

1 Physikalische und technische Grundlagen

F. A. Flachskampf*

Dem praktisch orientierten Charakter dieses Handbuches entsprechend, handelt es sich im Folgenden um einen kurz gefassten Überblick über die wichtigsten physikalischen und technischen Prinzipien, die zum gründlichen Verständnis der Methode notwendig sind. Die moderne Echokardiografie ist ein technisch sehr anspruchsvolles Verfahren, und die Geräte sind ingenieurtechnische Monumente fortgeschrittenster Technik. Eine erschöpfende Darstellung würde den Verfasser bei Weitem überfordern und den Rahmen

dieses Buches sprengen; deshalb wird hierzu auf die existierende Literatur verwiesen (11, 20, 36). Darüber hinaus handelt es sich gerade bei angewandter Akustik und Strömungsdynamik durchaus nicht um vollständig theoretisch ausgeleuchtete, glasklare Gebiete der Physik.

Zu einigen speziellen Techniken sind die Grundlagen den entsprechenden Kapiteln zu entnehmen (harmonische Bildgebung, Gewebedoppler, Kontrastechokardiografie, 3 D-Echokardiografie).

1.1 Schall

Schall kann als an Materie gebundene Schwingung aufgefasst werden, die in Form einer periodischen Vermehrung und Verminderung der Dichte von Materie, d. h. einer periodischen Verdichtung und Verdünnung des Mediums abläuft und sich wellenförmig im Raum ausbreitet (Abb. 1.1). Der Schall kann demgemäß sowohl in Gasen als auch in flüssiger und fester Materie, jedoch nicht im Vakuum auftreten. Es entsteht eine Druckwelle, die eine bestimmte Ausbreitungsgeschwindigkeit (c), eine Frequenz (f) und eine Wellenlänge (λ) besitzt, wobei gilt:

$$c = f \times \lambda$$

Schallgeschwindigkeit und -leistung. Die Schallgeschwindigkeit hängt von Material und Temperatur ab; sie ist in Luft (330 m/s) fast 5-mal langsamer als in Wasser (1480 m/s). Echokardiografiegeräte sind auf eine Schallgeschwindigkeit von 1540 m/s in Gewebe geeicht. Der Einfluss des Trägermediums auf die Schallgeschwindigkeit wird als akustische Impedanz bezeichnet und ist definiert als Produkt der Schallgeschwindigkeit eines Materials und dessen Dichte.

Die Schallwelle transportiert keine Materie; stattdessen vollführen die schwingenden Materieteilchen nur kleinste Verschiebungen von Bruchteilen von Nanometern um ihre Ruheposition, und zwar mit Geschwindigkeiten, die weit niedriger als die Ausbreitungsgeschwindigkeit sind. Dagegen wird von der Schallwelle Energie transportiert. Parameter dieser Energie ist die Schalleistung oder Schallintensität, die als Leistung pro Flächeneinheit des Schallfeldes orthogonal zur Schallausbreitungsrichtung definiert wird (Einheit W/cm^2).

Interaktionsformen mit Materie. Bei der Ausbreitung der Schallwelle treten 4 prinzipielle Interaktionsformen mit den durchquerten Medien auf (Abb. 1.2).

- **Attenuation (Abschwächung).** Diese ist eine Materialeigenschaft und direkt proportional zur Laufstrecke der Welle. Die Energie wird hierbei in Wärme umgewandelt. Die Attenuation steigt bei höheren Frequenzen an, was die mangelhafte Penetration hoher Ultraschallfrequenzen in die Tiefe des Gewebes erklärt.
- **Reflexion.** Bei der Reflexion (Spiegelung) an Grenzflächen von Materialien verschiedener akustischer Impedanz bzw. Schallgeschwindigkeit wird die re-

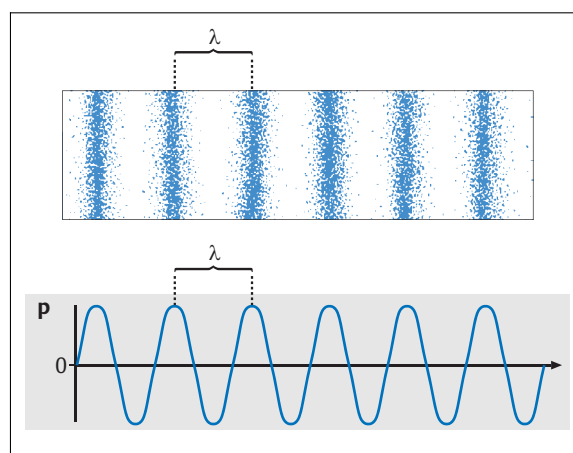


Abb. 1.1 Schema einer Ultraschallwelle. Oben ist die Verdichtung und Rarefaktion der beteiligten Partikel (z. B. Gasmoleküle) dargestellt. Zonen von Verdichtung (hoher Druck) und Rarefaktion (niedriger Druck) wechseln einander im Abstand einer Wellenlänge (λ) ab. Unten ist der entlang der Ausbreitung der Welle aufgezeichnete Druck (p) dargestellt. Zwischen den Druckmaxima bzw. -minima liegt jeweils eine Wellenlänge. Eine solche Sinuskurve könnte auch durch Registrierung des Drucks an einem festen Ort, der einer Schallwelle ausgesetzt ist, über die Zeit aufgezeichnet werden (nach 36).

