwerfen

$$V(k_x, k_y) = \iint_E \bar{U}(x, y) \cdot e^{j(k_x x + k_y y)} dx dy. \quad (18.26)$$

Dabei bezeichnen k_x und k_y die Ortsfrequenzen, die das Hologramm in den entsprechenden Raumrichtungen bezüglich Details charakterisieren. Mit der Fouriertransformierten der einfachen Kugelwellenausbreitungsfunktion

$$G(k_x, k_y) = \iint_E \frac{e^{-j k \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}}}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} e^{-j(k_x x + k_y y)} dx dy \quad (18.27)$$

lässt sich das Faltungsintegral aus Gl. (18.24) zu einem Produkt vereinfachen

$$V(k_x, k_y) = G(k_x, k_y) \cdot Q(k_x, k_y). \quad (18.28)$$

Zur abschließenden Ermittlung der Objektfunktion muss dieses Produkt nach $Q(k_x, k_y)$ aufgelöst und wieder vom Ortsfrequenzraum in den Ortsraum zurücktransformiert werden. Man erhält schließlich die gesuchte Quellverteilung $q(x, y)$

$$q(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \iint \frac{V(k_x, k_y)}{G(k_x, k_y)} e^{j(k_x x + k_y y)} dk_x dk_y. \quad (18.29)$$

Dabei ist zu beachten, dass die Funktion G zu höheren Frequenzen hin stark abfällt, was bei der Division zu einer entsprechenden (Über-)Bewertung der höheren Ortsfrequenzen führt, die gewöhnlich bei der Aufnahme durch Rauschanteile gestört werden. Es ist daher sinnvoll, die Entfaltung auf einen bestimmten Ortsfrequenzraum mit $k_x^2 + k_y^2 = k^2$ einzugrenzen, d. h. man verzichtet bewusst auf Detailinformationen, die in den höheren Ortsfrequenzen enthalten sind, um den Entfaltungsprozess gegenüber (hochfrequenten) Störungen bei der Aufnahme des Hologramms robust zu gestalten.

Ähnlich wie die Ultraschall-Tomographie lebt auch die Ultraschall-Holographie von einer ungestörten, d. h. nahezu idealen Ausbreitung der akustischen Wellen. Je inhomogener die Ausbreitungsbedingungen im Übertragungsmedium sind, um so schwieriger ist die Bildrekonstruktion. Daher sind die praktischen Einsatzmöglichkeiten der akustischen Holographie ebenso wie die der Ultraschall-Tomographie begrenzt und auf Situationen beschränkt, wo man es mit halbswegs homogenen Ausbreitungsbedingungen zu tun hat.

Anwendung der akustischen Reflexions-Holographie in der Formvermessung

In einem jüngst am Lehrstuhl für Produktionsmesstechnik der TU Braunschweig (Leitung: Prof. Dr.-Ing. Rainer Tutsch) [290] gestarteten Forschungsprojekt untersucht man die Einsatzmöglichkeiten der akustischen Holographie bei der Formvermessung von größeren mechanischen Bauteilen, wie beispielsweise gekrümmten Blechteilen [291]. Dazu werden die zu vermessenden Bauteile beschallt und der von ihnen reflektierte Schall mit Hilfe eines Mikrofon-Arrays (s. auch Kap. 19) aufgezeichnet.

Zur Vermessung des aktuellen Verformungszustandes werden zwei Hologramme erstellt, und zwar eines im ursprünglichen Zustand des Bauteils und das zweite nach der Verformung. Das Ergebnis der interferometrischen Überlagerung der aus den beiden Hologrammen rekonstruierten Wellenfelder ist ein Bild des Objektes, das mit Interferenzstreifen belegt ist. Diese Interferenzstreifen lassen den Rückschluss auf die Verformung zu. Das Prinzip dieser Interferenzholographie basiert auf dem Sachverhalt, dass sich mit Hilfe der Holographie die Form eines Gegenstandes dreidimensional erfassen lässt. Rekonstruiert man nun das akustische 3D-Bild eines zu vermessenden Objektes zu verschiedenen Zeitpunkten, so kann man durch die Überlagerung dieser Bilder auf die in der Zwischenzeit stattgefundene Verformung des Objektes schließen.

Konkret werden dazu zwei Hologramme in unterschiedlichen Verformungszuständen aufgenommen und numerisch nach obigen Gleichungen bezüglich der Phasenverteilung des Objektes rekonstruiert. Die Rekonstruktionsebene muss dabei in beiden Fällen identisch sein. Sie wird geschickterweise so gewählt, dass sie der räumlichen Position des undeformierten Bauteils entspricht. Mit Hilfe der Rekonstruktion gewinnt man zunächst die beiden Phasenbilder (für den undeformierten und deformierten Zustand), die danach voneinander subtrahiert werden. Aus dem so entstehenden Phasendifferenzbild kann mit Hilfe einer Entfaltung die mechanische Deformation berechnet werden.

Seitens des Lehrstuhls für Prozessmesstechnik wurden nun Versuche an einer Stahlplatte vorgenommen, die im Vergleich zum ursprünglich undeformierten Zustand um genau einen Millimeter ausgelenkt wurde. Die Abbildungen 18.58 und 18.59 zeigen das mit einem Mikrofonarray aufgenommene reflektierte Schallfeld bezüglich Amplitude und Phase für die jeweiligen Zustände (deformiert und undeformiert). Der Vergleich der jeweiligen Bilder zeigt die durch die Deformation entstehenden Verschiebungen der Zonen maximaler Reflexionen. Die Streifenstruktur im Phasenbild erklärt sich mit der Tatsache, dass die Phase der annähernd kugelförmigen Wellen sich mit $\pm\pi$ wiederholt. Die Deformation des Bauteils bewirkt eine Verschiebung der Zonen gleicher Phase. Die Phasenverteilungen werden dann in die Rekonstruktionsebene projiziert. Danach wird die Differenz zwischen den beiden Bildern ausgewertet und entfaltet, was schließlich zur gewünschten Information führt,

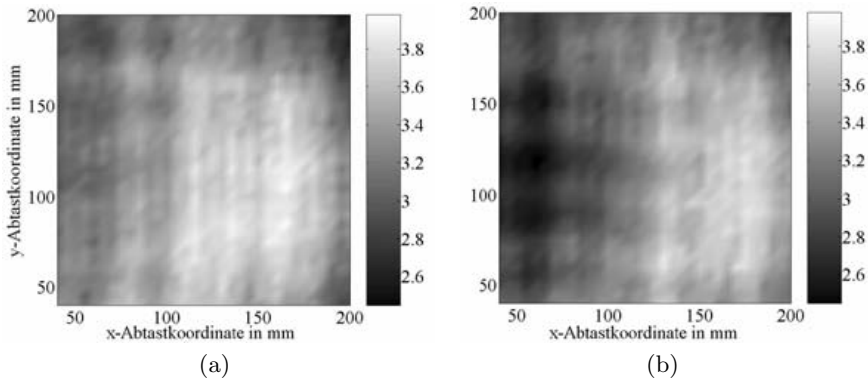


Abb. 18.58. Amplitude des reflektierten Schallfeldes in der Hologrammebene (angegeben in Form der verstärkten Mikrofon Ausgangsspannung in Volt) **a)** vor der Deformation und **b)** nach 1 mm Auslenkung des Stahlbleches [291]. Die Aufnahmen wurden freundlicherweise vom Lehrstuhl für Prozessmesstechnik der TU Braunschweig zur Verfügung gestellt.

