

Technische Grundlagen

Bernhard Gaßmann

2.1 Einleitung – 4

2.2 Physikalische Voraussetzungen – 4

2.2.1 Longitudinal- oder Kompressions-, Transversal- oder Scherwellen – 5

2.2.2 Schallausbreitung – 6

2.2.3 Harmonic Imaging – 10

2.3 Apparative Voraussetzungen – 13

2.3.1 Piezoeffekt – 13

2.3.2 Bildentstehung – 13

2.3.3 Bild- und Pulswiederholfrequenz, Bildfeldtiefe und Linienanzahl – 15

2.3.4 Schallkopf – 15

2.3.5 Bildverarbeitung – 17

2.3.6 Doppler-Sonografie – 19

2.3.7 Kontrastmittel – 19

2.4 Phänomene und Artefakte – 19

Literatur – 25

2.1 Einleitung

Die Ultraschalldiagnostik ist als nichtinvasives bildgebendes Verfahren etabliert, dessen Bedeutung durch die Entwicklung spezifischer Anwendungstechniken gewachsen ist. Die immer weiter voranschreitende Spezialisierung ist somit Folge der technischen Entwicklung. Hochfrequente Schallwandler erzeugen Schnittbilder von kleinsten Strukturen mit einem Auflösungsvermögen, das von anderen bildgebenden Verfahren nicht erreicht wird (■ Abb. 2.1).

Trotz der universellen Verfügbarkeit sind die Anforderungen an Ultraschallgeräte in den einzelnen medizinischen Fachgebieten unterschiedlich. Ultraschallgeräte für die Echokardiografie haben andere Ausstattungskriterien zu erfüllen als ein Ultraschallgerät für die fetale Ultraschalldiagnostik. Die Spezifikation dieser Anforderungen soll in den folgenden Abschnitten herausgearbeitet werden.

Konventionelles Röntgen, Computertomografie (CT), Magnetresonanztomografie (MRT) und Positronenemissionstomografie (PET) sind verbreitete bildgebende Verfahren, die hauptsächlich in radiologischen Abteilungen angesiedelt sind. Ultraschallgeräte hingegen werden vornehmlich in diagnostisch und therapeutisch tätigen Fachabteilungen eingesetzt. Der intraoperative Einsatz der Ultraschallgeräte verdeutlicht dabei das Potenzial dieser Methode. Ein Eingriff kann unmittelbar mit Ultraschall überwacht werden. Der Ultraschall ist dabei nicht als konkurrierende Alternative sondern als Ergänzung zu anderen Verfahren anzusehen. Abbildungsgüte, Wiederholbarkeit, schnelle Durchführung und finanzielle Aspekte spielen bei der Verbreitung der Methode Ultraschall eine große Rolle.

Das Leistungsvermögen moderner Ultraschallgeräte ist heute auf einem sehr hohen Niveau angelangt. Um dieses Niveau für Diagnostik und Therapiekontrolle ausschöpfen zu können, ist die grundlegende Kenntnis der Ultraschallphysik und ihrer technischen Umsetzung erforderlich. Die optimalen Geräteeinstellungen sind für jeden Anwendungsfall neu zu finden, wofür auch die Kenntnis des jeweiligen Ultraschallgeräts unerlässlich ist. Das Wissen um die Funktionen, die sich hinter den Tasten, Knöpfen und Schaltern verbergen, ist somit auch die Voraussetzung für die richtige Diagnosestellung und äußert sich in einer entsprechend hohen Qualität der Befunddarstellung.

Bildgebende Verfahren in der Radiologie werden in der Regel vom Assistenzpersonal durchgeführt. Lediglich die Befundung der erstellten Aufnahmen und Sequenzen erfolgt durch Fachärzte. Ein unmittelbarer Patientenkontakt ist somit eher die Ausnahme, weshalb der Radiologe maßgeblich auf die Informationen des Zuweisers angewiesen ist. Sind dessen Angaben unvollständig oder fehlen sie,



■ **Abb. 2.1** Die Darstellung der anatomisch-morphologischen Verhältnisse mit Sendefrequenzen von 15 MHz liefert ein axiales Auflösungsvermögen, das von keinem anderen bildgebenden Verfahren erreicht wird. Darstellung der Beugesehne des rechten Daumens. Das axiale Auflösungsvermögen (in Richtung der Schallausbreitung) beträgt 0,1 mm

kann dies den Radiologen vor Probleme bei der Diagnosestellung stellen. Die Ultraschalluntersuchung gibt dem Untersucher selbst die Möglichkeit, den Patienten hinsichtlich seiner Beschwerdesymptomatik zu befragen und Befindlichkeiten zu erkunden, was dem Patienten das Gefühl einer besseren Betreuung vermittelt. Im klinischen Alltag bietet die Ultraschalluntersuchung die seltene Chance einer ganzheitlichen Diagnosefindung im Rahmen des Arzt-Patienten-Verhältnisses.

2.2 Physikalische Voraussetzungen

➤ **Elektromagnetische Wellen (wie Licht, Röntgenstrahlen) und Schall unterliegen denselben physikalischen Gesetzmäßigkeiten: Brechung, Beugung, Reflexion, Streuung, Interferenz, Dämpfung und Absorption.**

Im Gegensatz zu elektromagnetischen Wellen, die sich auch in einem Vakuum ausbreiten, sind Schallwellen an ein stoffliches Medium gebunden. Die elastischen Eigenschaften des Mediums charakterisieren die mechanischen Wellen. Bewegt sich ein Teilchen (Atom, Molekül, Zelle oder auch ein makroskopischer Körper wie z. B. ein Pendel) wiederholt in zeitlicher Abfolge, wird dies als Schwingung bezeichnet. In Abhängigkeit von der elastischen Kopplung zwischen den Teilchen des benachbarten Mediums kann diese Schwingung an benachbarte Strukturen übertragen werden. Es resultiert zeitlich und räumlich eine periodische Ausbreitung der Schwingung, die der physikalischen Beschreibung einer Welle entspricht. Eine Welle wird cha-

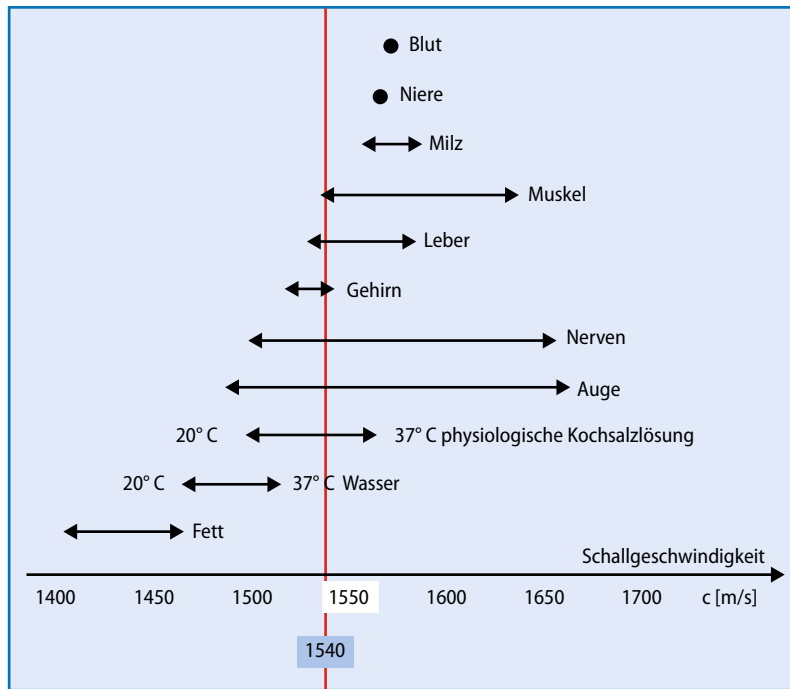


Abb. 2.2 Die Schallgeschwindigkeiten einzelner Gewebetypen und Flüssigkeiten differieren um etwa 1500 m/s. Als Mittelwert und damit als Standard für die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Ultraschalls im humanen Weichteilgewebe sind 1540 m/s festgelegt. Diese Definition dient der Vergleichbarkeit von Messergebnissen unterschiedlicher Geräte

Charakterisiert durch deren Wellenlänge (λ), Frequenz (f) und Ausbreitungsgeschwindigkeit (c). Dabei gilt dieser Zusammenhang: die Ausbreitungsgeschwindigkeit ist das Produkt aus Wellenlänge und Frequenz.

$$c = \lambda \times f$$

Je stärker die Bindung zwischen den Teilchen ist, desto höher ist die Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Bewegungszustands und somit die Schallgeschwindigkeit im jeweiligen Medium. Die Schallgeschwindigkeit hängt von Kompressibilität und Dichte des Mediums und daher auch von der Temperatur des jeweiligen Materials ab. Im hier betrachteten Fall können Temperatur und der äußere Druck in allen Fällen als konstant angenommen werden; die Schallgeschwindigkeit wird zur Materialkonstante. In **Abb. 2.2** sind die Schallgeschwindigkeiten ausgewählter Gewebearten und Flüssigkeiten schematisch dargestellt (Wells 1977).

Das menschliche Gehör nimmt Schall wahr, wenn die Frequenz der Wellen zwischen 20 Hz und 20 kHz liegt. Niedrige Frequenzen repräsentieren tiefe Töne, hohe Frequenzen werden als hohe Töne wahrgenommen. Liegen die Frequenzen der mechanischen Welle oberhalb von 20 kHz, wird dies als Ultraschall bezeichnet, das Frequenzfenster für die bildgebende Ultraschalldiagnostik liegt zwischen 1 und 20 MHz. Die während der Durchführung

einer Ultraschalluntersuchung applizierte Energie ist gering, so dass keine nachteiligen biologischen Wirkungen zu erwarten sind. Dies unterscheidet die Ultraschalldiagnostik von der Ultraschalltherapie, bei der die applizierten Energien deutlich höher sind und außerdem Wärme entsteht. Die Sendeleistung ist in der Ultraschalldiagnostik nach oben begrenzt.

Die Bewegungsenergie wird von einem Teilchen an das nächste übertragen, wobei das eine seinen Impuls an das in Ausbreitungsrichtung benachbarte Teilchen weitergibt. Bei reversiblen Vorgängen wandern die schwingungsfähigen Gebilde wandern keinesfalls mit dem Energietransport mit, es wird nur ein Bewegungszustand von einem Teilchen an das nächste weitergeleitet.

➤ Die sich örtlich ausbreitende, zeitlich periodische Veränderung eines Zustands wird als **Wellenbewegung** bezeichnet. Eine Welle transportiert Energie und Impuls.