* Der Autor dankt Dr. Heinrich Beckermann, Böblingen, für die kritische Durchsicht des Manuskripts.

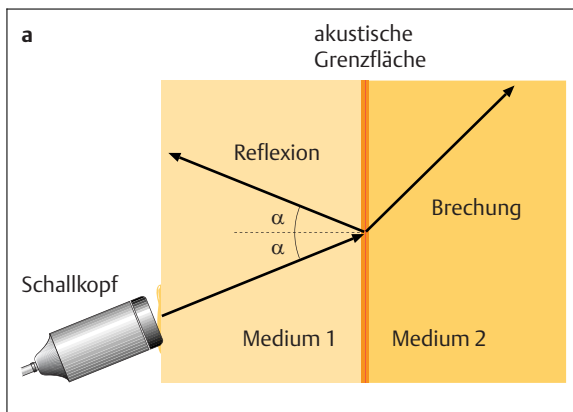
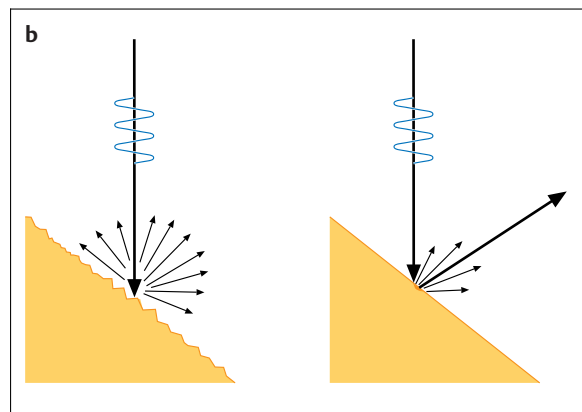


Abb. 1.2 Reflexion, Brechung, Streuung.

a Trifft eine Schallwelle auf eine Grenzfläche zweier Medien unterschiedlicher akustischer Impedanz, so kommt es zur Reflexion. Die zurückgeworfene Energie ist umso höher, je unterschiedlicher die Impedanzen sind. Ein- und Ausfallwinkel sind gleich. Bei senkrechtem Auftreffen wird ein Teil der Energie des Schallstrahls zurück zur Schallquelle geworfen. Ein Teil der Schallstrahlenergie wird nicht reflektiert, sondern gebrochen, d. h. pflanzt sich unter Richtungsänderung (die vom Impedanzverhältnis abhängt) fort.



b Wenn die Reflektoren kleiner als die Wellenlänge des Ultraschalls sind oder die Schallwelle auf eine „raue“ Oberfläche auftrifft (links), tritt eine Streuung von Energie in alle Richtungen auf, d. h. auch zurück zum Schallkopf (allerdings wesentlich weniger als bei Reflexion an einer zur Schallstrahlrichtung senkrechten, großen Grenzfläche). Vgl. dazu die Situation rechts, wo von einer glatten, schräg getroffenen Oberfläche keine Energie zum Schallkopf zurückkehrt.

flektierte Welle in einem Ausfallwinkel, der dem Einfallwinkel gleich ist, zurückgeworfen.

- **Refraktion.** Bei Refraktion (Brechung) an Grenzflächen von Materialien verschiedener akustischer Impedanz bzw. Schallgeschwindigkeit wird die gebrochene Welle weitergeleitet, jedoch unter Änderung ihrer Richtung. Das Verhältnis von Einfall- und Ausfallwinkel hängt vom Verhältnis der akustischen Impedanzen der beteiligten Medien ab.
- **Streuung.** Dieses Phänomen bezeichnet die Ablenkung der Schallwelle in alle Richtungen (d. h. auch in Richtung auf die Schallquelle) beim Auftreffen der Schallwelle auf Reflektoren (Streuer, d. h. Grenzflächen unterschiedlicher akustischer Impedanz), die etwa gleich groß oder kleiner als die Wellenlänge des Schalls sind.

flexion oder Streuung zum Schallkopf zurückgestrahlt wird. Sehr starke Reflexionen findet man v. a. an der Grenze von Gewebe zu Luft; hierbei wird praktisch die gesamte Energie der Schallwelle reflektiert, sodass diese Grenzflächen akustisch „undurchsichtig“ sind. Ähnliche Totalreflexionen gibt es an verkalkten Strukturen, die im echokardiografischen Bild durch den dorsalen Schallschatten gekennzeichnet sind, da distal der Struktur keine akustische Energie mehr verfügbar ist.

Als Ultraschall bezeichnet man Schallwellen, deren Frequenz oberhalb des hörbaren Bereichs, d. h. oberhalb von 20000 Hz (20 kHz) liegt. Typische Frequenzen diagnostischen Ultraschalls liegen zwischen 2 und 7 MHz (1 MHz = 1000 kHz = 100 000 Hz), beim intravasculären Ultraschall 40 MHz. Die Wellenlänge in Gewebe liegt demnach für 2 MHz bei 0,8 mm, für 7 MHz bei 0,2 mm.