nämlich die der Phasendifferenz proportionale Deformation (Abb. 18.60). Die Versuche von Fischer und Tutsch haben gezeigt, dass eine Absolutgenauigkeit von $\pm 0,1$ mm bezüglich der Plattenauslenkung erreicht werden kann, wenn man eine Schallfrequenz von 50 kHz verwendet, was einer Wellenlänge in Luft von etwa 6 mm entspricht [291]. Die Experimente haben auch gezeigt, dass sich ändernde Umgebungsparameter, wie Temperatur oder Strömungen in Form von Wind, zu Artefakten im Ergebnis führen können. Abschließend lässt sich feststellen, dass es sich hierbei um ein vielversprechendes Verfahren handelt, das gute Chancen hat, in der Prozessmesstechnik zum praktischen Einsatz zu gelangen.

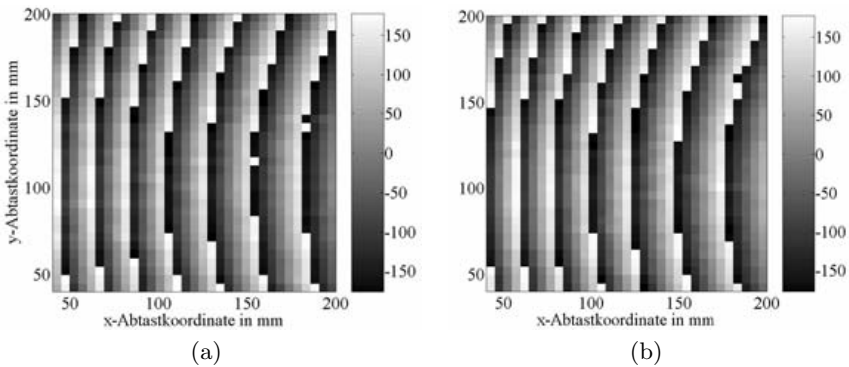


Abb. 18.59. Phase des reflektierten Schallfeldes in der Hologrammebene (angegeben in Grad) **a)** vor der Deformation und **b)** nach 1 mm Auslenkung des Stahlbleches [291]. Die Aufnahmen wurden freundlicherweise vom Lehrstuhl für Prozessmesstechnik der TU Braunschweig zur Verfügung gestellt.

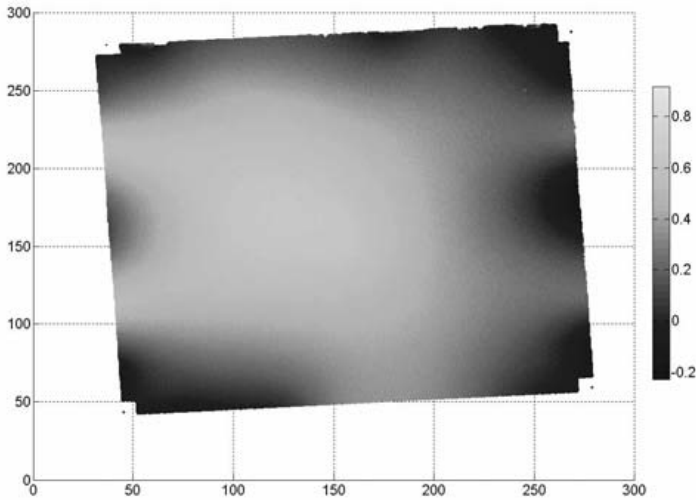


Abb. 18.60. Verformung des Stahlbleches durch die Einspannung (die Grauwertska-
lierung entspricht einer Auslenkung in mm) [291]. Die Aufnahme wurde freundlicher-
weise vom Lehrstuhl für Prozessmesstechnik der TU Braunschweig zur Verfügung
gestellt.

18.2.9 Ultraschall-Durchflussmessung

Die Durchfluss- oder Volumenstrommessung in Flüssigkeiten und Gasen spielt heute in allen Teilen der Industrie aber auch in der Haus- und Klimatechnik eine wichtige Rolle. Dabei ist eine möglichst exakte Erfassung von Volumen- und Masseströmen erforderlich. Die wesentliche Messaufgabe besteht in der Durchflussmessung von Flüssigkeiten, Gasen oder Dampf.

Werden Flüssigkeiten im geschäftlichen Warenverkehr abgegeben oder an-
genommen (z. B. Zapfsäulen an Tankstellen, Wasserzähler in Wohnungen,
Zähler in Produktionsanlagen der chemischen Industrie), muss das **Volumen**
oder die **Masse** der transferierten Flüssigkeit zur genauen Ermittlung des
Verkaufspreises bestimmt werden. Die Arten der zu messenden Flüssigkeiten
können sehr vielfältig sein, so zum Beispiel

- heißes und kaltes Wasser
- Mineralöl und Mineralölprodukte
- flüssige Nahrungsmittel
- flüssige Chemikalien.

Grundlegende Zusammenhänge

Die industrielle Durchflussmessung beschäftigt sich mit Verfahren zur Messung von **Masse-** oder **Volumenstrom**. Mit den Bezeichnungen m (Masse), t (Zeitintervall), ρ (Dichte), \vec{v} (Fließgeschwindigkeit), A (durchströmte Querschnittsfläche) und V (Volumen) sind der **Massestrom** \dot{m} und der **Volumenstrom** \dot{V} wie folgt definiert

$$\text{Massestrom} = \frac{\text{Masse}}{\text{Zeitintervall}} \left[\frac{\text{kg}}{\text{s}} \right] \quad (18.30)$$

$$\dot{m} = \frac{dm}{dt} = \int_A (\rho \vec{v}) \cdot d\vec{A} \quad (18.31)$$

$$\text{Volumenstrom} = \frac{\text{Volumen}}{\text{Zeitintervall}} \left[\frac{\text{m}^3}{\text{s}} \right] \quad (18.32)$$

$$\dot{V} = \frac{dV}{dt} = \int_A \vec{v} \cdot d\vec{A} . \quad (18.33)$$

Bei konstanter Dichte ρ lässt sich der Massestrom unmittelbar aus dem Volumenstrom errechnen

$$\dot{m}(t) = \rho \dot{V}(t) . \quad (18.34)$$

Die bei der Durchflussmessung eingesetzten Wirkprinzipien sind:

- Messen mittels sog. *unmittelbarer oder mittelbarer Verdrängungszähler*
- Messen der Strömungsgeschwindigkeit (**Ultraschall-Durchflussmesser**)
- Messen der kinetischen Energie (Wirk- bzw. Differenzdruckverfahren)
- Messen der Corioliskraft
- Messen der Lichtstreuung an schwebenden Partikeln (Laser-Doppler-Anemometrie, s. auch Kap. 19.5.3)
- Messen des Massestroms mittels Wärmetransport (Hitzdrahtanemometer).