2.2.1 Longitudinal- oder Kompressions-, Transversal- oder Scherwellen

In Flüssigkeiten und Gasen breiten sich Wellen als Longitudinalwellen aus – die Teilchen schwingen in Ausbreitungsrichtung der Welle. Dabei ergeben sich Zonen, in

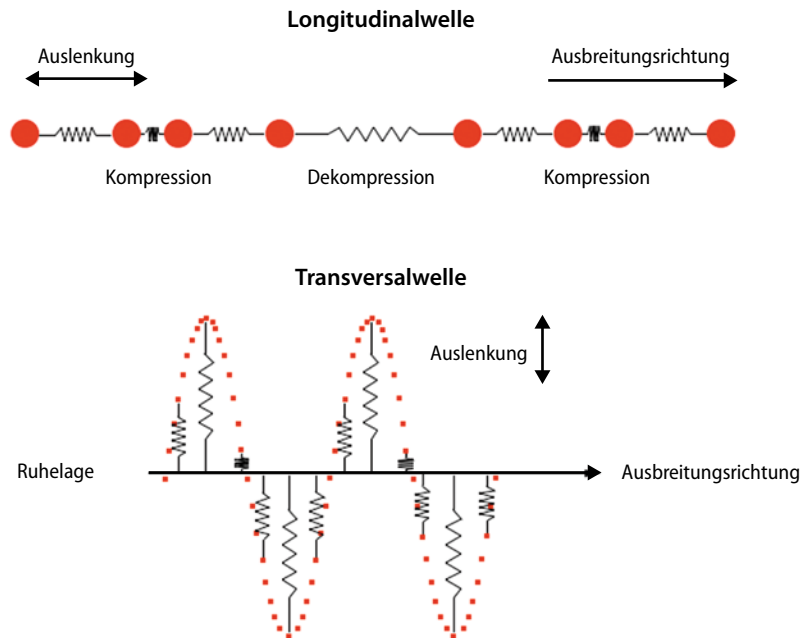


Abb. 2.3 Bei Kompressions- oder Longitudinalwellen schwingen die Teilchen parallel zur Ausbreitungsrichtung der Welle. Es kommt zu Zonen eines lokalen Über- und Unterdrucks. Ultraschallwellen breiten sich im Gewebe als Kompressionswellen aus. Transversal- oder Scherwellen sind gekennzeichnet durch die Teilchenbewegung senkrecht zur Ausbreitungsrichtung

denen Teilchen zusammengedrückt (höherer Druck, Überdruck oder Kompression) oder auseinandergezogen werden (niedrigerer Druck, Unterdruck, Dekompression). Die Schallwelle ist eine Druckwelle (bzw. Dichtewelle) und beruht auf Kompression und Dekompression des Trägermediums. Der Druck an einem bestimmten Ort ändert sich in Abhängigkeit von der Zeit, der Energietransport folgt dieser Richtung. Der Energietransfer vollzieht sich, ohne dass Teilchen mitwandern. Sofern keine bleibenden Deformationen entstehen, stellt die Druckwelle nur eine vorübergehende Störung des Mediums dar.

Bei der Transversalwelle oszillieren die schwingungsfähigen Gebilde um ihre Ruhelage senkrecht zur Ausbreitungsrichtung der Welle und des Energietransports. Als Veranschaulichung der Transversalwelle kann die Oberflächenwelle auf dem Wasser dienen, die entsteht, wenn ein Stein hinein geworfen wurde. Die Schallausbreitung kann auf beide Arten erfolgen. Da Flüssigkeiten und Gase keine Scherkräfte übertragen, sind dort lediglich longitudinale Schallwellen möglich. Da der Mensch, abgesehen von den Knochen, zum größten Teil aus Wasser besteht, basiert die Ultraschalldiagnostik auf der longitudinalen Wellenausbreitung. Die Ausbreitung der Kompressions- und Transversalwelle ist in **Abb. 2.3** schematisch dargestellt.

2.2.2 Schallausbreitung

Brechung

Durchläuft die Schallwelle Medien, die sich in ihrer Schallausbreitungsgeschwindigkeit unterscheiden, bezeichnet man den dabei auftretenden Effekt als Brechung. Die lichteoptische Entsprechung ist der »gebrochene Löffel«, der in einen mit Wasser gefüllten Behälter eintaucht. An der Grenzfläche Luft/Wasser ändert sich die Lichtgeschwindigkeit und der Löffel erscheint dem Betrachter an der Grenzfläche »gebrochen«. Das Brechungsgesetz (Snellius) beschreibt diesen Vorgang:

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2}$$

c_1, c_2 Schallgeschwindigkeiten in den Medien; α Einfallswinkel zwischen Lot auf Grenzfläche und Wellennormaler; β Ausfallswinkel zwischen Lot auf Grenzfläche und Wellennormaler

In Abhängigkeit vom Verhältnis der Schallgeschwindigkeiten (>1 oder <1) wird die Welle zum Lot hin oder vom Lot weg gebrochen (**Abb. 2.4**). Bei senkrechtem Einfall der Wellennormalen auf die Grenzfläche tritt keine Brechung auf.

Interferenz und Beugung

Zwei sich überlagernde Wellen können miteinander in Wechselwirkung treten (■ Abb. 2.5). Dies wird als Interferenz bezeichnet. Hierbei kann es je nach Phasenlage der Wellen innerhalb der Wechselwirkungszone zu einer Verstärkung der Amplituden oder zu einer Amplitudenverminderung kommen.

Die Beugung (Diffraktion) beschreibt die nichtgeradlinige Ausbreitung von Wellen (■ Abb. 2.6). Nach dem Huygens-Prinzip, wonach jeder von einer Welle getroffene Ort Ausgangspunkt einer Kugelwelle wird, lässt sich das Schallfeld ausgehend vom Schallkopf qualitativ beschreiben. Ohne die Beugung wäre das Hören von Geräuschen hinter einem Hindernis nicht möglich. Das Volumen, welches von der Schallenergie erreicht wird, bezeichnet man als Schallfeld, dessen Form sich wiederum durch Beugung und Interferenz ergibt.

- **Das von der Schallenergie erzeugte Volumen wird als Schallfeld bezeichnet. Dessen Form ist abhängig von Beugung und Interferenz der Schallwellen.**

Reflexion

- **Wird die Grenzfläche unterschiedlicher Medien von einer Schallwelle passiert, tritt an ihr eine Reflexion der Schallwelle auf.**

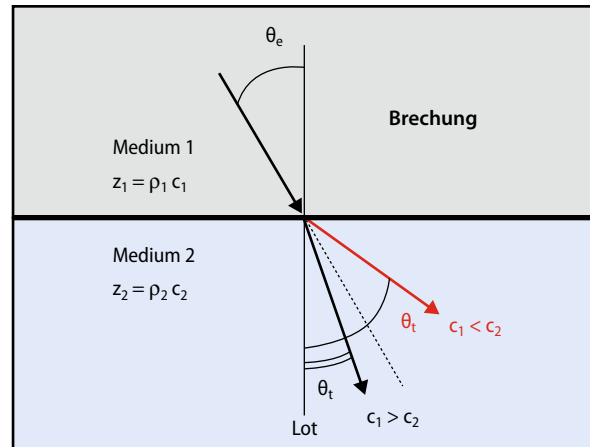
Physikalisch ist die akustische Impedanz, auch Wellenwiderstand genannt, die Ursache der Reflexion (■ Abb. 2.7). Die akustische Impedanz (z) ist das Produkt aus der Dichte (ρ) des Mediums und der Schallgeschwindigkeit (c).

$$z = c \cdot \rho$$

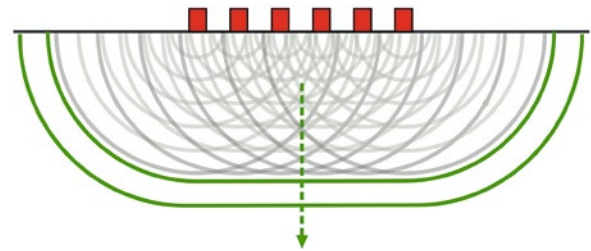
Es gilt das bekannte Gesetz: Einfallswinkel gleich Ausfallswinkel. Nur der Anteil der Reflexion, die in Richtung des Schallwandlers auftritt, ist für die Bildgebung auswertbar.

Bei der Ultraschallbildgebung wird ein Ultraschallpuls vom Schallkopf ausgesandt und die zeitlich nacheinander aus verschiedenen Tiefen kommenden Echos werden vom selben Schallkopf empfangen. Ein Ultraschallpuls ist nur wenige Wellenlängen lang. Je größer der zeitliche Abstand zwischen Pulsaussendung und Echoempfang, desto größer ist die Laufzeit des Schalls und somit die Entfernung zwischen Schallkopf und der Struktur, von dem die Schallwelle reflektiert wurde. Reflexion der Schallwellen an den Gewebegrenzflächen ist die Basis für die Darstellung der Morphologie im Grauwertbild des Ultraschallgeräts.

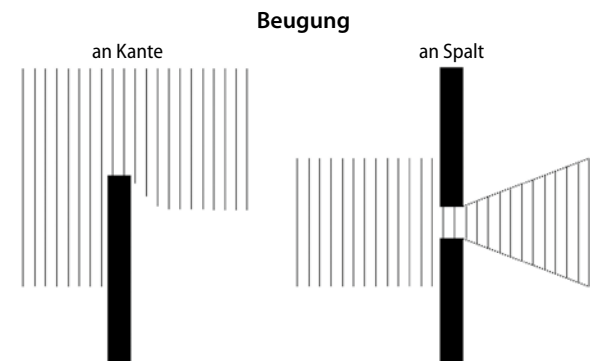
Je größer der Impedanzsprung, umso stärker ist das zurückkehrende Echo und umso geringer ist die Transmission ins benachbarte Medium. Daraus folgt, dass jede Ultraschallabbildung (A-, B-, M-Mode-Bild) nur die



■ **Abb. 2.4** Beschreibung der Schallwellenbrechung über die Wellennormale (senkrecht auf der Wellenfront in Ausbreitungsrichtung) und dem Lot auf der Grenzfläche zweier Medien. In Abhängigkeit vom Verhältnis der Schallgeschwindigkeiten in den verschiedenen Medien wird die Schallwelle zum Lot hin oder von ihm weg gebrochen



■ **Abb. 2.5** Die Überlagerung mehrerer Wellen wird als Interferenz bezeichnet. Die einzelnen Wandlerelemente sind als Ausgangspunkt von Elementar- oder Kugelwellen anzusehen. Diese Wellen interferieren und bilden im weiteren Verlauf die Wellenfront. Die Interferenz spielt bei der Gewebecharakterisierung mit sogenannten »speckle« eine wichtige Rolle, da »speckle« die Interferenz vieler Zellstreuwellen repräsentieren



■ **Abb. 2.6** Beugung: trifft eine Schallwelle auf ein Hindernis (hier Kante oder Spalt), führt dieser Effekt zur Änderung der Ausbreitungsrichtung hinter dem Hindernis

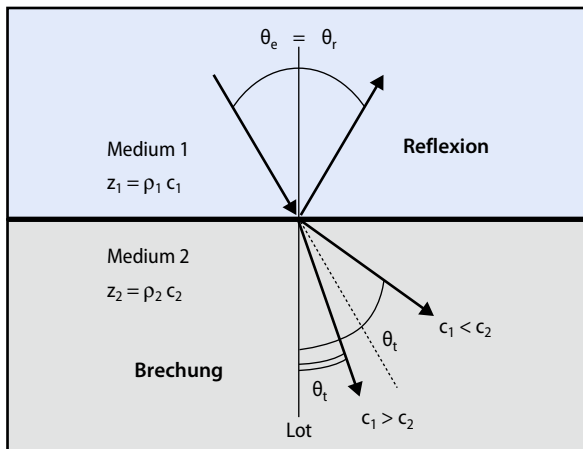


Abb. 2.7 Reflexion tritt an Grenzflächen auf, die einen unterschiedlichen akustischen Impedanz aufweisen. Der Reflexionsgrad ist bestimmt durch den Unterschied der akustischen Impedanzen. Im Gewebe findet eine Totalreflexion an mit Luft gefüllten Hohlräumen und Knochen statt. Für alle anderen Gewebeübergänge gilt, dass ein Teil der Schallenergie reflektiert, der andere Teil weitergeleitet wird. Lediglich der Teil der reflektierten Schallwelle, der zum Schallwandler zurückkehrt, dient der Signalanalyse

Grenzübergänge im Bildfeld darstellt. Ohne Grenzübergänge gibt es keine Echos und das auf dem Monitor dargestellte Bild ist eine schwarze Fläche. Der Einfallswinkel zwischen der Ausbreitung der einfallenden Welle und einem Lot senkrecht zur Grenzfläche und der Reflexionswinkel zwischen der Ausbreitungsrichtung der reflektierten Welle und dem Lot sind identisch. Aus diesem Grund sind die senkrecht getroffenen Gefäßwände im Grauwertbild (B-Bild) besonders hell. Der wesentliche Teil der reflektierten Intensität kommt in diesem Fall zum Schallkopf zurück.