In der Echokardiografie wird der kleine Bruchteil der ausgesandten Schallenergie analysiert, der durch Re-

1.2 Echokardiografie

1.2.1 Prinzip der Methode

Das Prinzip der Echokardiografie besteht in der Analyse reflektierter Schallwellen. Prinzipiell sind auch andere ultraschallgestützte Diagnoseverfahren denkbar, z. B. die Anfang der 1950er-Jahre ansatzweise erprobte und nicht weiter verfolgte Transmission von Schallwellen, bei der die untersuchte Struktur, z. B. das Herz, zwischen Sende- und Empfangsteil des Gerätes liegt, analog zur Röntgenaufnahme.

Messung der Laufzeit. Die Fähigkeit der Echokardiografie (genauer: des M-Mode- und 2D-Verfahrens) zur morphologischen Diagnostik beruht auf der Ortung

von akustischen Grenzflächen durch Messung der Laufzeit der Schallwellen. Dazu ist es notwendig, dass Senden und Empfangen zeitlich getrennt und mit geeigneter Dauer stattfinden. Würde kontinuierlich gesendet und empfangen, könnte die Laufzeit zum Ort der Reflexion nicht bestimmt werden (so ist es tatsächlich beim kontinuierlichen Doppler). Daher beruht die echokardiografische Bildgebung auf dem Prinzip des gepulsten Ultraschalls: Weniger als 1% der Zeit sendet der Schallkopf einen „Puls“ oder ein „Wellenpaket“ von endlicher Länge aus, während der restlichen 99% empfängt er (Abb. 1.3, Abb. 1.4). Um eindeutig feststellen zu können, aus welcher Tiefe ein empfangenes Wellenpaket zurückkehrt, muss mindest doppelt so lange

empfangen werden, wie die Laufzeit des Wellenpakets zum Reflektor beträgt. Wenn beispielsweise im M-Mode-Betrieb die maximale Eindringtiefe 20 cm beträgt, muss prinzipiell wenigstens $2 \times 20 \text{ cm} / 1540 \text{ m/s} = 0,26 \text{ ms}$ gewartet werden, um einen Reflektor in dieser Tiefe noch eindeutig orten zu können.

Pulsrepetitionsfrequenz. Die Zahl von Pulsen pro Zeiteinheit, die vom Gerät ausgesandt wird, wird Pulsrepetitionsfrequenz genannt. Sie ist nicht mit der Grundfrequenz der ausgesandten Wellenpakete zu verwechseln (z. B. 2,5 MHz). Im oben genannten Beispiel wäre also bereits aus „physikalischen Gründen“ die maximale Pulsrepetitionsfrequenz $1/0,26 \text{ ms} = 3846/\text{s}$ (knapp 4 kHz). Da auch das Wellenpaket selbst eine gewisse Dauer besitzt und technische Verzögerungen

hinzukommen, ist dies nur eine theoretische Untergrenze. Obwohl der Begriff der Pulsrepetitionsfrequenz meist im Zusammenhang mit dem gepulsten und Farbdoppler fällt (s. dort), ist es wichtig zu verstehen, dass auch die bildgebenden Modalitäten in einer gepulsten Betriebsart arbeiten.

1.2.2 Gewinnung morphologischer Daten

Handelsübliche Echokardiografiegeräte erzeugen und empfangen Ultraschall mittels eines Schallkopfs („Transducer“), der über ein Kabel mit dem übrigen Gerät verbunden ist. Im Prinzip bestehen Schallköpfe aus piezoelektrischen Kristallen, deren akustische Emission durch elektrische Impulse angeregt wird und die umgekehrt beim Empfang von Schallwellen elektrische Impulse erzeugen. Zwischen Kristall und patientenseitiger Oberfläche des Schallkopfs befindet sich die akustische Linse zur Fokussierung der erzeugten Schallwellen. Auf der gegenüberliegenden Seite werden die durch den empfangenen Ultraschall erzeugten elektrischen Signale eines jeden Kristalls als „Rohsignal“ oder „Radiofrequenzsignal“ (ein etwas unscharfer technischer Begriff, der elektromagnetische Wellen vom Kilohertz- bis Gigahertzbereich umfasst) zum eigentlichen Echogerät geleitet. Im Echogerät wird die positive Hüllkurve („envelope“) des Signals detektiert, gefiltert, umformatiert („scan conversion“, s. u.) und nachverarbeitet (Abb. 1.5).