Der Marktanteil der Ultraschall-Durchflussmesser ist zwar noch nicht bedeutend, die entsprechenden Zuwachsraten sind jedoch sehr hoch und in den letzten Jahren sogar noch weiter ansteigend.

Ultraschall – Durchflussmesser

Ultraschall-Durchflussmesser basieren entweder auf dem **Mitführ-Effekt** oder dem **Doppler-Effekt**. Der Mitführ-Effekt basiert auf der Mitführung von Schallwellen im strömenden Medium und führt zu folgenden richtungsabhängigen effektiven Schallausbreitungsgeschwindigkeiten (Abb. 18.61)

$$c_1 = c + \bar{v} \cos \alpha \quad (18.35)$$

$$c_2 = c - \bar{v} \cos \alpha, \quad (18.36)$$

wobei folgende Bezeichnungen gelten:

- c : Schallausbreitungsgeschwindigkeit der ruhenden Flüssigkeit
- c_1 : effektive Schallausbreitungsgeschwindigkeit stromabwärts
- c_2 : effektive Schallausbreitungsgeschwindigkeit stromaufwärts.

Die Schallgeschwindigkeit c der ruhenden Flüssigkeit ergibt sich aus der Dichte ϱ der Flüssigkeit und ihrem Kompressionsmodul K (s. auch Kap. 2)

$$c = \sqrt{\frac{K}{\varrho}}. \quad (18.37)$$

Die heute erfolgreichste Technologie, gemessen an der Anzahl der auf dem Markt erhältlichen Instrumente [M49], [194], basiert auf dem Mitführeffekt, der mittels Laufzeit-Messungen ausgewertet wird. In einem Laufzeit-Durchflussmesser werden zwei von (meistens piezoelektrischen) Wandlern T_1 , T_2 erzeugte Ultraschall-Pulse durch das fließende Medium zeitlich nacheinander stromaufwärts und stromabwärts gesendet (siehe Abb. 18.61). Dabei werden die Laufzeiten gemessen, welche die Pulse benötigen, um die Strecke zwischen dem Sender und dem Empfänger zurückzulegen. Da sich die Vektoren der Ausbreitungsgeschwindigkeit der akustischen Wellen und der Durchfluss-Geschwindigkeit des Mediums addieren, erreicht der stromabwärts gesendete Puls den Empfänger in kürzerer Laufzeit als der stromaufwärts gesendete. Die Differenz der zwei Laufzeiten ist proportional zur mittleren Durchflussgeschwindigkeit.

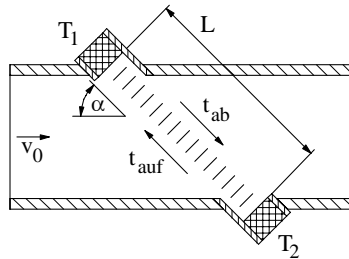


Abb. 18.61. Prinzip der Durchflussmessung mittels Ultraschall nach dem Laufzeitverfahren

Laufzeit-Durchflussmesser sind gut geeignet für die Durchflussmessung bei reinen und leicht verschmutzten Flüssigkeiten. Sie bieten den wesentlichen Vorteil, dass sie in Form von **Clamp-On**-Sensoren nicht-invasiv angewendet werden können. Ein Clamp-On-Gerät kann am existierenden akustisch leitenden Rohr angebracht werden, ohne dabei den laufenden Prozess anhalten und

die Rohrleitung während der Installation öffnen zu müssen. Auf diese Weise können auch hoch korrosive Flüssigkeiten gemessen werden, wobei der direkte Kontakt mit dem Sensor bei der Clamp-On-Technik stets vermieden wird. Neben der Fähigkeit, nicht-invasive Messungen ohne Druckverluste durchzuführen, zeichnen sich die Clamp-On-Durchflussmesser vor allem auch durch relativ geringe, vom Rohrdurchmesser unabhängige Kosten aus.

Volumenstrom \dot{V} und mittlere Strömungsgeschwindigkeit \bar{v}

Der Volumenstrom ergibt sich aus dem Produkt von mittlerer Flächengeschwindigkeit \bar{v}_A und der durchströmten Querschnittsfläche A_q

$$\dot{V} = \bar{v}_A A_q, \quad (18.38)$$

wobei die mittlere Flächengeschwindigkeit sich wie folgt errechnet (R : Radius des durchströmten Rohres; A_q : Querschnittsfläche des Rohres)

$$\begin{aligned} \bar{v}_A &= \frac{\dot{V}}{A_q} = \frac{1}{A_q} \int_{A_q} v(r) \, dA_q(r) \\ &= \frac{2}{R^2} \int_0^R v(r) r \, dr. \end{aligned} \quad (18.39)$$

Der Volumenstrom \dot{V} ergibt sich also unmittelbar aus der mittleren Flächengeschwindigkeit \bar{v}_A , er hängt aber auf nicht einfache Weise von der mittleren Strömungsgeschwindigkeit \bar{v} (in radialer Richtung gemittelte Strömungsgeschwindigkeit) ab

$$\dot{V} = 2\pi \int_0^R v(r) r \, dr. \quad (18.40)$$

Da aber nur die mittlere Strömungsgeschwindigkeit \bar{v} messtechnisch zugänglich ist, definiert man das Verhältnis von Flächengeschwindigkeit \bar{v}_A zur mittleren Strömungsgeschwindigkeit als Unbekannte k , die es situationsabhängig zu ermitteln gilt

$$\dot{V} = k \bar{v} A_q \quad (18.41)$$

bzw.

$$\bar{v}_A = k \bar{v}. \quad (18.42)$$

Dabei ist die mittlere Strömungsgeschwindigkeit folgendermaßen definiert

$$\bar{v} = \frac{1}{R} \int_0^R v(r) \, dr. \quad (18.43)$$

Daraus folgt

$$k = \frac{\bar{v}_A}{\bar{v}} = \frac{2}{R} \frac{\int_0^R v(r) r \, dr}{\int_0^R v(r) \, dr} < 1 . \quad (18.44)$$