Der Impedanzunterschied von Luft und Gewebe erstreckt sich über vier Größenordnungen. An der Grenzfläche Gewebe/Luft findet praktisch eine Totalreflexion statt. Deshalb können mit Luft gefüllte Räume nicht mittels Ultraschall bildlich dargestellt werden. Dies trifft beispielsweise auf die meist luftgefüllten Darmschlingen oder die Lunge zu. Um die Schallenergie vom Schallwandler über die Haut ins Gewebe zu transportieren, ist daher die Ankopplung des Schallwandlers an die Haut mit einem Kontaktgel zwingend erforderlich, da sonst an einer vorhandenen Luftschicht zwischen Schallwandler und Haut praktisch eine Totalreflexion stattfindet.

Dichte und Schallgeschwindigkeit mineralisierter Knochen sind erheblich größer als für Weichteilgewebe. Es folgt daraus, dass die Grenzfläche Weichteilgewebe/Knochen ein starkes Hindernis für die Schallausbreitung darstellt. Fetale Knochen hingegen sind nicht in dem Maße mineralisiert, wie die Knochen von Kindern und Erwachsenen, weshalb sie »durchschallbar« sind.

Streuung

Eine Reflexion tritt nur an Grenzübergängen auf, die größer als die Wellenlänge sind. Sind die Strukturen kleiner oder ähnlich groß, wird ein Teil der Intensität gestreut. Eine Abschätzung zeigt die Dimensionen, die bei der Streuung eine Rolle spielen: Bei einer Sendefrequenz von 1,5 MHz beträgt die Wellenlänge bei einer Schallausbreitung im Gewebe 1 mm, bei 15 MHz ist die Wellenlänge 0,1 mm. Trifft die Ultraschallwelle Zellen oder auch Zellaggregationen, ist die Streuung der Schallwelle das hauptsächliche Phänomen. Homogene Strukturen, etwa das Parenchym der Leber oder der Schilddrüse, sind im Grauwertbild als Interferenzmuster der Rückstreuung der Zellen dargestellt. Dieses Interferenzmuster ist spezifisch und gibt dem geübten Untersucher beispielsweise Hinweise auf den Fettgehalt des Gewebes. Die Interferenz der einzelnen Rückstreuungen ist ein dynamischer Prozess – die Folge ist ein ständiger Wechsel dieses Musters (»speckle«).

➤ **Das Ultraschallbild ist immer eine Kombination aus Reflexion an Grenzflächen und dem Streumuster der unterschiedlichen Gewebestrukturen.**

Im Gegensatz zur Reflexion ist die Streuung weniger stark gerichtet. Unterschieden wird zwischen der Vorwärts- und der Rückstreuung; lediglich die Rückstreuung trägt zur Bildgebung bei. An Erythrozyten ist die Streuung schwach und erfolgt fast gleichmäßig in sämtliche Raumrichtungen (Abb. 2.8), womit auch die vom Schallkopf empfangenen Echos des Bluts extrem schwach ausfallen. Blutgefäße erscheinen in Relation von Gewebe, in dem sowohl Streuung als auch Reflexion stattfindet, bei identischer Tiefe und gleicher Signalverstärkung im B-Bild fast schwarz. Die Streuintensität an den Erythrozyten ist proportional zur vierten Potenz der Schallfrequenz (Evans 1991, Krestel 1988). Mit der Frequenz steigt auch die Dämpfung. Die Streuintensität eines 7,5-MHz-Signals ist also um den Faktor 21 größer als die eines 3,5-MHz-Signals. Bei einem 5-MHz-Schallkopf liegt gegenüber dem 3,5-MHz-Schallkopf immerhin noch eine Verbesserung um einen Faktor 4 vor. Somit kann die Dämpfung im Gewebe durch das günstigere Streuverhalten bei höheren Frequenzen etwas ausgeglichen werden.

Die Streuung spielt bei der Ultraschallabbildung und beim Doppler eine zentrale Rolle. Kleine Strukturen unterschiedlicher Dichte wirken wie Streuzentren. Dies gilt insbesondere für die Erythrozyten, deren großer Durchmesser etwa 8 µm und deren kleiner Durchmesser etwa 2 µm beträgt. Für die Bestimmung des Blutflusses sind die Streueigenschaften des Bluts aber von entscheidender Bedeutung. Die Zelldichte ist im Gewebe 1000-mal höher als im Blut, dementsprechend niedrig ist die Blutrückstreuung. Als Spontanechos werden Erythrozytenaggregationen im Grauwertbild sichtbar. Bei langsamen und sehr

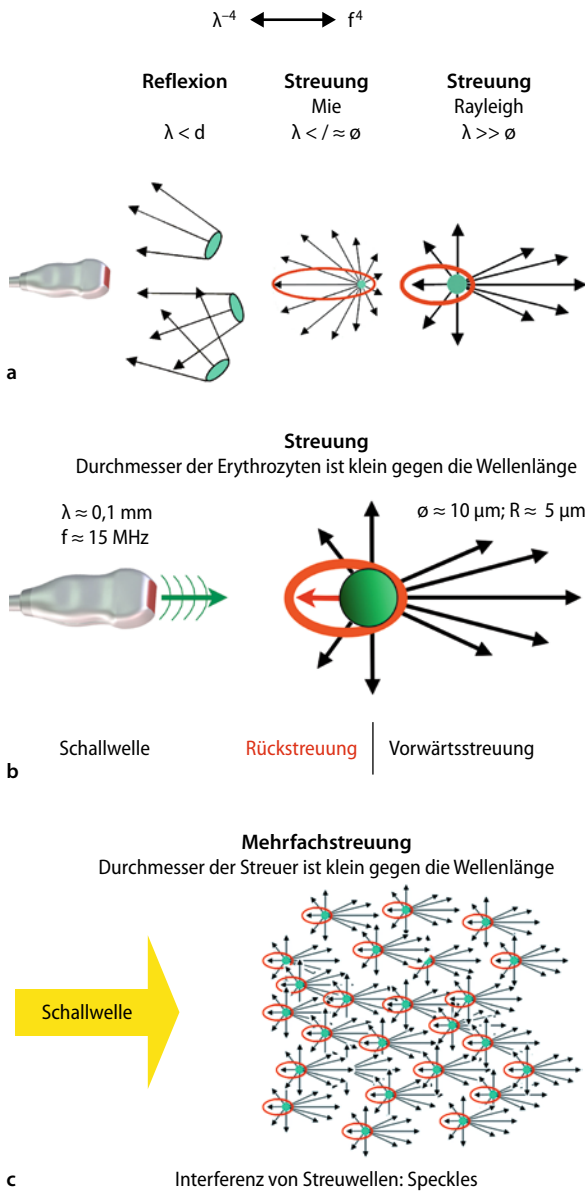


Abb. 2.8 a Die Reflexionsbedingungen ändern sich mit der Größe der Strukturen, die von der Wellenfront »getroffen« werden. Ist die Wellenlänge größer als die Ausdehnung der »getroffenen« Strukturen, nennt man dies Streuung. Für Erythrozyten trifft zu, dass die Größe sehr klein gegen die Wellenlänge ist (Rayleigh-Streuung). Die Streuung ist proportional zur vierten Potenz der Frequenz. b Streuung findet statt, wenn die Wellenlänge größer ist als die von der Welle »getroffene« Struktur. Dies trifft für die Zellen des Gewebes und auch des Blutes zu. Nur der zum Schallwandler zurückkehrende Teil der Rückstreuung kann einen Beitrag für die Signalgewinnung beisteuern. c Die Streuwellen der einzelnen Streuzentren interferieren – es entsteht ein Streuungsmuster, das insbesondere für parenchymatöse Organe charakteristisch ist und auch Erythrozyten erzeugt wird. Da sich die Position der Blutzellen zum Schallwandler zwischen zwei Sendepulsen minimal ändert, wird das zum Schallwandler zurückkehrende Signal jeweils ein geringfügig anderes Interferenzmuster aufweisen. Dieser Wechsel ist als »speckle« in die Ultraschallbildgebung eingeführt

schnellen Flussgeschwindigkeiten sind Spontanechos im Bild zu erkennen. Bei der Kontrastmittel-Sonografie werden zusätzliche Streuquellen intravenös appliziert. Mikroblasen mit einem Durchmesser kleiner $5 \mu\text{m}$ erhöhen die Rückstreuung drastisch, wodurch selbst kleinste durchströmte Gefäße darstellbar sind. Um die Effektivität bei der Bildgebung zu verbessern, ist ein spezielles Verfahren, das »harmonic imaging« (► Abschn. 2.2.3) erforderlich.

Dämpfung und Absorption

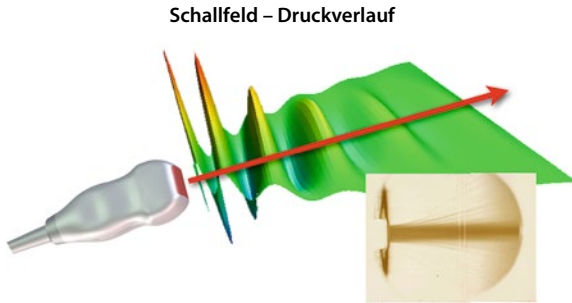
Die Eindringtiefe des Schallpulses im Gewebe ist durch die Dämpfung beschränkt. Sie bewirkt eine Verminderung der Ausgangsintensität (I_0) des Ultraschalldruckpulses. Die Intensität (I) nimmt exponentiell mit dem Weg (s) ab, wobei der Dämpfungskoeffizient (α) eine Materialkonstante ist (■ Abb. 2.9). Die Energie wird, abgesehen von der Intensitätsverminderung durch Reflexion und Streuung und weiterer geometrischer Verluste, in Wärme (Absorption) umgewandelt.

$$I = I_0 \times e^{-\alpha s}$$

Der menschliche Körper ist kein homogenes, sondern eher ein geschichtetes Medium. Dabei besitzen die einzelnen Gewebearten wie Fett, Muskulatur, Blut, Sehnen sowie die einzelnen Organe jeweils ihre eigenen Dämpfungskoeffizienten. Die mittlere Dämpfung im menschlichen Körper schwankt zwischen 0,3 und 0,6. Dies entspricht einem Wert von 0,6 bis 1,2 für das Puls-Echo-System (Hin- und Rückweg).

► Die Eindringtiefe des Schallpulses im Gewebe ist durch die Dämpfung beschränkt. Die Dämpfung kann durch die tiefenabhängige Verstärkungseinstellung am Ultraschallgerät ausgeglichen werden. Frequenz und Dämpfung sind direkt, Frequenz und Eindringtiefe indirekt proportional.