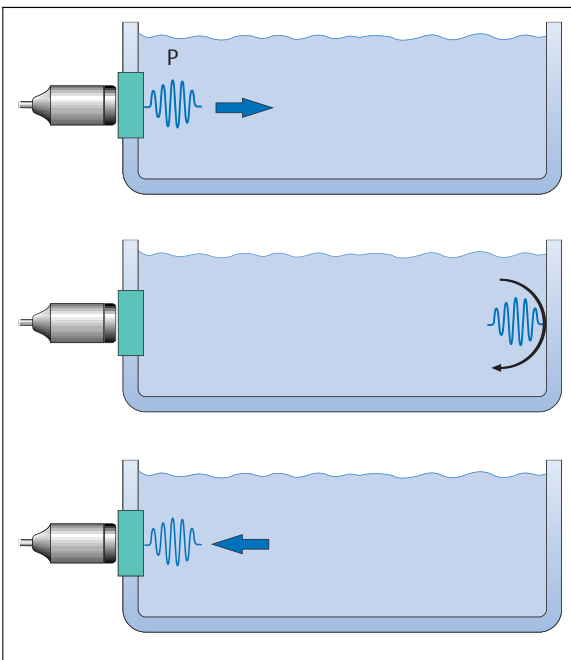


Abb. 1.3 Ultraschallpuls. Erst der „gepulste“ Betrieb des Schallkopfs erlaubt die Zuordnung der empfangenen Schallwellen zu einer Reflexion in einer bestimmten Tiefe, die durch die Laufzeit berechnet werden kann. Der Puls P, d. h. ein Wellenpaket, das durch kurzfristige Aktivierung des Schallkopfs erzeugt wird, kehrt nach einer Zeit T als Echo E zum Schallkopf zurück. Daraus errechnet sich bei bekannter Schallgeschwindigkeit c der Abstand des Reflektors (hier der rechten Wand des Flüssigkeitsbehälters) von $c \times T/2$ (Quelle: 36).



Abb. 1.4 Ultraschallpuls (2,24 MHz). Druck auf der y-Achse, Zeit auf der x-Achse (zwei Kästchen entsprechen 1 µs) (Quelle: 20).

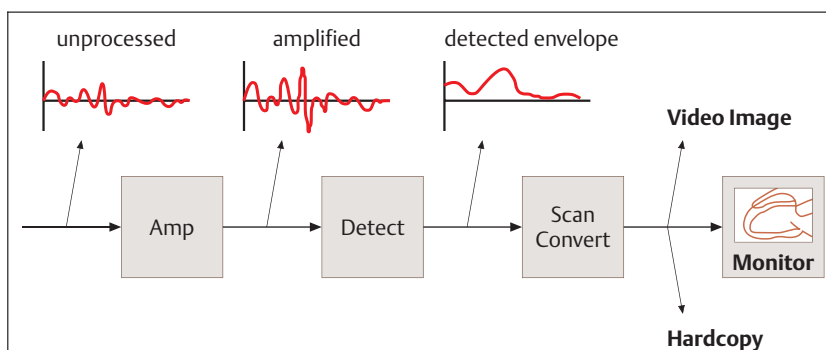


Abb. 1.5 Schema der Verarbeitung von echokardiografischen Bilddaten. Rohdaten („unprocessed“) werden verstärkt („amplified“), die Hüllkurve wird detektiert („detected envelope“), die Daten werden umformatiert („scan convert“) und erscheinen schließlich auf dem Monitor (Quelle: 20).

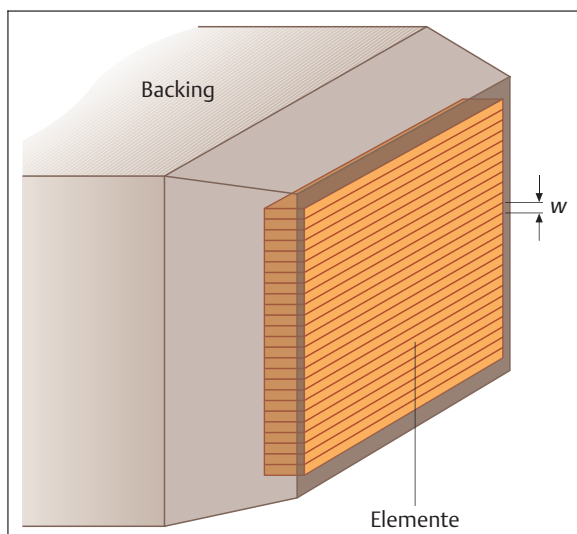


Abb. 1.6 Schematischer Aufbau eines Phased-Array-Schallkopfes. Die Einzelelemente der Breite w sind horizontal übereinander gestapelt (Quelle: 20).

Phased-Array-Prinzip. Bildgebende (transthorakale und transösophageale) Schallköpfe arbeiten heute überwiegend „elektronisch“ (Phased-Array-Prinzip). Dabei sind typischerweise 64–256 rechteckförmige Einzelkristalle parallel angeordnet (Abb. 1.6). Durch gestaffelte Aktivierung der Einzelkristalle kann aus vielen Einzelwellenfronten eine gerichtete Gesamtfrent erzeugt werden, d. h. durch geeignete Aktivierung kann der Schallstrahl innerhalb eines gewissen Fächers (meist $\leq 90^\circ$) gerichtet abgestrahlt und dementsprechend auch geschwenkt werden (Abb. 1.8). In jeder Position des Schallstrahls („scanline“) wird dabei ein Puls ausgesandt, und die wiederkehrenden Echos werden aufgezeichnet, bevor der Strahl in die nächste Position rückt.