Die standardmäßige Vorgehensweise bei der Ultraschall-Durchflussmessung besteht nun darin, dass die mittlere Strömungsgeschwindigkeit \bar{v} gemessen wird. Das Verhältnis k gemäß Gl. (18.44) gilt es auf anderem Wege zu ermitteln; es lässt sich zum Beispiel dann rechnerisch bestimmen, wenn man das Strömungsprofil kennt. Für die Praxis bedeutet dies, dass man zunächst versuchen muss, das Strömungsprofil (approximativ) zu ermitteln. Daher soll zunächst für drei typische Strömungsprofilformen das jeweilige Verhältnis k errechnet werden. In den nachfolgenden Gleichungen wird die **Reynoldszahl** Re verwendet [M38], deren Definition hier nochmals in Erinnerung gerufen werden soll

$$Re = \frac{\bar{v} d \varrho}{\eta} . \quad (18.45)$$

Dabei bezeichnen ϱ die Dichte des Mediums, η die dynamische Viskosität und d die charakteristische Abmessung des umströmten Hindernisses.

Beispiele für Strömungsprofile

1. Potenzprofil:

$$v(r) = v_{\max} \left(1 - \frac{r}{R}\right)^{\frac{1}{n}} \quad \text{mit } n = n(Re) \quad (18.46)$$

$$k_n = \frac{2n}{2n+1} = \frac{\bar{v}_A}{\bar{v}} = 2n+1 \quad (18.47)$$

Re: Reynoldszahl (Gl. (18.45))

2. Logarithmisches Strömungsprofil:

$$v(r) = v_{\max} \left[1 + q \ln \left(1 - \frac{r}{R}\right)\right] \quad \text{mit } q = q(Re) \quad (18.48)$$

$$k_q = \frac{1 - \frac{3}{2}q}{1 - q} = \frac{\bar{v}_A}{\bar{v}} = 1 - q \quad (18.49)$$

3. Parabolisches Profil (Abb. 18.62) [M53]:

$$v(r) = v_{\max} \left[1 - \left(\frac{r}{R}\right)^{2m}\right] \quad \text{mit } m = m(Re) \quad (18.50)$$

$m = 1$: laminare Strömung

$m > 5$: turbulente Strömung

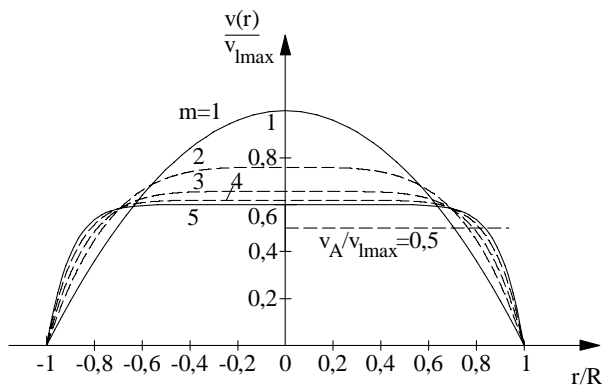


Abb. 18.62. Parabolische Strömungsprofile im zylindrischen Rohr (Radius: R), dargestellt für gleiche Durchflussmengen [M53]; m : siehe Gln. (18.50) bzw. und (18.51).

Gätke [M53] vereinfacht diese Gleichung zu

$$\frac{v(r)}{v_{\text{emax}}} = \frac{m + 1}{2m} \left[1 - \left(\frac{r}{R} \right)^{2m} \right], \tag{18.51}$$

wobei mit v_e die Geschwindigkeit bei laminarer Strömung bezeichnet wird. Damit gilt $v_{\text{emax}} = 2v_a$, wobei v_a die oben definierte Flächengeschwindigkeit darstellt.

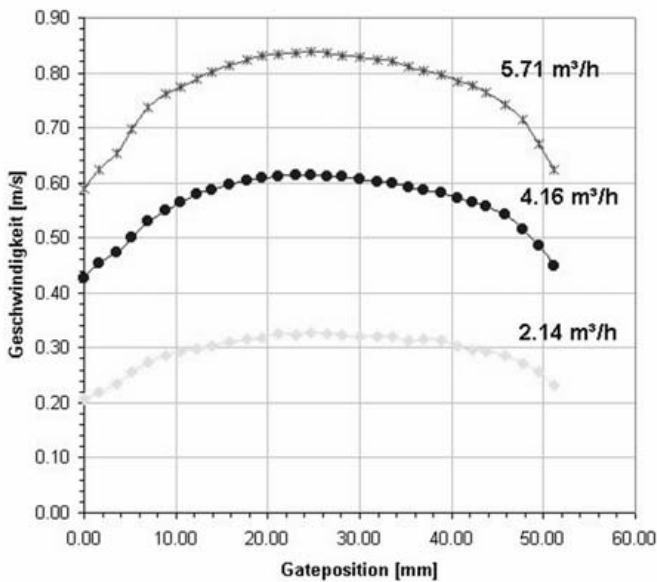


Abb. 18.63. Gemessene Strömungsprofile in einem zylindrischen Rohr bei unterschiedlichen Durchflussmengen

Abbildung 18.63 zeigt die Strömungsprofile in einem zylindrischen Rohr, die bei verschiedenen Durchflussmengen gemessen wurden.

Messung der mittleren Strömungsgeschwindigkeit mittels Laufzeitmessung oder Phasendifferenzmessung

Das Laufzeitdifferenz-Verfahren wird zur Durchflussmessung in Medien eingesetzt, die keine oder nur sehr wenig akustische Streuer enthalten. Es werden zwei kurze Ultraschallimpulse ausgesandt, ein Impuls “in” Strömungsrichtung (Wandler 2 = Sender, Wandler 1 = Empfänger) und einer “entgegen” der Strömungsrichtung (Wandler 1 = Sender, Wandler 2 = Empfänger). Abbildung 18.64 zeigt die prinzipielle Anordnung der Wandler in der oben erwähnten Clamp-On-Technik. Der Frequenzbereich der bei der Durchflussmessung verwendeten Ultraschallsignale liegt je nach Ausführung zwischen 500 kHz und 1 MHz.

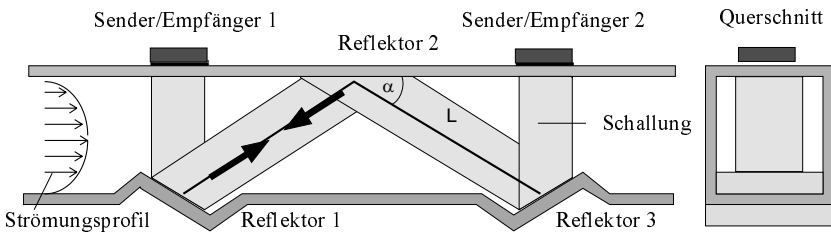


Abb. 18.64. Ultraschall-Durchflussmesser nach dem Laufzeit-Differenzverfahren

Bei ruhendem Medium wandern die Signale mit der Schallgeschwindigkeit c und benötigen gleich lange für die Strecke. Bei strömendem Medium hingegen kommen die beiden Impulse aufgrund des Mitführeffektes nach unterschiedlichen Laufzeiten (Abb. 18.65) am jeweiligen Empfangswandler an. Die Differenz dieser Laufzeiten ist proportional zur mittleren Strömungsgeschwindigkeit.