Angesichts des unterschiedlichen gewebeabhängigen Dämpfungsverhaltens von Ort zu Ort und Mensch zu Mensch sollte sie bei jeder Abbildung optimiert werden. Wie bereits erwähnt, wird die Dämpfung zusätzlich von der Frequenz beeinflusst. Je höher die Frequenz, desto stärker ist die Dämpfung und, bei definierter maximaler Verstärkung und Sendeenergie, umso geringer die Eindringtiefe, aus der noch ein interpretierbares Signal gewonnen werden kann. Es gilt die Faustformel: eine Frequenzverdopplung halbiert die Eindringtiefe. Außerdem verschiebt sich die Mittenfrequenz des Pulses durch die stärkere Dämpfung höherer Frequenzen gegenüber niedriger Frequenzen mit der Tiefe zu niedrigeren Wert hin, d. h. die Pulslänge vergrößert sich mit der Laufzeit und die Frequenzverteilung im Puls wird schmalbandiger (geringer).



■ **Abb. 2.9** Dämpfung: Energieverlust der Schallwelle auf dem Weg durchs Gewebe. Die Dämpfung beschreibt die Umwandlung von mechanischer Energie in Wärme durch Reibung, die frequenzabhängige Streuung und den bereits im Gewebe zurückgelegten Weg der Wellenausbreitung, auf dem der Druckverlauf des Schallfelds divergiert und sich auf ein immer größeres Volumen verteilt. Da die Ultraschalldiagnostik nach dem Impuls-Echo-Prinzip arbeitet, ist die Eindringtiefe der Schallwellen begrenzt, damit keine nachteiligen biologischen Wirkungen durch die eingebrachte Schallenergie auftreten. In der schlierenoptischen Aufnahme sind die akustische Achse mit der höchsten Druckamplitude, aber auch die Nebenkeulen (Divergenz) des Schallfelds deutlich zu erkennen

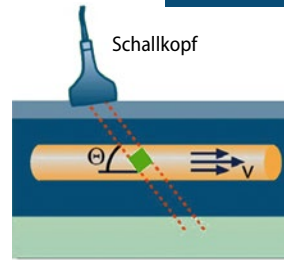
Signaldynamik und dynamischer Bereich

➤ **Entscheidend für die Eindringtiefe ist die Signaldynamik. Sie beschreibt die Differenz zwischen der maximalen Echoamplitude und derjenigen minimalen Amplitude, die sich noch vom Rauschen abhebt.**

Die maximale Amplitude richtet sich nach der maximalen Ultraschalleistung, die dem Körper ohne Schädigung zugeführt werden kann. In der Nähe des Schallkopfs ist ein Dynamikumfang von etwa 110 dB möglich. In der Tiefe nimmt der Dynamikumfang durch Dämpfung ab. Weiterhin wird das initial breitbandige Signal schmalbandiger und niederfrequenter (s. o.).

Die Ortsauflösung ist, insbesondere in axialer Richtung, an die Wellenlänge gekoppelt. Je höher die Frequenz, desto kürzer die Wellenlänge. Um bei sämtlichen Anwendungen vom Abdomen bis zur Schilddrüse mit optimaler Auflösung bei gegebener maximaler Eindringtiefe arbeiten zu können, benötigt man mehrere Schallköpfe mit unterschiedlicher Mittenfrequenz. Bei sonografischen Fragestellungen an der Hand liegt die notwendige Eindringtiefe bei nur wenigen Zentimetern, bei einer Untersuchung der Finger ist sogar eine Eindringtiefe von <1 cm hinreichend. Entsprechend hoch kann die zu verwendende Frequenz gewählt werden. Schallwandler mit Bandbreiten von 12–20 MHz leisten bei der Detaildarstellung des Gewebes (Sehnen, Muskel, Nerven) ein Auflösungsvermögen im 0,1-mm-Bereich. Dabei kann die Signaldynamik von 75–100 dB gewählt werden. Kleinste Unterschiede im Gewebe werden so sichtbar.

$$\Delta f = 2 \cdot \frac{f}{c} \cdot v \cdot \cos \Theta$$



Δf : Doppler-Frequenz

f: Sendefrequenz

c: Schallgeschwindigkeit

v: Flussgeschwindigkeit

Θ : Einstrahlwinkel zur Gefäßachse

■ **Abb. 2.10** Die Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit der Erythrozyten beruht auf dem Doppler-Prinzip. Die Doppler-Frequenz ist direkt proportional zur Strömungsgeschwindigkeit. Für die verwendeten Ultraschallfrequenzen und bei den im Körper vorkommenden Strömungsgeschwindigkeiten liegt die Doppler-Frequenz im hörbaren Bereich. Alle Doppler-Ultraschallgeräte sind daher mit Lautsprechern ausgestattet. Das Ultraschallgerät misst die Projektion der Strömungsgeschwindigkeit auf die akustische Achse. Für die Bestimmung der realen Geschwindigkeit ist eine Skalenkorrektur erforderlich (sogenannte Winkelkorrektur)

Doppler-Effekt

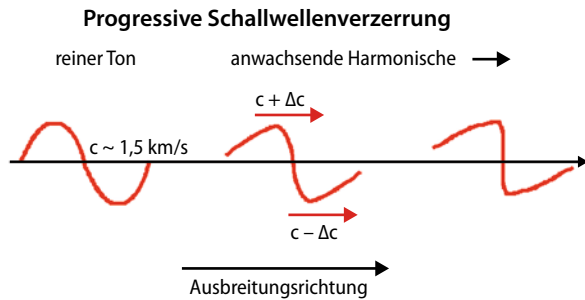
Die Untersuchung der Gefäßfunktion ist über die Erfassung des Blutflusses möglich. Nach dem Prinzip von Christian Doppler (Doppler 1943, Evans 1989) tritt eine Frequenzverschiebung des Wellenpakets dann auf, wenn zwischen Sender und Empfänger eine Relativbewegung vorhanden ist.

➤ **Wenn zwischen Sender und Empfänger eine Relativbewegung existiert, tritt eine Frequenzverschiebung des Wellenpakets auf (Doppler-Effekt). Die Doppler-Frequenz ist direkt proportional zur Strömungsgeschwindigkeit.**

Dies ist für die korpuskulären Blutbestandteile erfüllt, die sich während der Ausbreitung der Ultraschallpulse im Körper relativ zum Schallwandler bewegen (■ Abb. 2.10). Das rückgestreute Signal der Erythrozyten wird vom Schallwandler empfangen und mit dem Sendesignal verglichen. Die Differenzfrequenz (Doppler-Shift) ist direkt proportional zur Strömungsgeschwindigkeit des Bluts. Der Doppler-Shift liegt bei diesen Ultraschallfrequenzen und den im Körper auftretenden Strömungsgeschwindigkeiten im Hörbereich (Evans 1989).

2.2.3 Harmonic Imaging

Beim Harmonic-Imaging-Verfahren wird mit einer bestimmten Grundfrequenz gesendet. Aus dem Frequenzband der zurückkommenden Echos werden nur diejenigen Frequenzen im Bereich der doppelten Grundfrequenz aus-



■ **Abb. 2.11** Auf dem Weg der Schallwelle durch das Gewebe »erleidet« die Wellenform des Sendepulses Änderungen. Die positive Halbwelle der Sinuskurve läuft wegen des höheren Drucks etwas schneller ($c + \Delta c$), die negative Halbwelle läuft wegen des geringeren Drucks etwas langsamer ($c - \Delta c$). Dies führt mit zunehmender Eindringtiefe zu einer Verformung der Sinuswelle, die mathematisch als Summe von Grundschwingung und Oberschwingungen (Harmonische) dargestellt werden kann

gewertet, also die erste harmonische der Grundfrequenz. Bei einem 5-MHz-Schallkopf wird zur Bilddarstellung beispielsweise der Frequenzbereich um 10 MHz verwendet – im Angloamerikanischen spricht man von »2nd harmonic«. Bei höheren Sendeleistungen wird die Ultraschallwelle durch die Ausbreitung im Gewebe verformt (■ Abb. 2.11). Diese Verformung entspricht mathematisch betrachtet einer Energiewanderung von der Grundfrequenz hin zu ganzzahligen Vielfachen (Oberwellen, Harmonische). Wegen der stärkeren Absorption hoher Frequenzen spielt nur der Anteil mit der zweifachen Grundfrequenz eine Rolle. Werden zwei Pulse mit einer 180°-Phasenverschiebung auf dieselbe Bildzeile gesendet, resultieren nach Addition der beiden Empfangssignale nur die Amplitudenanteile mit der doppelten Sendefrequenz. Die fundamentalen Anteile löschen sich durch die Phasen-

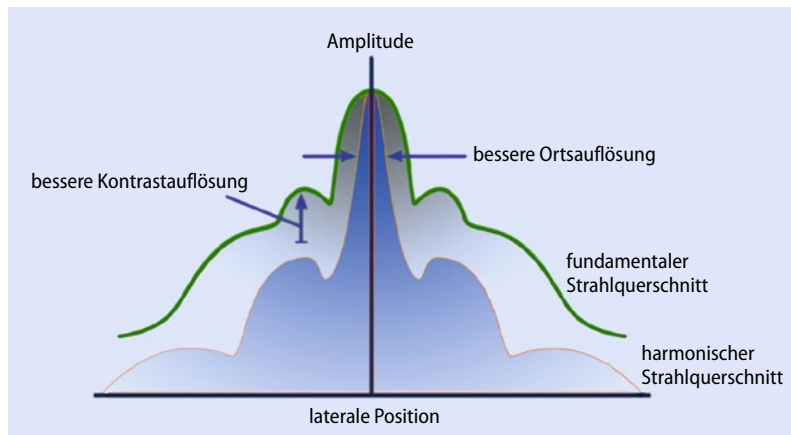
verschiebung der Sendepulse gegenseitig aus. Das resultierende Signal enthält höhere Frequenzen als das Sendesignal und liefert daher ein besseres Ortsauflösungsvermögen. Noch wichtiger ist aber, dass die Harmonischen nur in Zonen hohen Drucks erzeugt werden; dies ist mit einer Schallfeldeinschnürung gleichzusetzen, woraus eine Verringerung des Rauschens resultiert (■ Abb. 2.12).

Eine spezielle Form ist als »differential tissue harmonic imaging« (dTHI) bekannt. Der Sendepuls ist hierbei elektronisch so »geformt«, dass zwei Frequenzspitzen darin enthalten sind. Dies wird beispielsweise mit 6 und 12 MHz in einem Schallwandler mit einer Bandbreite von 6–12 MHz realisiert. Auch hier werden zwei Pulse (der zweite Puls ist phaseninvertiert) auf dieselbe Bildzeile gesendet. Im Empfangsspektrum wird die Bandbreite des Schallwandlers voll ausgenutzt, da im Empfangssignal sowohl die harmonische Frequenz ($6 = 12 \text{ MHz}$) als auch die Differenzfrequenz der beiden Sendefrequenzen ($12 - 6 \text{ MHz} = 6 \text{ MHz}$) enthalten sind (■ Abb. 2.13). Für die Grauwertdarstellung bedeutet dies eine Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses.

Der diesem Prozess zugrundeliegende Vorgang folgt der Lösung der Khokhlov-Zabolotstskay-Gleichung für die Ausbreitung von Schallwellen in viskösen Medien. Die simultane Transmission von zwei Frequenzen kann mathematisch wie folgt beschrieben werden:

$$\frac{\partial}{\partial t} \left\{ (\sin \omega_1 t + \alpha \sin \omega_2 t)^2 \right\} = \sin 2\omega_1 t - 2\alpha \sin(\omega_2 - \omega_1)t + 2\alpha \sin(\omega_1 + \omega_2)t + \sin 2\omega_2 t$$

Es gilt $\omega = 2\pi f$ (Kreisfrequenz). Zum Ergebnis tragen die Frequenzanteile $2\omega_1$ und $(\omega_2 - \omega_1)$ bei. Die Bandbreite des Schallwandlers wird optimal für das Senden und Empfangen genutzt.