Bildfrequenzen. Da die Bilderzeugung durch – elektronisches oder mechanisches – „Schwenken“ des Ultraschallstrahls in einem Kreissektor von etwa 90° eine gewisse Zeit braucht, sind konventionell Bildfrequenzen von 20–30 Hz realisiert worden. Moderne voll-elektronische Schallköpfe können diese Frequenz allerdings durch Parallelverarbeitung auf der Empfangsseite erheblich steigern, sodass für Sektorbreiten von $30\text{--}60^\circ$ Bildfrequenzen über 100/s realisiert werden können. Da das menschliche Auge diesen in Echtzeit nicht folgen kann, muss zur genauen Inspektion die Bildfolge „in Zeitlupe“, d. h. mit einer niedrigeren Frequenz – z. B. 30/s – abgespielt werden.

Andere Schallkopftechniken. Neben dieser Phased-Array-Technik existieren auch noch mechanische Schallköpfe, bei denen ein Einzelkristall mechanisch geschwenkt wird. Schließlich werden für den kontinuierlichen Doppler spezielle Schallköpfe mit sehr kleiner Aufsetzfläche („footprint“) verwendet, um möglichst auch enge interkostale und juguläre Schallfenster für den kontinuierlichen Doppler nutzen zu können. Diese Schallköpfe (die keine M-Mode- oder 2D-Registrie-

rung ermöglichen) besitzen nur zwei Elemente (piezoelektrische Kristalle), von denen eines ständig sendet und das andere ständig empfängt.

1.2.3 Darstellungsweisen

A-Mode. Die älteste, nicht mehr gebräuchliche Darstellungsweise echokardiografischer Information ist das A-Mode (von Amplitude; Abb. 1.7a). Hierbei wurde ein „eindimensionaler“ Schallstrahl ausgesandt, und die reflektierten Signale wurden auf einer vertikalen Achse entsprechend ihrer jeweiligen Laufzeit aufgetragen. Es entstehen so verschieden helle Punkte auf der vertikalen Achse, die sich synchron der Herzaktion bewegen und reflektierenden Grenzflächen in verschiedenen Tiefen entsprechen (z. B. von proximal nach distal Perikard, freie Wand des rechten Ventrikels/Kavum des rechten Ventrikels, Kavum des rechten Ventrikels/Ventrikelseptum, Ventrikelseptum/Kavum des linken Ventrikels usw.). Die Amplitude der Reflexionen kann horizontal gegen den Abstand des Reflektors vom Schallkopf auf der vertikalen Achse aufgetragen werden. Die frühesten Aufzeichnungen mit einem Ultraschallgerät zur „zerstörungsfreien Materialprüfung“ (d. h. zur Überprüfung von Schweißnähten an Stahlröhren) waren A-Mode-Aufzeichnungen.

M-Mode. Eng verwandt mit dem A-Mode ist das noch gebräuchliche M-Mode (von Motion; Abb. 1.7b). Dieses ist im Prinzip ein Ausschrieb eines A-Modes, wobei die x-Achse jetzt die Zeit ist – an der EKG-Registrierung erkennbar – und die Amplitude des jeweiligen Reflektors durch Helligkeit oder Schwärze des betreffenden Punktes wiedergegeben wird. Das M-Mode hat ein hohes zeitliches Auflösungsvermögen (ca. 1 ms, entsprechend einer Pulsrepetitionsfrequenz von ca. 1 kHz), da nur ein einziger Schallstrahl („scanline“) aktiv ist und nur gewartet werden muss, bis die Laufzeit der Schallwellen zum fernsten Punkt der eingestellten Eindringtiefe und zurück abgelaufen ist. Das räumliche axiale Auflösungsvermögen des M-Mode ist im Prinzip mit dem des 2D-Verfahrens identisch. Moderne Echogeräte erlauben es neuerdings, nachträglich aus digitalen 2D-Datensätzen M-Mode-Registrierungen in beliebiger Ausrichtung, also auch z. B. senkrecht zur Schallrichtung, zu generieren. Diese haben dann allerdings nur die zeitliche Auflösung der zugrunde liegenden 2D-Registrierung.

2D-Verfahren. Das 2D-Verfahren (auch B-Scan oder Schnittbildverfahren) kann als simultane Darstellung vieler einzelner M-Modes („scanlines“) aufgefasst werden, die in sehr kurzer Zeit nacheinander durch elektronische oder mechanische Schwenkung erzeugt werden und im Nachhinein zu einem 2D-Sektor von $60\text{--}90^\circ$ Breite zusammengesetzt werden (Abb. 1.8). Hierzu ist eine Reihe von Bildverarbeitungsschritten notwendig, deren wichtigster als „scan conversion“ bezeichnet wird. Hierbei werden die digitalen Bilddaten aus den einzelnen Scanlinien in den typischen $60\text{--}90^\circ$ -Bildsektor auf dem Monitorbild übertragen, wobei im Bereich zwischen den Originaldatenpunkten