Da beim Laufzeitdifferenz-Verfahren die über den Schallpfad gemittelte Strömungsgeschwindigkeit berechnet wird, ist dieses Verfahren **nicht** unabhängig von Störungen des Strömungsprofils (Abb. 18.66). Die Zeitdifferenz Δt zwischen stromabwärts und stromaufwärts benötigten Laufzeiten

$$\Delta t = t_2 - t_1 = \frac{2L\bar{v} \cos \alpha}{c^2 - \bar{v}^2 \cos^2 \alpha} \approx \frac{2L\bar{v} \cos \alpha}{c^2} \quad (18.52)$$

lässt sich bei bekannter Ultraschallfrequenz f in eine äquivalente Phasendifferenz $\Delta\varphi$ umrechnen

$$\Delta\varphi = 2\pi f \Delta t = \frac{4\pi f L \bar{v} \cos \alpha}{c^2}. \quad (18.53)$$

Die Summe Σt der beiden Laufzeiten (stromauf- und stromabwärts) beträgt

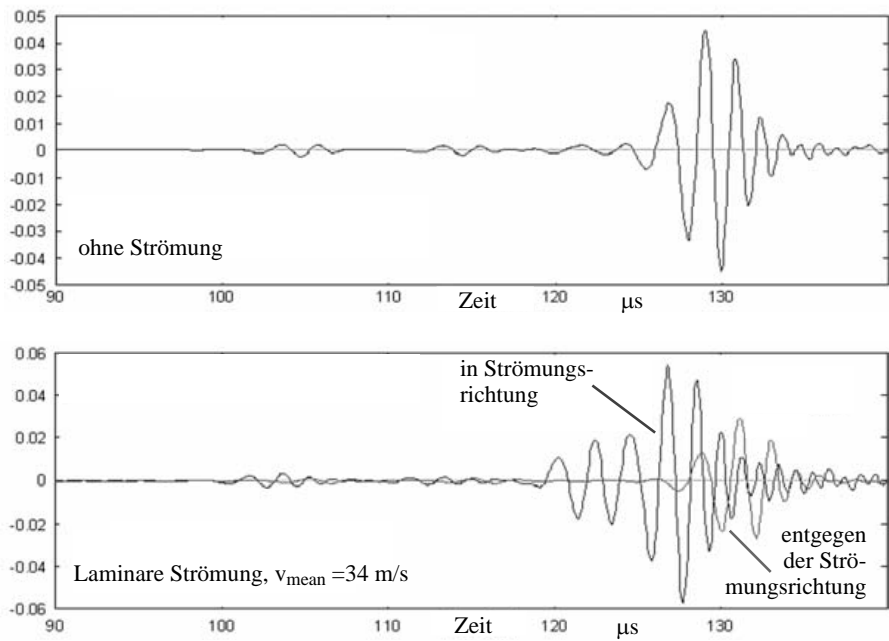


Abb. 18.65. Signale am Empfangswandler; die Ergebnisse stammen aus einer Finite-Elemente-Simulation (s. auch Kap. 21)

$$\Sigma t = t_2 + t_1 = \frac{2Lc}{c^2 - \bar{v}^2 \cos^2 \alpha} \approx \frac{2L}{c}. \quad (18.54)$$

Somit lässt sich \bar{v} entweder aus Δt und Σt bestimmen

$$\bar{v} = \frac{c}{\cos \alpha} \frac{t_2 - t_1}{t_2 + t_1} = \frac{c}{\cos \alpha} \frac{\Delta t}{\Sigma t} \quad (18.55)$$

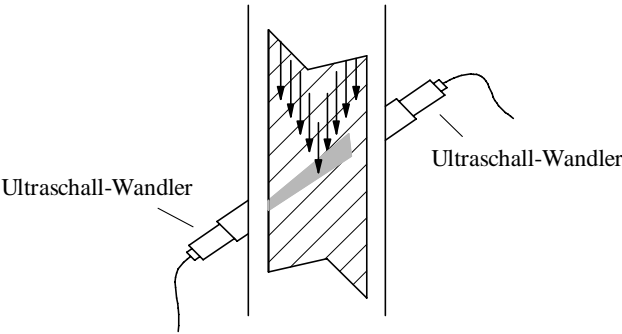


Abb. 18.66. Ultraschalldurchflussmesser nach dem Laufzeitdifferenzverfahren

oder auch aus Δt und L

$$\bar{v} = \frac{c^2}{2L \cos \alpha} \Delta t. \quad (18.56)$$

Dabei müssen c und $\cos \alpha$ bekannt sein. Es sei darauf hingewiesen, dass c temperaturabhängig ist und somit Messfehler verursachen kann, die jedoch durch eine zusätzliche Temperaturmessung und anschließende Korrekturrechnung prinzipiell behoben werden können.

Sing-around-Verfahren

Abbildung 18.67 zeigt das Prinzip des sog. Sing-around-Verfahrens. Es werden dabei zwei Messstrecken aufgebaut und permanent betrieben, eine stromaufwärts und die andere stromabwärts. Infolge der unterschiedlichen effektiven Schallausbreitungsgeschwindigkeiten $c + v_{\parallel}$ (stromabwärts) und $c - v_{\parallel}$ (stromaufwärts) ergeben sich unterschiedliche Laufzeiten t_+ und t_- .