■ **Abb. 2.12** Die laterale Ausdehnung des harmonischen Schallstrahlprofils ist deutlich geringer als das fundamentale Profil; die Unterdrückung von Nebenkeulen hat zur Folge, dass der größte Teil der harmonischen Energie unmittelbar entlang der akustischen Achse verläuft. Diese Effekte führen zur Verbesserung von Signal-Rausch-Verhältnis und Kontrast

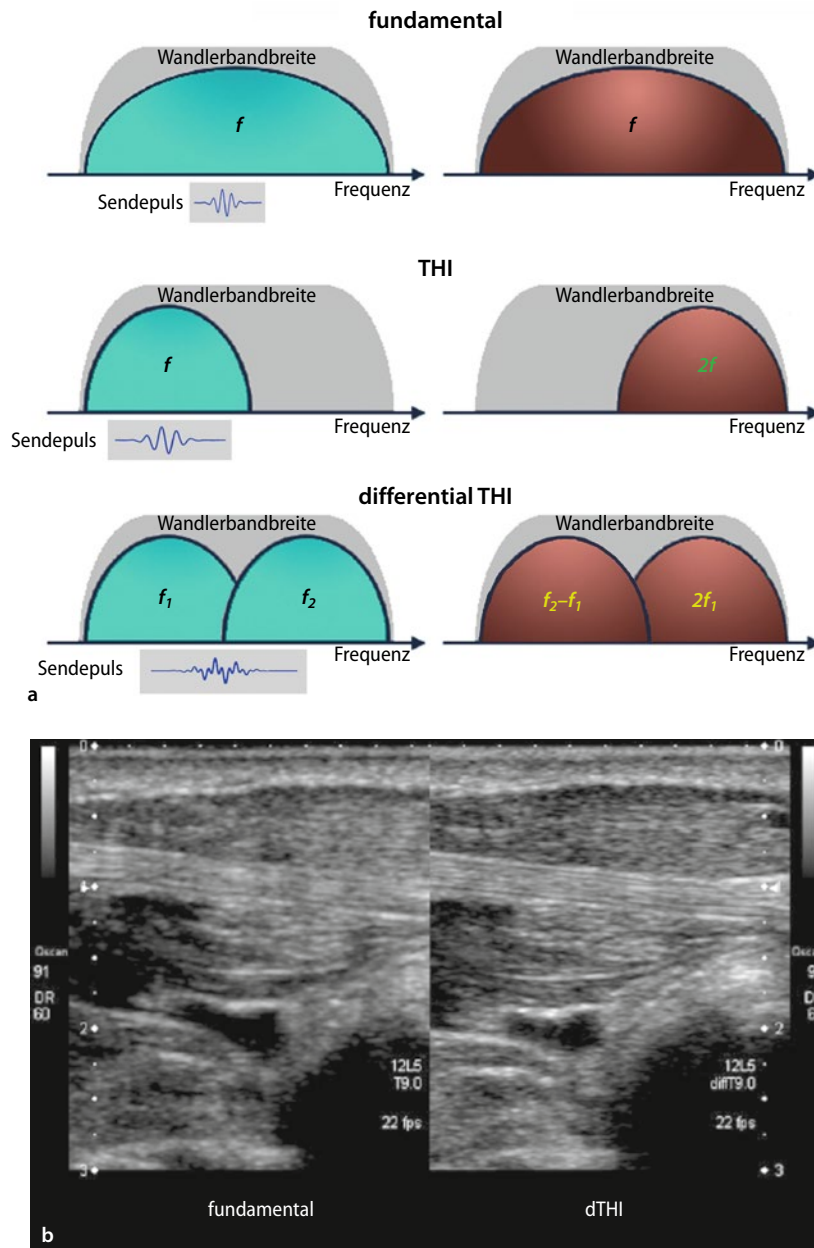
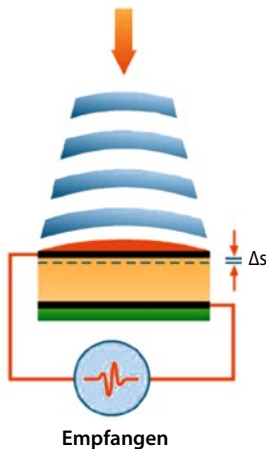
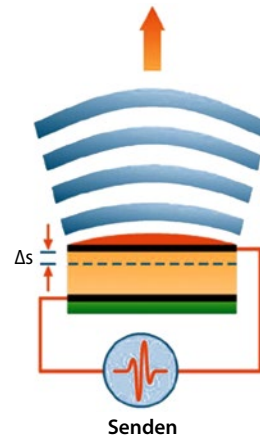


Abb. 2.13 **a** Die Vorteile von »tissue harmonic imaging« (THI) im Vergleich zum herkömmlichen fundamentalen Modus sind offensichtlich. Für die Bildgebung werden nur die Frequenzen genutzt, die im oberen Bereich der Bandbreite des Schallwandlers liegen. Dies hat eine Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses und eine Kontrastanhebung zur Folge. Diese hohen Frequenzen entstehen bei der Ausbreitung und müssen nur den Weg zum Schallwandler zurück leisten. »Differential THI« (dTHI) nutzt zudem wieder die komplette Bandbreite des Wandlers aus. Die geeignete Wahl von zwei Sendefrequenzen liefert dieses Ergebnis. Eine höhere Bildqualität in schallwandlernahen Bereichen und großen Eindringtiefen ist die Folge dieser Technik. **b** Beispiel für die Bildgüte von dTHI im Vergleich zur fundamentalen Bildgebung. (Mit freundl. Genehmigung von Toshiba Medical Systems)



■ **Abb. 2.14** Werden elastische Materialien verformt, z. B. durch eine einlaufende Druckwelle, dann tritt innerhalb des Materials eine Polarisation auf, die als Spannung gemessen werden kann. Die Höhe der Spannung ist proportional zur elastischen Verformung (piezoelektrischer Effekt)



■ **Abb. 2.15** Durch Anlegen einer elektrischen Spannung an ein elastisches Material, z. B. Quarz, führt die Polarisation zur Materialdeformierung im Rhythmus der angelegten Wechselspannung (reziproker piezoelektrischer Effekt). So lassen sich Sender und Empfänger mit einem piezoelektrischen Material herstellen

2.3 Apparative Voraussetzungen

2.3.1 Piezoeffekt

In der Ultraschalldiagnostik werden der piezoelektrische und der reziproke piezoelektrische Effekt für die Erzeugung und den Empfang von Ultraschallwellen genutzt (■ Abb. 2.14, ■ Abb. 2.15). In gebräuchlichen Schallköpfen finden keramische Materialien wie z. B. Blei-Zirkonat-Titanat-Oxid Verwendung. Versehen mit metallischen Elektroden, die an eine elektrische Spannungsquelle angeschlossen sind, wird elektrische in mechanische Energie gewandelt. Wechselt die Polarität der Spannung, ändert sich die Dicke der Keramik zwischen den Elektroden. Körper mit diesen Eigenschaften sind Schallwandler, die technische Ausführung mit Gehäuse wurde in der Ultraschalldiagnostik als Schallkopf eingeführt.

➤ **In der Ultraschalldiagnostik werden der piezoelektrische und der reziproke piezoelektrische Effekt für Erzeugung und Empfang von Ultraschallwellen genutzt.**

Angeschlossen an eine Wechselspannungsquelle schwingt die Keramik im Bereich des angegebenen Frequenzbereichs und gibt die Energie als Druckwelle an die Umgebung weiter. Ein kurzer elektrischer Impuls erzeugt eine Druckwelle, die sich im Gewebe des menschlichen Körpers ausbreitet. Die Schallausbreitungsgeschwindigkeit im Körper beträgt im Mittel 1540 m/s; für die Messung von Distanzen ist sie als Konstante anzusehen. Bei einer Frequenz von 15 MHz ergibt sich daraus eine Wellenlänge von 0,1 mm.

Durch die Reflexion der Schallwelle an Grenzflächen mit unterschiedlicher akustischer Impedanz und Streuung an verschiedenen Strukturen, die kleiner sind als die Wellenlänge der Ultraschallwelle, kommt ein geringer Teil der gesendeten Energie zum Schallkopf zurück. Wird ein Wandlerelement von einer einlaufenden Druckwelle deformiert, ist eine proportionale Spannung an den Elektroden messbar. Mittels Laufzeitmessung zwischen Sendepuls und Eingang von reflektierten Signalen ist eine Abstandsmessung möglich (■ Abb. 2.16).

Mit einem solchen Puls-Echo-Prinzip arbeiten alle Ultraschallgeräte. Die Auswertung der Amplitude im Empfangssignal liefert Aussagen zur Stärke der Reflexion. Hierüber sind unterschiedliche Gewebearten differenzierbar. Die Auswertung der Änderung der Frequenz zwischen Send- und Empfangssignal gestattet Aussagen zur Bewegungsgeschwindigkeit der Blutströmung. Diese Darstellung ist als Doppler-Sonografie bekannt.

2.3.2 Bildentstehung

➤ **Die Bildentstehung beruht auf der Auswertung multipler Puls-Echo-Zyklen entlang einzelner Ultraschalllinien. Viele einzelne nebeneinanderliegende Ultraschalllinien bilden ein zweidimensionales Ultraschallbild.**

Je nach Anordnung der Ultraschalllinien ergeben sich unterschiedliche Bildformen, die mit Art und Geometrie des Schallkopfs korrelieren. Gebräuchlich sind Linear-, Convex- und Sektorschallwandler (■ Abb. 2.17).

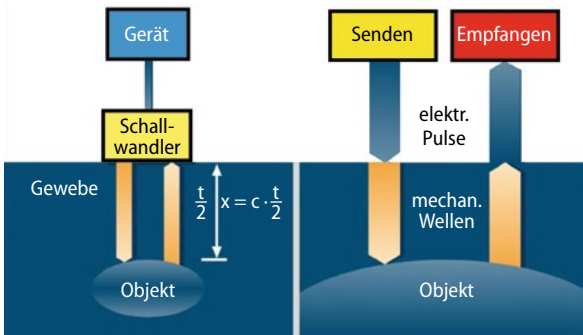


Abb. 2.16 Bei der Reflexion von Schallwellen an Organkonturen kann die Zeit gemessen werden, die der Schall benötigt, um bis zu diesem Hindernis und wieder zurück zum Schallwandler zu gelangen. Angesichts der definierten mittleren Schallgeschwindigkeit im Weichteilgewebe (1540 m/s) sind Distanzen bestimmbar

Mit Ausnahme der mechanischen Sektorschallwandler bestehen sämtliche gebräuchlichen Schallköpfe aus einer linearen Anordnung von Piezoelementen. Durch Anlegen einer elektrischen Wechselspannung werden diese Elemente zu mechanischen Schwingungen angeregt. Dadurch entsteht im umliegenden Raum eine Druckänderung proportional zur Amplitude der Schwingungen. Diese Druckänderung pflanzt sich vom Schallkopf ausgehend im Gewebe fort. Beim Empfang des Echos wirken die Piezoelemente als Drucksensoren. Durch Änderung des Drucks auf die Piezoelemente entsteht an den Elementen eine elektrische Spannung, die über eine geeignete elektrische Schaltung abgegriffen wird.

Für die Untersuchung der Hand sind Linearschallköpfe, in Spezialfällen auch Convexwandler üblich. Die Ultraschalllinien gehen dabei stets senkrecht zur sichtbaren Auflagefläche des Schallwandlers aus.