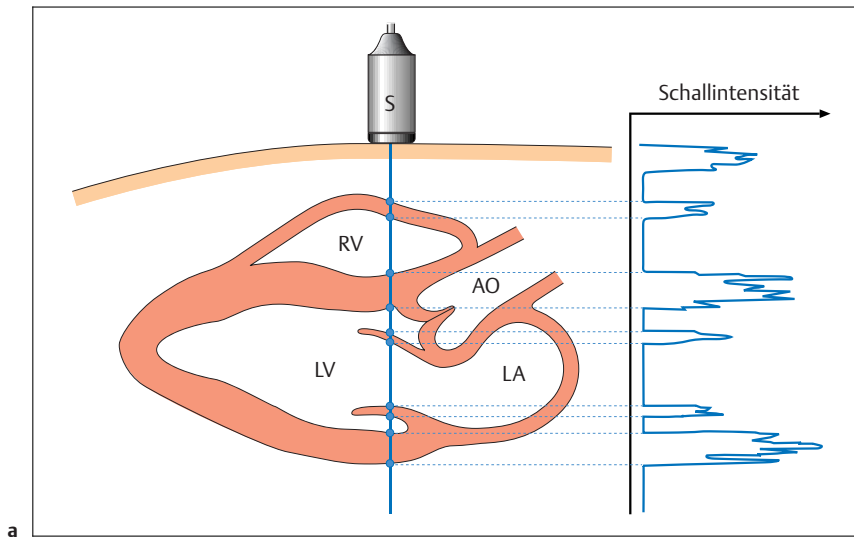
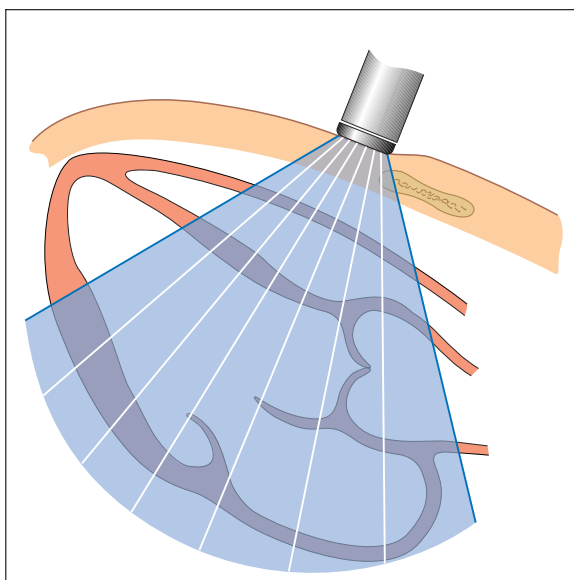
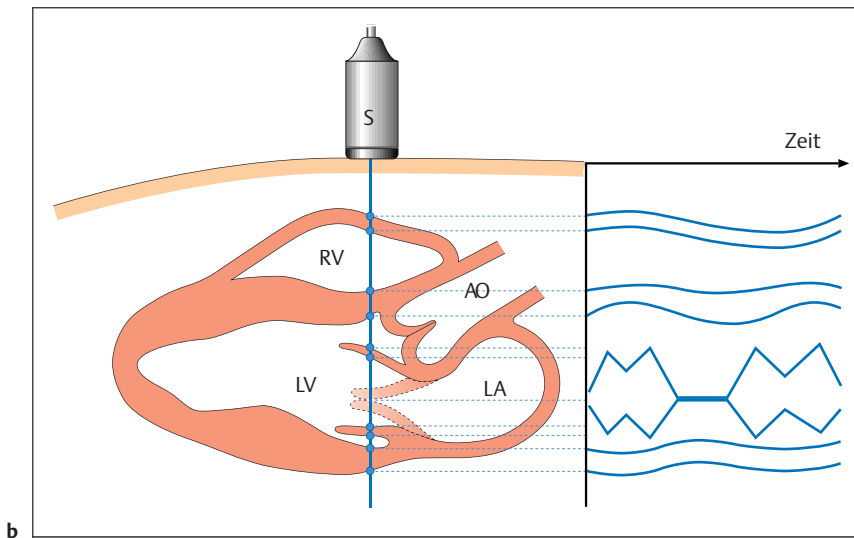


Abb. 1.7 A- und M-Mode.

- a** Trägt man die Intensität der Reflektoren in Abhängigkeit von der Tiefe (d. h. der Laufzeit) auf, erhält man ein sog. A-Mode (A für Amplitude).
- b** Charakterisiert man die Intensität statt auf der x-Achse durch die Helligkeit oder Schwärze der Bildpunkte und registriert auf der x-Achse über die Zeit, so entsteht ein M-Mode.



zur Verbesserung des Bildes interpoliert wird und andere Nachverarbeitungsschritte vorgenommen werden können.

Streuungseffekte. Bei der Interpretation von Ultraschallbildern muss bedacht werden, dass zwar Strukturen, die – verglichen mit dem axialen Auflösungsvermögen der Methode (Pulslänge) – groß sind und starke Reflexionen erzeugen, d. h. erhebliche akustische Impedanzsprünge darstellen (z. B. die Grenzflächen zwischen Blut und Gewebe), akkurat räumlich wiedergegeben werden. Bei – verglichen mit dem Auflösungsvermögen – deutlich kleineren Strukturen (< 1 mm), z. B. aus dem Myokard, beeinflussen jedoch Streuungseffekte das Bild. Wie oben beschrieben, streuen solche

Abb. 1.8 Prinzip der 2D-Echokardiografie. Durch schnelle Erzeugung und Schwenkung von Ultraschallstrahlen (scanlines) wird ein Schnittbild des Herzes innerhalb eines kegelförmigen Bildsektors erzeugt (Quelle: Feigenbaum H. Echocardiography. Williams&Wilkins, 5. Aufl. 1994).