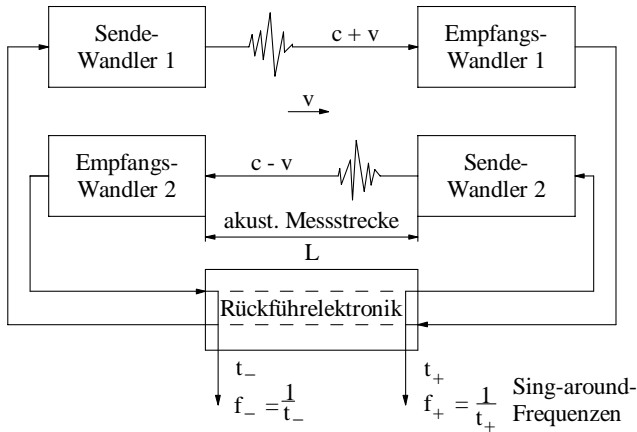


Abb. 18.67. Sing-around-Verfahren zur Durchflussmessung nach [126], [103], [M53]

Mit der mittleren Strömungsgeschwindigkeit v_{\parallel} parallel zur Schallausbreitungsrichtung

$$v_{\parallel} = \bar{v} \cdot \cos \alpha \quad (18.57)$$

folgen die Zeiten t_- (Laufzeit stromaufwärts), t_+ (Laufzeit stromabwärts), die Zeitdifferenz Δt und die Summenzeit Σt

$$t_- = \frac{L}{c - v_{\parallel}} \quad (18.58)$$

$$t_+ = \frac{L}{c + v_{\parallel}} \quad (18.59)$$

$$\Delta t = t_- - t_+ = \frac{2Lv_{\parallel}}{c^2 - v_{\parallel}^2} \approx \frac{2L}{c^2} v_{\parallel} \quad (18.60)$$

$$\Sigma t = t_+ + t_- = \frac{2Lc}{c^2 - v_{\parallel}^2} \approx \frac{2L}{c} = 2t_0 \quad (18.61)$$

Entsprechend lassen sich unterschiedliche Laufwege definieren

$$L_+ = (c + v_{\parallel})t_0 \quad (18.62)$$

$$L_- = (c - v_{\parallel})t_0 \quad (18.63)$$

$$L_- < L < L_+ \quad (18.64)$$

$$\Sigma L = L_+ + L_- = 2t_0 c \quad (18.65)$$

$$\Delta L = L_+ - L_- = 2t_0 v_{\parallel}. \quad (18.66)$$

$$\frac{\Delta t}{\Sigma t} = \frac{v_{\parallel}}{c} = \frac{\Delta L}{\Sigma L} \quad (18.67)$$

Es gibt 2 Varianten des Sing-around-Verfahrens:

1. feste Messzeit (Laufstreckenverfahren)

Die Wahl von

$$T_+ = T_- \quad (18.68)$$

führt zu

$$L_+ = n_+ L \quad (18.69)$$

$$L_- = n_- L \quad (18.70)$$

$$n_+ > n_- , \quad (18.71)$$

wobei n_+ und n_- die zu messende Zahl der Triggerereignisse in “+”- bzw. “-”-Richtung, d. h. stromaufwärts bzw. stromabwärts, bezeichnen. Der Quantisierungsfehler beträgt ± 1 , da n ganzzahlig ist.

Es folgt schließlich

$$v_{\parallel} = c \frac{L_+ - L_-}{L_+ + L_-} = c \frac{n_+ - n_-}{n_+ + n_-} . \quad (18.72)$$

Mit Gl. (18.57) lässt sich die gesuchte mittlere Strömungsgeschwindigkeit angeben

$$\bar{v} = \frac{c}{\cos \alpha} \cdot \frac{n_+ - n_-}{n_+ + n_-} . \quad (18.73)$$

2. feste Signalumlaufzahl (Laufzeitverfahren)

Bei der Variante des Sing-around-Verfahrens werden die Umlaufzahlen n_+ und n_- gleich gewählt

$$n = n_+ = n_- . \quad (18.74)$$

Daraus folgt, dass die zurückgelegten Strecken L_+ und L_- ebenfalls gleich sind

$$L_+ = L_- = nL . \quad (18.75)$$

Zu messen sind schließlich die unterschiedlichen Laufzeiten T_+ und T_-

$$T_+ = t_{m+} < T_- = t_{m-} . \quad (18.76)$$

Daraus werden zunächst f_+ und f_- berechnet

$$f_+ = \frac{1}{T_+} = \frac{c + v_{\parallel}}{L} \quad (18.77)$$

$$f_- = \frac{1}{T_-} = \frac{c - v_{\parallel}}{L} \quad (18.78)$$

$$f_+ > f_0 > f_- . \quad (18.79)$$

Mit den Zwischenergebnissen

$$\Sigma f = f_+ + f_- = \frac{2c}{L} = 2f_0 \quad (18.80)$$

$$\Delta f = f_+ - f_- = \frac{2v_{\parallel}}{L} \quad (18.81)$$

gelangt man zum Zusammenhang zwischen den Messgrößen und v_{\parallel} .

$$\frac{\Delta f}{\Sigma f} = \frac{v_{\parallel}}{c} \quad (18.82)$$

Aus Gleichung 18.81 resultiert schließlich mit Gl. (18.57) die gesuchte mittlere Strömungsgeschwindigkeit

$$\bar{v} = \frac{L}{2 \cos \alpha} \Delta f . \quad (18.83)$$

Regelung auf konstante Wellenlänge (Lambda-Locked-Loop-Verfahren)

Mit Hilfe eines Phasenregelkreises wird die Sende-Frequenz so nachgeregelt, dass die stromaufwärts (Schallgeschwindigkeit: $c_{\text{eff}-}$) laufenden Wellenzüge dieselbe Wellenlänge (λ_0) haben wie die stromabwärts (Schallgeschwindigkeit: $c_{\text{eff}+}$) laufenden

$$c = \lambda f \rightarrow f = \frac{c}{\lambda} = \frac{c_{\text{eff}}}{\lambda_0}. \quad (18.84)$$

Daraus folgen die unterschiedlichen Sendefrequenzen

$$f_1 = \frac{c_{\text{eff}+}}{\lambda_0} \quad (18.85)$$

$$f_2 = \frac{c_{\text{eff}-}}{\lambda_0}. \quad (18.86)$$

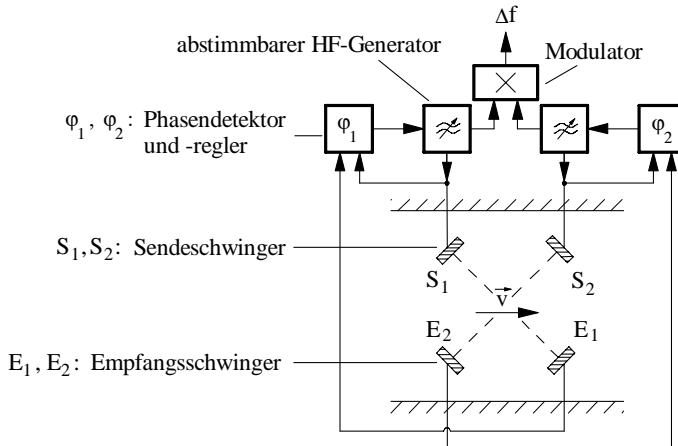


Abb. 18.68. Lambda-Locked-Loop-Verfahren: Strömungsgeschwindigkeitsmessung durch Frequenzdifferenzmessung bei konstanter Wellenlänge nach [M43]. Beispiel einer Doppelstreckenordnung (gekreuzte Ausführung): $S_{1,2}$: Sendeschwinger; $E_{1,2}$: Empfangsschwinger; $\varphi_{1,2}$: Phasendetektoren und -regler.