Angesichts der relativ niedrigen Schallgeschwindigkeit von 1540 m/s im Gewebe und des gleichzeitigen Wunsches nach einer Echtzeitfähigkeit des Verfahrens, muss man sich auf eine geringe Anzahl von echten Ultraschalllinien beschränken. Bevor der Puls für die nächste Ultraschalllinie vom Schallkopf abgegeben werden kann, muss die Ankunft des aus der größtmöglichen Tiefe kommenden Echos des letzten Pulses abgewartet werden. Sonst ginge die Eindeutigkeit der Echozuordnung zu den jeweiligen Pulsen verloren.

Bei einer Farbkodierung müssen mehrere Puls-Echo-Zyklen pro Ultraschalllinie verwandt werden. Deshalb wird es dem Anwender häufig überlassen, die Breite des farbkodierten Bildanteils selbst zu bestimmen. Je schmaler das Farbfenster, desto höher ist bei festgehaltener Bildtiefe die Bildwiederholfrequenz.

Ein weiteres Problem stellt die Verwendung mehrerer, auf unterschiedliche Tiefen fokussierter Sendepulse dar.

Schallwandlerbauarten

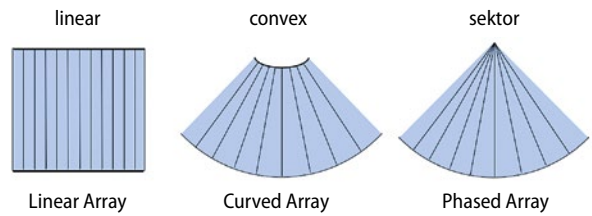
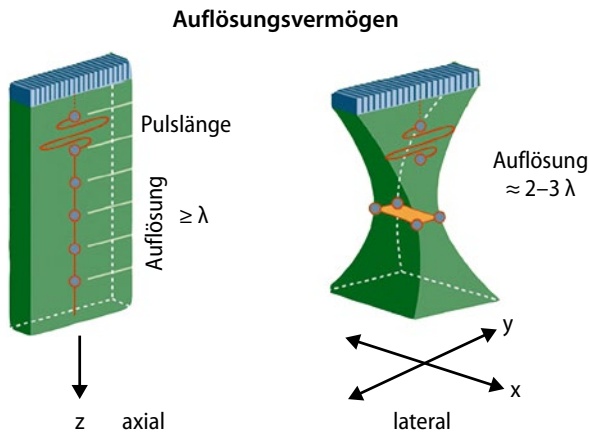


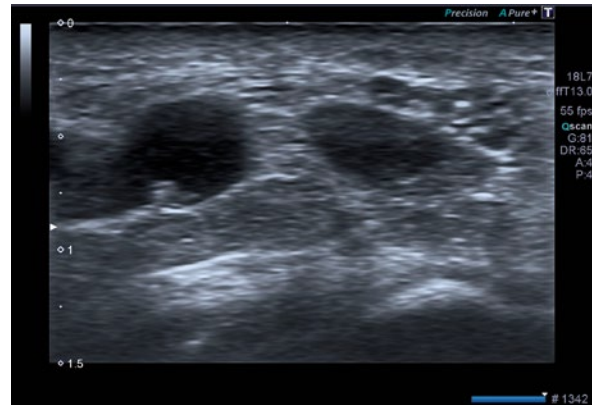
Abb. 2.17 Einteilung der Schallwandler nach Bauart: Linearwandler dienen hauptsächlich der Untersuchung hautoberflächennaher Strukturen, die Domäne der Convexschallwandler ist die Oberbauchsonografie, die Echokardiografie wird mit Sektorschallwandlern durchgeführt. Die Schalllinien, aus denen das Grauwert- oder B-Bild zusammengesetzt wird, divergieren mit zunehmender Eindringtiefe bei den Convex- und Sektorschallwandlern. Dies hat nachteilige Auswirkungen auf das laterale Auflösungsvermögen

Da jeder vom Schallkopf abgegebene Puls nur einen Sendefokus besitzt, besteht nur in einer bestimmten Tiefe eine optimale Ortsauflösung. Um diesen Umstand zu kompensieren, verwendet man häufig mehrere Puls-Echo-Zyklen mit in unterschiedlichen Tiefen fokussierten Sendepulsen. Jede einzelne Ultraschalllinie ist somit portioniert. Im einfachsten Fall vervielfacht sich die Zeit, die zur Bilderzeugung benötigt wird um die Anzahl der benutzten Sendefokusse. Bei elektronischen Schallköpfen erfolgt die Sende- bzw. Empfangsfokussierung in Längsrichtung zum Schallkopf. Das heißt, dass sie durch eine präzise Zeitsteuerung bei der Anregung der einzelnen Piezoelemente bzw. bei der Summation der an den einzelnen Elementen einer Sende- oder Empfangsgruppe empfangenen Signale in der Bild- oder Scanebene vorgenommen wird. Die Empfangsfokussierung in der Bildebene erfolgt bei fast allen modernen Ultraschallgeräten dynamisch, sie optimiert sich in kleinen Schritten und somit beinahe kontinuierlich mit der Pulslaufzeit. Hierdurch entstehen keine Zeitverluste. Quer zum Schallkopf (Elevation) wird die Fokussierung im Sende- und Empfangsfall von einer akustischen Linse geleistet. Die Fokusposition ist in dieser Raumrichtung bei einreihigen Piezostrecken unveränderbar.

Die Ortsauflösung, d. h. die Dimension der noch im Bild erkennbaren Strukturen, hängt unter anderem von der Position des Objekts im Bildfeld ab. Wie am Beispiel eines Linear-Array-Schallkopfs zu erkennen (Abb. 2.18), ist die Auflösung in x-, y- und z-Richtung unterschiedlich. Die Ortsauflösung in z-Richtung hängt direkt von der Pulslänge ab, die Ortsauflösung in y-Richtung von der elektronischen Fokussierung und der jeweiligen Position im Bildfeld ab. In x-Richtung wird sie auch Schichtdickenauflösung genannt.



■ **Abb. 2.18** Das Auflösungsvermögen unterscheidet sich in den verschiedenen Raumrichtungen des Schallfeldes. In Ausbreitungsrichtung (x) liegt das Auflösungsvermögen im Bereich einer Wellenlänge. In Richtung von Apertur (y) und Elevation (z) liegt die Auflösung im Bereich von zwei bis drei Wellenlängen im Fokus. Vor und hinter dem Fokus ist die laterale Auflösung noch größer



■ **Abb. 2.19** Querschnitt durch das Handgelenk. Das B-Bild ist aus ungefähr 200 Bildzeilen zusammengesetzt. Die Eindringtiefe beträgt 1,5 cm und ist indirekt proportional zur Bildrate, hier 55 Bilder/s (55 fps, »frames per second«). (Mit freundl. Genehmigung von Prof. W. Wermke, Charité, Berlin)

2.3.3 Bild- und Pulswiederholfrequenz, Bildfeldtiefe und Linienanzahl

Aus der Messung des Zeitraumes zwischen der Aussendung eines kurzen Pulses und dem Empfang des Echos wird unter Annahme einer konstanten Schallgeschwindigkeit die Tiefe berechnet. Damit das Echo dem jeweiligen Entstehungsort eindeutig zu zuordnen ist, muss stets sichergestellt werden, dass vor dem Aussenden des zeitlich nächsten Pulses sämtliche möglichen Echos des vorherigen Pulses bereits am Schallkopf angekommen sind. Die maximale Tiefe, aus der noch Echos registriert werden können, wird einerseits durch die Dämpfungs- und Streueigenschaften des Mediums, andererseits durch die Empfangs- und Sendecharakteristiken sowie das Signal-zu-Rausch-Verhältnis des Ultraschallgeräts bestimmt. Die Wegstrecke (s), die der Schall in einer definierten Zeit (t) zurücklegt, beträgt:

$$s = c \times t$$

Als die mittlere Schallgeschwindigkeit in der Ultraschall-diagnostik wird ein Wert von $c = 1540 \text{ m/s}$ angenommen. Diese Zahl ist für alle Ultraschallgerätehersteller bindend. Da es sich um ein Puls-Echo-System handelt, ist der Schallweg (s) doppelt so lang wie die am Ultraschallgerät angezeigte Entfernung (d) zwischen Schallkopf und Reflektor. Es gilt bei einer Laufzeit (t):

$$d = s^{-2} = c \times t^{-2}$$

Die maximal zugelassene Distanz (d_{\max}) wird als Eindring- oder Bildtiefe bezeichnet (■ Abb. 2.19).

Das A-Mode-Ultraschallbild besteht aus einer einzigen Ultraschalllinie. Die Echoamplitude wird als Funktion der Laufzeit aufgezeichnet. Alle weiteren Bildmodi benötigen mehr als einen Puls-Echo-Zyklus zur Bilderzeugung. Beim B-Bild bilden mehrere örtlich nebeneinander liegende Linien ein Bild. Ein Puls-Echo-Zyklus entspricht hier bei Wahl nur eines Sendefokus einer Ultraschalllinie. Ein Rechenbeispiel zeigt die mögliche Anzahl von Bildzeilen pro Sekunde: Wird eine Eindringtiefe von 3 cm gewählt, muss der Schallpuls im Gewebe eine Strecke von 6 cm (hin und zurück) zurücklegen. Für diese 6 cm benötigt er 40 ns. Rechnerisch sind somit 25.000 Schalllinien pro Sekunde bei einer Eindringtiefe von 3 cm möglich. Heute gebräuchliche Schallköpfe setzen das B-Bild aus rund 200 bis 250 Zeilen zusammen. Daraus folgt, dass für diese Eindringtiefe theoretisch bis zu 100 Ultraschallbilder pro Sekunde zu erzielen sind. Diese Bildfrequenz ist hinreichend, um Bewegungs- und Strömungsprozesse in Echtzeit darzustellen.

2.3.4 Schallkopf

Eigenschaften

Man unterscheidet zwischen elektronischen Linear-Array(LA)-, Curved-Array(CA)- und Phased-Array(PA oder Sektor)- sowie mechanischen Schallköpfen. Mechanische Schallköpfe können sowohl ein einziges (FixFokus) als auch mehrere Piezoelemente (Annular Array) besitzen. LA-Schallköpfe liefern ein rechteckiges Bild. Die Bildfeldbreite wird durch die Breite (Apertur) des Schallkopfs bestimmt. Der Phased-Array- und die mechanischen

Schallköpfe erzeugen sektorförmige Bilder (■ Abb. 2.17), die Piezoelemente in LA- und PA-Schallköpfen sind linear angeordnet und unterscheiden sich in der zeitlichen Ansteuerung der Elemente. Während bei Phased-Array-Schallköpfen die Elementabmessung nicht breiter als die halbe Wellenlänge der jeweiligen Mittenfrequenz des Schallkopfs sein darf, gilt diese Einschränkung für LA-Schallköpfe nicht. Ein Curved-Array-Schallkopf ist eine gebogene, lineare Anordnung von Piezoelementen, das Bildfeld dieser Schallköpfe ist konvex ausgerichtet und entspricht in etwa der Kombination eines LA- und eines Sektorbilds. In der Nähe des Schallkopfs besitzen CA-Schallköpfe, ähnlich den LA-Schallköpfen, ein breites Bildfeld, das sich mit wachsendem Abstand zum Schallkopf sektorförmig verbreitert. Während die Richtung der Schallabstrahlung bei den elektronischen Schallköpfen durch die zeitliche Reihenfolge der Ansteuerung der einzelnen Piezoelemente definiert wird, muss bei den mechanischen Schallköpfen die akustische Gruppe in die jeweils gewünschte Abstrahlrichtung bewegt werden.