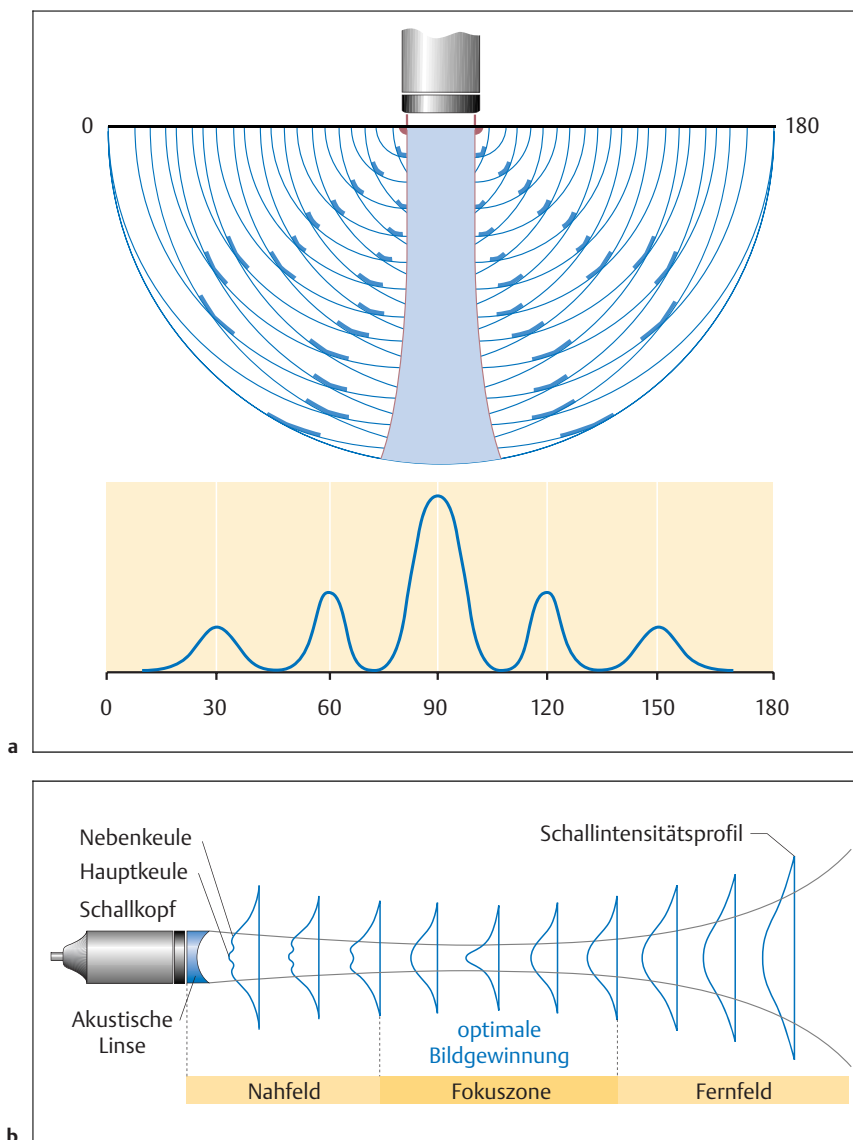


Abb. 1.9 Schallfeld und Fokus.

- a** Durch Schallwellen, die an den Rändern des Schallkopfs entstehen, kommt es zu (destruktiven und konstruktiven) Interferenzen im Schallfeld. Die Folge ist die Entstehung von Bereichen hoher Schallenergie nicht nur um den Zentralbereich (die zentrale „Schallkeule“), sondern auch von konzentrischen Schalen um ihn herum, sog. Nebenkeulen. Unten ist die Schallintensität in einem bestimmten Abstand vom Schallkopf in Abhängigkeit vom Winkel zur Schallkopfoberfläche angegeben (Quelle: 36).
- b** Fokus. Schema des Schallfelds eines Schallkopfs. Im Nahfeld sind die Nebenkeulen im Intensitätsprofil erkennbar. Die optimale Bildgewinnung wird in der Fokuszone erreicht (Quelle: Feigenbaum H. Echocardiography. Williams&Wilkins, 5. Aufl. 1994).

kleinen Strukturen Ultraschall in alle Richtungen. Hierdurch entstehen konstruktive und destruktive Interferenzmuster, d.h. helle und dunkle Tüpfelungen („speckles“); ihre Gesamtheit wird als Textur bezeichnet (26). Diese sind demnach kein getreues Abbild des Substrates. Der Schluss von der Textur des Ultraschallbildes auf die zugrunde liegenden Gewebeeigenschaften ist daher sehr problematisch.