Für die Schaltung nach Abb. 18.68 bedeutet dies, dass die jeweiligen **Phasendifferenzen zwischen Sende- und Empfangssignal identisch sein müssen** ($\varphi_1 = \varphi_2$). Aus den unterschiedlichen Sendefrequenzen f_1 bzw. f_2 der beiden Strecken lässt sich schließlich wiederum die mittlere Strömungsgeschwindigkeit errechnen

$$\begin{aligned}\Delta f &= f_1 - f_2 = \frac{1}{\lambda_0} [(c + \bar{v} \cos \alpha) - (c - \bar{v} \cos \alpha)] \\ &= \frac{2\bar{v} \cos \alpha}{\lambda_0}\end{aligned}\quad (18.87)$$

$$\lambda_0 = \frac{c + \bar{v} \cos \alpha}{f_1} = \frac{c - \bar{v} \cos \alpha}{f_2} \quad (18.88)$$

$$\bar{v} = \frac{\lambda_0}{2 \cos \alpha} (f_1 - f_2) = \frac{\lambda_0}{2 \cos \alpha} \Delta f . \quad (18.89)$$

Die starre Phasenkopplung ($\varphi_1 = \varphi_2$) hat zur Folge, dass infolge der gleich langen Messstrecken auch die Wellenlängen auf den beiden Strecken identisch sind ($\lambda_1 = \lambda_2$). Abbildung 18.69 zeigt eine praktische Ausführungsform des Lambda-Locked-Loop-Verfahrens auf der Basis von Interdigitalwandlern [302].

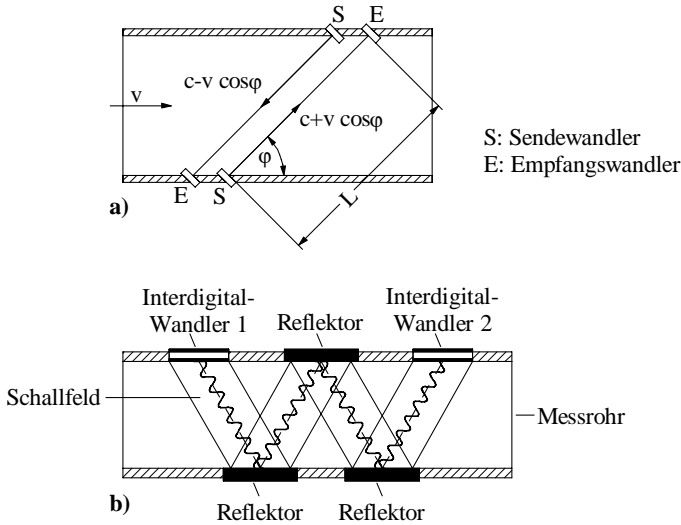


Abb. 18.69. Ultraschall-Durchflussmessung: a) Prinzip b) Lambda-Locked-Loop-Verfahren (Siemens) auf der Basis von Interdigitalwandlern [302] (s. auch Kap. 18.3.2)

Doppler-Verfahren

Das Prinzip der Strömungsgeschwindigkeitsmessung nach dem Doppler-Verfahren ist in den Abbn. 18.70 und 18.71 dargestellt. Diese Messung erfordert eine ausreichende Anzahl von akustischen Streuteilchen in der strömenden Flüssigkeit, die den ausgesandten Ultraschall reflektieren bzw. streuen.

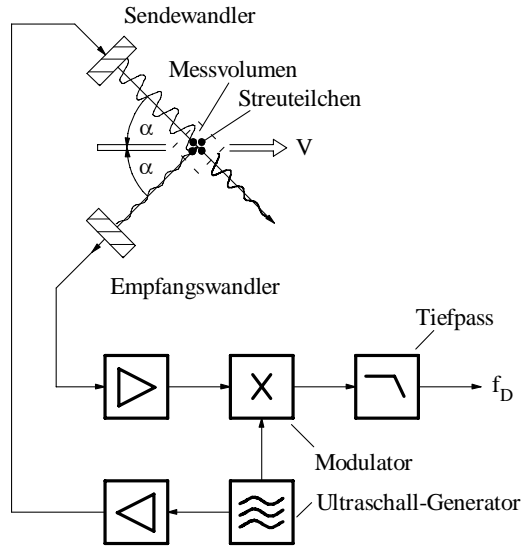


Abb. 18.70. Strömungsgeschwindigkeitsmessung nach dem Doppler-Verfahren im cw-Betrieb [M43] (cw: Continuous Wave = harmonische Anregung)

Der Doppler-Effekt (s. auch Kap. 18.1.4) lässt sich mit Hilfe der in Wellenausbreitungsrichtung effektiv wirksamen Strömungsgeschwindigkeit v_{\parallel} wie folgt ausdrücken

$$k = \frac{\omega_0}{c_0} = \frac{\omega_{1,2}}{c_{\text{eff}}} = \frac{\omega_{1,2}}{c \pm v_{\parallel}} \quad (18.90)$$

$$f_{1,2} = f_0 \left(1 \pm \frac{v_{\parallel}}{c} \right) . \quad (18.91)$$

Die Wellenzahl k bleibt dabei konstant.

Die Dopplerverschiebung f_D entspricht der Differenz zwischen der Empfangs- (f_E) und Sende-Frequenz (f_S) (s. auch Gl. (18.10))

$$f_D = \Delta f = f_E - f_S = \pm f_S \frac{2v_{\parallel}}{c \pm v_{\parallel}} \approx \pm f_S \frac{2v_{\parallel}}{c} . \quad (18.92)$$

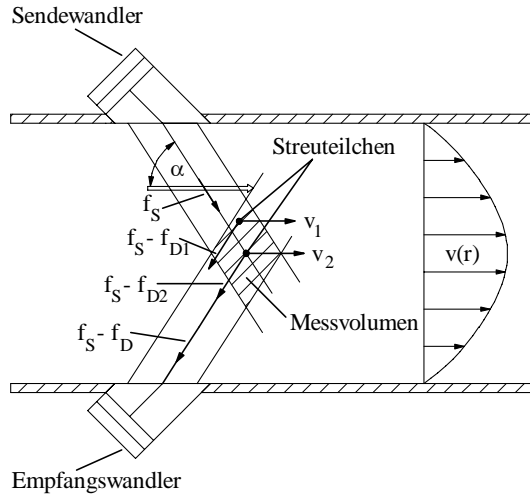


Abb. 18.71. Prinzip der akustischen Strömungsmessung auf der Basis des Dopplereffekts [M53]

Damit ergeben sich folgende Zusammenhänge

$$f_E > f_S : \text{Messung stromaufwärts} \quad (18.93)$$

$$f_E < f_S : \text{Messung stromabwärts} \quad (18.94)$$

$$\bar{v} \approx \pm \frac{f_D}{f_S} \frac{c}{2 \cos \alpha} \quad (18.95)$$

– gilt bei Annäherung des Reflektors, d. h. Messung stromaufwärts

+ gilt bei Entfernen des Reflektors, d. h. Messung stromabwärts.