➤ **Ultraschallsysteme bestehen aus Schallkopf und Steuereinheit, ihre Qualität wird aber wesentlich von den Schallkopfeigenschaften bestimmt.**

Die Schallemission erfolgt unter Ausnutzung des reziproken piezoelektrischen Effekts. Hierbei erfolgen Kontraktion oder Elongation eines Festkörpers proportional zu einer angelegten äußeren Spannung. Umgekehrt treten beim Piezoeffekt durch äußeren Druck elektrische Ladungen an der Oberfläche eines Festkörpers auf. Dabei wird das Kristallgitter verzerrt, wodurch die positiven und negativen Ladungsträger gegeneinander verschoben werden. Die so resultierende, dem ausgeübten Druck proportionale Spannung kann gemessen werden. Kristalle mit polaren Achsen ohne Symmetriezentren weisen piezoelektrische Eigenschaften auf. Hierzu zählt z. B. Quarz. In bildgebenden Schallköpfen wird momentan vorrangig eine Blei-Zirkonat-Titanat-Oxid-Keramik (PbZiTiO₂, PZT) verwandt. Diese Keramik wird in einem starken elektrischen Feld polarisiert und erhält so seine piezoelektrischen Eigenschaften.

Der grundsätzliche Aufbau soll anhand eines Linear-Array-Schallkopfs verdeutlicht werden (■ Abb. 2.20) und ist im Wesentlichen für alle Schallköpfe gleich. Der akustischen Linse folgen von oben nach unten die $\lambda/4$ -Schicht, die Piezostrecke, das Dämpfungsmaterial und schließlich die Trägerplatte. Die Resonanzfrequenz bzw. natürliche Mittenfrequenz des Piezoelements wird durch die Dicke des Elements bestimmt. Die Dicke der Piezoelemente ist gleich der halben Wellenlänge der Resonanzfrequenz im Piezomaterial. Die Eigenschaften der Dämpfungsschicht müssen der Aufgabe des Schallkopfes angepasst werden. Bei Schallköpfen, die nur zur Abbildung verwandt werden, versucht man, eine hohe Dämpfung einzustellen, um die

Pulslänge möglichst kurz zu halten. Je kürzer der Puls ist, desto breitbandiger ist der Schallkopf. Je höher die Dämpfung, desto geringer ist aber auch die Empfindlichkeit der Elemente. Duplex-Schallköpfe, die gleichzeitig zur Bildgebung und zur Doppler-Analyse verwandt werden, sollten breitbandig und schmalbandig sein. Dies ist ein Widerspruch in sich, ein Kompromiss ist die Folge.

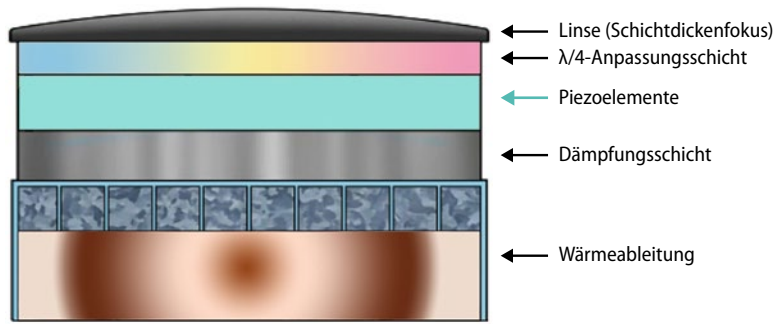
Die Piezoelemente werden in Schallabstrahlrichtung zusätzlich mit einer Antireflexschicht beschichtet. Diese Schicht hat die gleiche Funktion wie die Entspiegelung bei einer Brille. Sie vermindert die Reflexionsverluste beim Übergang vom Schallkopf zum Gewebe. Die Schicht besitzt eine Dicke von einem Viertel der Wellenlänge ($\lambda/4$), die Impedanz (z) soll betragen:

$$z_{\text{Schicht}} = \sqrt{z_{\text{Piezo}} \times z_{\text{Gewebe}}}$$

Array-Schallköpfe besitzen als oberste Schicht eine Linse, die direkt auf die $\lambda/4$ -Schicht geklebt wird. Als Material wird häufig Silikonkautschuk mit Additiven verwandt. Ihre Funktion besteht in einer Fokussierung des Schallbündels in quer zum Schallkopf liegender Richtung (transversale oder Schichtdickenauflösung) – in dieser Richtung ist eine elektronische Fokussierung momentan nicht oder nur in geringem Maße möglich. Dies liegt daran, dass die Piezoelemente bei fast allen elektronischen Schallköpfen lediglich einreihig und flach sind und in Querrichtung deshalb nur eine brechungsbedingte Fokussierung möglich ist. Die Lage des Fokus wird vom Hersteller festgelegt. Der Ort des Fokus wird bestimmt durch die Form der Linse und den Brechungsindex des gewählten Materials. Die Fokussierung in Längsrichtung erfolgt elektronisch. Um eine laterale elektronische Fokussierung auch in senkrechter Richtung zur Bildebene möglich zu machen, ist ein echtes 2-D-Array mit z. B. 256×64 getrennt ansteuerbaren Piezoelementen erforderlich. Mit solchen Matrixwandlern sind auch 3D-Aufnahmen möglich. Die Verwendung des neuen Software-Beamformings soll die Möglichkeiten der 3D-Darstellung, der Volumenflusserfassung und der Elastografie verbessern.

Schallkopffrequenz

Die höchste Ortsauflösung besitzt ein Schallkopf bei Anlage einer hohen Dämpfung an die Elemente und gleichzeitiger Einzelpulsanregung. Die Piezoelemente werden mit einem kurzen elektrischen Einzelpuls angeregt und schwingen dann mit ihrer Resonanzfrequenz. Die Resonanzfrequenz wird durch die Dicke der Piezoelemente und die elektrische Anpassung des Schwingkreises mit den Piezoelementen definiert. Aufgrund der Dämpfung kommen die Piezoelemente nach wenigen Schwingungen zur Ruhe. Schwingungszahl und somit Schwingungsdauer definieren die Länge des Pulspakets und sind ein Maß für



■ **Abb. 2.20** Schematischer Aufbau eines Linearschallwandlers. Die Piezoelemente wandeln mechanische in elektrische Energie (Empfang) und elektrische in mechanische Energie (Senden) um. Zur optimalen Weiterleitung der Wellenenergie dienen eine Impedanzanpassungsschicht ($\lambda/4$ -Schicht) und eine Gummilinse zur Schichtdickenfokussierung (Elevation). Die Schwingungsenergie der Piezoelemente entgegen der Abstrahlungsrichtung (Rückseite) wird von der Dämpfungsschicht in Wärmeenergie umgewandelt

die mit dem Schallkopf zu erzielende Ortsauflösung. Je kürzer das Pulspaket, desto besser ist insbesondere die axiale Auflösung.

Zur Bezeichnung des Schallwandlers wird heute oft die Bandbreite angegeben. Eine Frequenzanalyse des emittierten Pulspakets liefert die Mittenfrequenz des Schallkopfes, d. h. diejenige Frequenz aus dem Pulspaket, die in der Mitte zwischen oberer und unterer Grenzfrequenz liegt. Als Grenzfrequenzen werden die Frequenzen herangezogen, deren Amplituden nur halb so groß sind wie die Frequenz mit der höchsten Amplitude im Pulspaket.

➤ **Die Mittenfrequenz des Schallkopfs liegt bei Einzelpulsanregung in der Nähe der Resonanzfrequenz (natürliche Mittenfrequenz). Bei dieser Frequenz besitzt der Schallkopf die beste Ortsauflösung.**

Bei Doppler-Anwendungen werden längere und somit schmalbandige Pulse benötigt, da sonst der Fehler bei der Bestimmung der Doppler-Frequenzverschiebung zu groß wäre. Hier gilt: Je länger der Puls, desto besser die Frequenzauflösung.

Schallfeld

Einer der am häufigsten verwandten Schallkopftypen ist der Linear-Array-Schallkopf. Es handelt sich um eine lineare Anordnung von Piezoelementen, die in Gruppen zusammengefasst werden und somit gemeinsam Schall ausstrahlen und empfangen. Die Piezostrecke befindet sich in der x,y-Ebene, die Schallausbreitung erfolgt in z-Richtung. Ein Ultraschall-Grauwert- oder farbkodiertes Duplexsonografie(FKDS)-Bild besteht aus vielen einzelnen, in y-Richtung nebeneinander liegenden Ultraschalllinien.

➤ **Das entstehende Schnittbild ist nicht das Abbild einer unendlich dünnen Schicht in der y,z-Ebene, sondern die zweidimensionale Darstellung eines in verschiedenen Tiefen unterschiedlich breiten Ultraschallfelds.**

Die Qualität eines Ultraschallbilds ist gleichmäßig von der Sende- und der Empfangsfokussierung abhängig. Alle Informationen des ausgewerteten Volumens werden idealisiert auf eine Zeile (Schallstrahl) reduziert. Damit ist klar, dass der Bildzeilenabstand das laterale Auflösungsvermögen definiert. Die Druckverteilung in einer akustischen Sendezeile gibt Aufschluss über die Lage des Fokuspunkts, das sogenannte Nahfeld, das durch Interferenzphänomene der einzelnen Piezoelemente bestimmt ist und das Auftreten von sogenannten Nebenkeulen, die maßgeblich für Artefakte und Unschärfe im resultierenden Grauwertbild verantwortlich sind.

2.3.5 Bildverarbeitung

Ultraschallbilder sind der menschlichen Wahrnehmung von Natur aus nicht zugänglich. Wird eine Echtzeitbildwiedergabe gewünscht, beschränkt die Laufzeit des Schalls zusätzlich die Anzahl der zulässigen Puls-Echo-Zyklen. Die Qualität der Bilder ist auch abhängig von der Art der Bildverarbeitung. Es wird auf die spezielle Literatur zur Bildverarbeitung verwiesen (Gonzales 1987). Es sei angenommen, dass der Anwender das physikalisch Notwendige zur Bildoptimierung getan hat. Hierzu zählen die korrekte Schallkopfwahl, die optimale Einstellung der tiefenabhängigen Verstärkung und Gesamtverstärkung, die Wahl des Sendefokus bzw. der Foci und die Applikation einer ausreichenden Menge Ultraschallkontaktgel.

➤ **Das Grauwertbild ist eine zweidimensionale Anordnung von Bildpunkten, Pixel (»picture element«) genannt. Jedem Bildpunkt wird proportional zu dessen Echointensität ein Grauwert zugewiesen.**

Nach dem Echoempfang am Schallkopf werden die Signale verstärkt, gleichgerichtet und analog/digital gewandelt. Danach werden sie in einem digitalen Speicher abgelegt.

Die Farbwerte werden je nach Verfahren berechnet und ebenfalls in einem meist separaten digitalen Speicher abgelegt. Grau- und Farbwerte werden gemeinsam ausgelesen und digital/analog gewandelt. Beim Farbsystem werden drei getrennte D/A-Wandler für die Farben Rot, Grün und Blau eingesetzt. Liegt ein Grauwert vor, so werden alle drei Wandler mit demselben Wert angesteuert. Gemäß der Dimension der Zahl erscheint das Pixel dunkler oder heller auf dem Bildschirm, wobei die Zahl Null Schwarz und die höchst mögliche Zahl Weiß bedeuten. Bei den Farbpixeln werden unterschiedliche Zahlen an die D/A-Wandler übergeben.