Speckle-Tracker zur Bestimmung des Strömungsprofils

Die weiter oben beschriebenen Laufzeitverfahren setzen ein bestimmtes, in der Praxis oftmals nicht bekanntes, Strömungsprofil voraus. Im Gegensatz dazu arbeitet der *Speckle-Tracker* profilunabhängig (Abb. 18.72). Es basiert auf einem Tracking - Verfahren. Dabei werden zur Rekonstruktion des Strömungsprofils und zur Bestimmung des Durchflusses die Positionsänderungen von Streuern im Medium verfolgt. Dazu werden in kurzen Abständen Ultraschallimpulse ins Medium ausgesandt und die empfangenen Echosignale der Streuer ausgewertet (Puls-Echo-Betrieb). Ein Korrelationsalgorithmus liefert die Positionsänderung und damit die Geschwindigkeit von Streuermustern in verschiedenen Tiefen. So kann pro Messkanal ein eindimensionales Strömungsprofil aufgezeichnet werden. Durch die Verwendung eines digitalen Signalprozessors können Strömungsprofile in Echtzeit rekonstruiert werden.

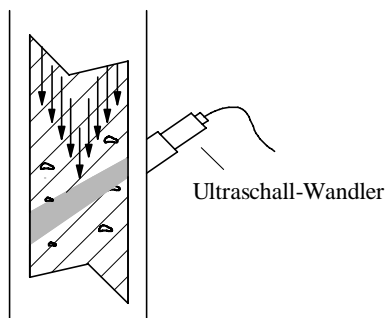


Abb. 18.72. Ultraschall-Durchflussmesser nach dem Puls-Echo-Prinzip (Speckle Tracker)

Der Fehler von Speckle-Trackern liegt im Bereich $\pm 1\%$. Bei Strömungsgeschwindigkeiten unterhalb von 0.15 m/s sind jedoch die Streuerkonzentrationen für verlässliche Messungen meist zu gering, da die Partikel zum Großteil absinken und nicht mehr mit der Strömung mitgeführt werden.

Streckenordnungen und Ankoppelvarianten bei der Ultraschall-Durchflussmessung

Abbildungen 18.73 bis 18.75 zeigen die unterschiedlichen in der heutigen Praxis verwendeten Varianten bei der Ankopplung von Ultraschall-Wandlern an Rohrsysteme, in denen der Durchfluss gemessen werden soll.

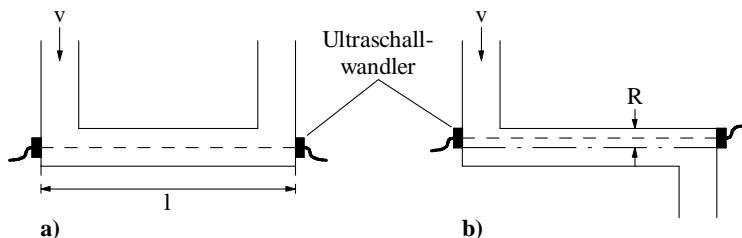


Abb. 18.73. Wandleranordnung bei der Ultraschall-Durchflussmessung [M53]: Messanordnung parallel zur Rohrachse **a)** Zentrische Schwingeranordnung **b)** Exzentrische Schwingeranordnung Bedingung: $l \gg R$

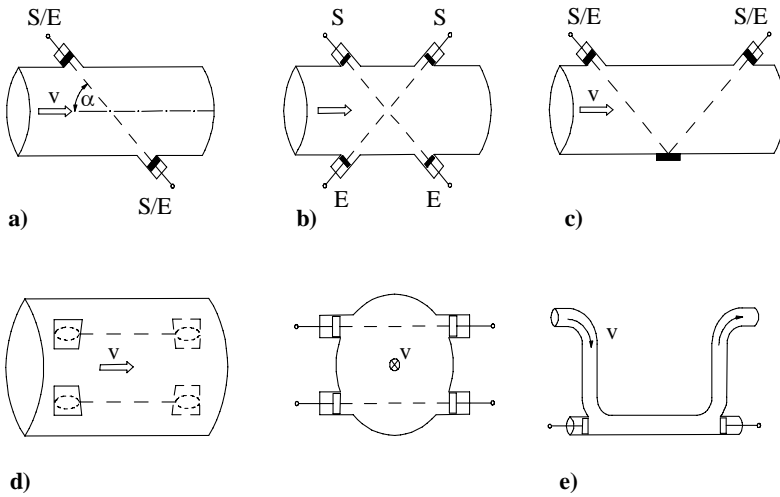


Abb. 18.74. Auswahl möglicher Messstreckenarrangierungen zur akustischen Durchflussmessung nach Fiedler [M44]. **a)** Geradeausstrecke (Einfachstrecke) **b)** gekreuzte Messstrecken (Doppelstrecke) **c)** Umgelenkte Messstrecken (Einfachstrecke) **d)** Geradeausstrecke (Doppelstrecke) **e)** Geradeausstrecke (Einfachstrecke)

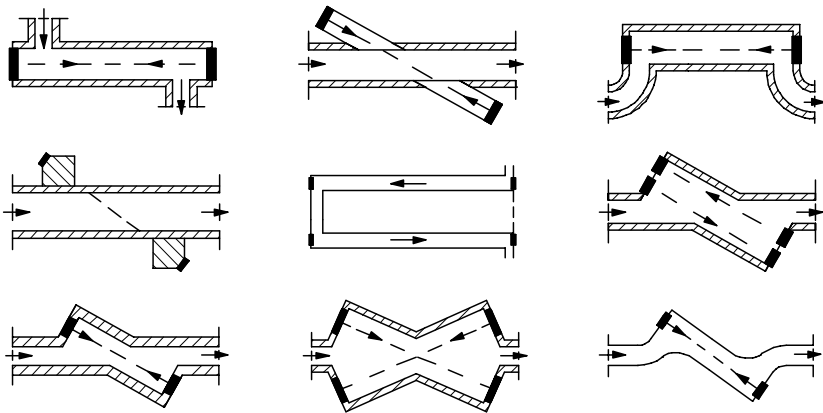


Abb. 18.75. Prinzipielle konstruktive Lösungen für Schwingeranordnungen nach Gätke [M53]



<http://www.springer.com/978-3-540-23430-2>

Technische Akustik

Grundlagen und Anwendungen

Lerch, R.; Sessler, G.M.; Wolf, D.

2009, XVII, 950 S., Hardcover

ISBN: 978-3-540-23430-2