Ein grundlegendes Problem bei der Bildverarbeitung stellt die ortsrichtige Übertragung der gemessenen Rohdaten des 2D-Bilds auf den Monitor dar. Das Koordinatensystem des Monitors ist das kartesische Koordinatensystem (Dimensionen x, y, z). Längs der Oberkante des Monitors verläuft die y -Achse und parallel zum linken Bildrand verläuft die z -Achse. Jeder Pixel auf dem Bildschirm besitzt ein Koordinatenpaar (y_i, z_k) . Hierbei entspricht »i« der Spalte und »k« der Zeile, in welcher der Bildpunkt zu finden ist. Bei der Verwendung eines Linear-Array-Schallkopfs wird zunächst ein Puls längs der Spalte »i = 0« ausgesandt, die zurückkommenden Echos werden nacheinander den Koordinaten (y_0, z_0) , (y_0, z_1) , (y_0, z_2) bis (y_0, z_n) zugeordnet. In Abhängigkeit von der Digitalisierungsfrequenz existieren beispielsweise $n \times 256$ oder 512 Werte (Zeilen) je Spalte. Nachdem der erste Puls-Echo-Zyklus abgearbeitet wurde, folgt der nächste. Die Daten werden den Koordinaten (y_1, z_0) , (y_1, z_1) , (y_1, z_2) bis (y_1, z_n) zugeordnet. Dies geschieht für alle $m \times$ Puls-Echo-Zyklen eines Bilds. Die letzte Spalte eines Bildes besitzt die Koordinaten (y_m, z_0) , (y_m, z_1) , (y_m, z_2) bis (y_m, z_n) .

Pulse und Echos werden stets radial oder senkrecht (Linear Array) vom Schallkopf emittiert und empfangen. Die Laufzeit ist ein Maß für den Abstand »r« des Reflektors vom Schallkopf. Beim Linear-Array-Schallkopf sind die Laufrichtungen des Schalls parallel zueinander. Liegt kein Linear-Array-Schallkopf vor, werden die Pulse stets in unterschiedliche Richtungen unter einem Winkel » φ « ausgesandt. Die Koordinaten der Bildpunkte lauten dann (r_i, φ_k) . Hierbei ist » r_i « eine Länge und » φ_k « ein Winkel. Dieses Koordinatensystem ist ein Polar-Koordinatensystem. Die Adressen der Rohdaten müssen in das kartesische Koordinatensystem des Datenspeichers für die Monitordarstellung umgerechnet und die Werte entsprechend übertragen werden. Dieser Prozess der Koordinatentransformation läuft in Echtzeit im Scankonverter ab. Leider trifft ein ganzzahliger Wert von (r_i, φ_k) nicht immer auf einen ganzzahligen Wert von (y_i, z_k) . Es wird deshalb der nächstliegende ganzzahlige Wert genommen. Am Ende der Transformation liegen insbesondere im Nahbereich einige (r_i, φ_k) -Werte auf denselben (y_i, z_k) -Werten, im Fernfeld

sind einige (y_i, z_k) -Werte nicht besetzt. Es erfolgt nun eine Interpolation zwischen den vorhandenen Werten. Bei inkorrektur Interpolation und Umrechnung erhält man überlagerte Linienstrukturen (Moiré-Muster). Eine beliebige und einfache Interpolation beim Vektortransformationsverfahren besteht in dem Auffüllen der nichtbesetzten Werte durch den letzten echten Wert rechts oder links der unbesetzten Koordinaten. Bei hochwertigen Geräten wird ein anderes Verfahren, das Rücktransformationsverfahren, verwendet. Hierbei ruft ein (y_i, z_k) -Wert im Endspeicher (dargestelltes Bild) den passenden (r_i, φ_k) -Wert im Rohdatenspeicher (Linienpeicher) auf. Der Abstand r wird nach dem Satz Pythagoras berechnet:

$$r = \sqrt{x^2 + y^2}$$

Der Winkel φ ergibt sich aus $\varphi = \arctg(x/y)$. Da die mathematische Operation des Wurzelziehens und die Berechnung des arcus tangens auch bei ganzzahligen Ausgangswerten (y_i, z_k) zwangsläufig nicht immer ganzzahlige Ergebnisse liefern, muss ein Näherungsverfahren angewandt werden, da sämtliche Adressen stets ganzzahlig sind. Im einfachsten Falle wird nur der Pixelwert der gerundeten Adresse im Linienpeicher in den Endspeicher übertragen. Besser ist es, die Pixelwerte aus den die exakte Adresse im Linienpeicher umgebenden Adressen zu entnehmen und mittels einer gewichteten bilinearen Interpolation einen neuen Grauwert zu errechnen. Dabei wird dann jeder Pixelwert entsprechend seines Abstands zur berechneten Adresse berücksichtigt.

Ultraschallgeräte zeigen, wegen des geringen dynamischen Empfangsbereichs, ein 8-Bit-Grauwertbild an – das entspricht 256 Grauwerten. Das Auge selbst kann in einem kontrastreichen Bild etwa 40 Grauwerte unterscheiden. Die Kennlinie (Grauwerttabelle) des D/A-Wandlers ist dem Sehempfinden des Auges angepasst (λ -Korrektur). Auf dem Monitor wird das Bild vom Auge wahrgenommen. Die Bildröhre selbst ist mit einem Leuchtstoff (Phosphor) beschichtet. Die Lichtemission des Leuchtstoffs nimmt langsam ab. Dies allein führt bereits zu einer Bildglättung. Heutige Ultraschallgeräte sind mit einem digitalen Flachbildmonitor ausgerüstet. Die Hintergrundbeleuchtung dieser Monitore regelt die Leuchtstärke. Die Qualität dieser Bildpräsentation ist höher einzuschätzen als bei Röhrenmonitoren.

Fast jedes Ultraschallgerät gestattet dem Anwender, eine Bildglättung durchzuführen. Sie wird häufig »scan correlation« (SC) genannt. Ziel ist es, das unvermeidliche Rauschen zu unterdrücken. Hierzu werden beispielsweise zwei oder mehrere Rohdatenbilder Pixel für Pixel addiert und die resultierenden Pixelwerte durch die Anzahl der Bilder geteilt. Dies ist die einfachste Form der digitalen Bildglättung. In einigen Fällen werden die Bilder zusätzlich

gewichtet, um den Nachzieheffekt der Bildmittelung zu reduzieren (Klews 2002).

2.3.6 Doppler-Sonografie

Spektral-Doppler

Blut strömt an unterschiedlichen Orten und zu unterschiedlichen Zeiten mit verschiedenen Geschwindigkeiten und Stromstärken. Der mathematische Prozess der Fourier-Analyse liefert die zeitliche Zuordnung von Geschwindigkeiten und Amplituden (Stromstärke). Auf der y-Achse des Monitors wird die Geschwindigkeit angezeigt, auf der x-Achse läuft die Zeit, über die Helligkeit wird die Stromstärke registriert. Auf diese Weise kann der pulsatile Charakter des arteriellen und der nahezu konstante venöse Fluss im Detail erfasst werden.

Pulsed- und Continous-Wave-Doppler

Pulsed-Wave(PW)- und Continous-Wave(CW)-Doppler stellen die beiden Arten der spektralen Doppler-Analyse dar. Werden kurze Pulse gesendet, ist über die Laufzeitmessung der Ort der Geschwindigkeitsmessung zu bestimmen (Pulsed-Wave-Doppler). Um die notwendige Eindeutigkeit des Messergebnisses technisch sicherzustellen, kann der nächstfolgende Puls erst gesendet werden, wenn der vorherige Puls empfangen wurde. Die resultierende Pulswiederholfrequenz (»pulse repetition frequency«, PRF) definiert dabei den Messbereich im PW-Doppler.

Ein kontinuierliches Senden und Empfangen (Continous-Wave-Doppler) hat keine Messbereichseinschränkung, erlaubt aber auch keine lokale Zuordnung der gemessenen Geschwindigkeiten. Dennoch ist der CW-Doppler ein wichtiges Hilfsmittel bei der Charakterisierung von Stenosen und Insuffizienzen, da die hier auftretenden hohen Geschwindigkeiten mit dem PW-Doppler nicht eindeutig zu erfassen sind (Evans 1989, Evans 1991).

Farb-Doppler

Eine Doppler-Bildzeile lässt sich in viele kleine Abschnitte zerlegen, die hinsichtlich des Doppler-Effekts ausgewertet werden. Strömungsgeschwindigkeit und -richtung relativ zum Schallwandler sind für jeden Ort innerhalb des Sektors bestimmbar.

- Die Zuordnung der Strömungsrichtung erfolgt über eine Farbe, die Kodierung der Strömungsgeschwindigkeit über den Farbton. Als Konvention gilt: rote Farbtöne repräsentieren Erythrozyten mit Geschwindigkeiten auf den Schallwandler zu, blaue Farbtöne sind der Gegenrichtung vom Schallwandler weg zugeordnet.

Das Farbbild und das Graustufenbild werden nacheinander erzeugt und auf dem Monitor überlagert. In gleicher Weise kann der Farb-Doppler mit dem M-Mode kombiniert werden. Wird alternativ zur Geschwindigkeit die Intensität der Strömung dargestellt, heißt dieser Modus Power-Doppler. Die Intensität ist proportional zum Quadrat der Amplitude. Hier wird Power als Synonym für Intensität verwendet (Evans 1989, Evans 1991, Klews 2002).

Gewebe-Doppler

Sich bewegendes Gewebe erzeugt selbst einen Doppler-Effekt, der sich hinsichtlich Amplitude und Geschwindigkeiten vom Doppler-Effekt des Bluts unterscheidet. Die Amplitude der Geweberückstreuung ist etwa 1000-mal höher und die Darstellung als Gewebe-Doppler (»tissue Doppler imaging«, TDI) bekannt (Klews 2002).

2.3.7 Kontrastmittel

Die intravenöse Gabe von Mikroblasen erhöht die Rückstreuung des Bluts, sodass der Blutfluss, von der Geweberückstreuung separiert, auch in kleinsten Gefäßen dargestellt werden kann. Für die Sonografie der Hand spielt die Option des Kontrastmitteleinsatzes lediglich in der Tumordiagnostik eine wichtige Rolle. Die Basis der Kontrastmittelsonografie ist das »harmonic imaging«. Die elastischen Eigenschaften der Mikroblasen und deren Fähigkeit, harmonisch zu schwingen, bringen bei der Darstellung der Perfusion einen diagnostischen Gewinn. Die starke Rückstreuung der Mikroblasen im Vergleich zu den Erythrozyten, gestattet auch bei hohen Frequenzen (10–20 MHz) eine Darstellung des Blutflusses im Gewebe. Die in den Voreinstellungen abgelegten Parameter leisten bei dieser Anwendung lediglich suboptimale Dienste. Das Optimum erreicht der Untersucher durch gezielte Anpassung von Sendeleistung, Fokussierung, Gesamt- und tiefenabhängiger Verstärkung (Weskott 2013).

2.4 Phänomene und Artefakte

Die Ausbreitung des Ultraschalls in nicht homogenen Medien ist ebenfalls durch die vorab beschriebenen Phänomene gekennzeichnet. Reflexion, Brechung, Dämpfung und Streuung sind die wesentlichsten physikalischen Grundlagen der Wellenausbreitung. Das Grauwertbild entsteht als Summation aus Reflexion an Grenzflächen (unterschiedliche Gewebestrukturen, Organkonturen) und dem Interferenzmuster der Rückstreuung von gleichartigen Gewebetypen (Fett, Muskel etc.), das als Speckle-Muster bezeichnet wird. Die physikalischen Gesetzmäßigkeiten der Wellenausbreitung führen zu Artefakten in der

Ultraschalldiagnostik der Hand

Kluge, S. (Hrsg.)

2015, XVII, 294 S., Hardcover

ISBN: 978-3-642-44939-0