1.2.4 Schallfeld

Nah- und Fernfeld. Die Ultraschallwellenfront, die vom Schallkopf erzeugt wird, die sog. (Haupt-)Schallkeule, wird durch Fokussierung im sog. Fokusbereich und am effektivsten am Fokuspunkt sowohl in ihrer Breite als auch in ihrer Elevation begrenzt (Abb.1.9). Als Elevation wird dabei die Breite des Strahls senkrecht zur Ausbreitungsrichtung und senkrecht zur Ebene des Schallsektors bezeichnet. Die Fokussierung wird sowohl durch eine fest vor dem piezoelektrischen Kristall

installierte akustische Linse als auch durch „dynamische“ elektronische Konzentrierung sowohl der gesendeten als auch der empfangenen Wellenenergie („dynamic transmit and receive focussing“) erzielt. Im Fokusbereich beträgt die Elevation der Schallkeule mehrere Millimeter. Der Fokusbereich gehört zum sog. Nahfeld (oder Fresnel-Zone), in dem der Schall relativ gut fokussiert und daher diagnostisch gut nutzbar ist. Hinter dem Fokusbereich, im Fernfeld (oder Fraunhofer-Zone), divergiert die Schallkeule stark sowohl in die Breite als auch in ihrer Elevation, sodass die räumliche Zuordnung von Reflektoren zunehmend unsicher wird. Im Bereich zwischen Schallkopf und Fokus kommt es durch Reverberationen und andere Störungen zum „Nahfeldartefakt“; die Bildqualität ist hier i.d.R. stark eingeschränkt. Die Länge des diagnostisch wertvollen Nahfeldes L steigt mit der Größe des Schallkopfs und der Grundfrequenz:

$$L = r^2/\lambda$$

wobei r der Radius der Schallkopfoberfläche und λ die Wellenlänge ist. Dies bedeutet, dass kleine Schallköpfe nur relativ kurze Nahfelder besitzen.

Haupt- und Nebenkeulen. Durch – ungewollte, aber unvermeidliche – Wellenausbreitung von den Rändern des Schallkopfs aus kommt es zu „Nebenkeulen“ (Abb. 1.10), die zur Registrierung von Pseudostrukturen führen können. Das Verhältnis der Schallenergie in Haupt- und Nebenkeulen bestimmt in großem Maß die Bildqualität. Mit zunehmender Größe des Schallkopfs wird der Effekt der Nebenkeulen stärker (Abb. 1.11).

1.2.5 Räumliche und zeitliche Auflösung

Das räumliche Auflösungsvermögen des 2D-Bildes (Abb. 1.12) muss in zwei getrennten Komponenten betrachtet werden: dem axialen (in Richtung des Schallstrahls) und dem lateralen Auflösungsvermögen (quer dazu).

Axiale Auflösung. Das axiale Auflösungsvermögen des 2D-Bildes entspricht dem des M-Mode und wird physikalisch begrenzt durch die Länge des ausgesandten Wellenpaketes (Pulses). Diese wiederum setzt sich zusammen aus der Zahl der Ultraschallschwingungszyklen, typischerweise heute etwas weniger als 5, und der Wellenlänge des Zyklus, die umgekehrt proportional der Grundfrequenz ist. Daher steigt die axiale Auflösung mit zunehmender Frequenz. Ein typisches Wellenpaket bei 2,5-MHz-Grundfrequenz des Schallkopfs und 4 Zyklen Länge hat also eine Länge von $4 \times 1540 \text{ m/s} / 2,5 \text{ MHz} = 2,5 \text{ mm}$. Dies ist der – theoretisch – geringste Abstand, der bei dieser Wellen- und Pulslänge axial diskriminiert werden kann. Bei 5 MHz wäre die minimale Punkt-zu-Punkt-Diskrimination eines Wellenpaketes von 4 Zyklen 1,25 mm.

Laterale Auflösung. Beim 2D-Verfahren tritt die laterale Auflösung als Element der Bildqualität hinzu. Diese hängt von der Scanliniendichte, der Fokussierung und anderen Faktoren ab und ist stets geringer als die axiale Auflösung.

1.2.6 Harmonische Bildgebung

(s. a. Kap. 6)

Dazu wird auf Kap. 7 dieses Buches verwiesen. Kurz gefasst handelt es sich um die Ausnutzung der ersten Oberschwingung („harmonics“) des ausgesandten Ultraschalls, die während der Gewebspassage entsteht. Durch entsprechendes Filtern und Kombinieren mit dem reflektierten Ultraschall auf der Grundfrequenz lassen sich erheblich rauschärmere Bilder – auch im Nahbereich – als im klassischen „fundamentalen“ Betriebsmodus erzielen. Die axiale Auflösung ist – abhängig von der benutzten, meist etwas größeren Wel-



Abb. 1.10 Schlierenphotografie eines Schallfeldes in Wasser. Diese Methode macht Regionen hohen Schalldrucks direkt sichtbar. Der Schallkopf befindet sich links. Die Ausbildung zweier lateraler Nebenkeulen ist deutlich sichtbar (Quelle: 11).

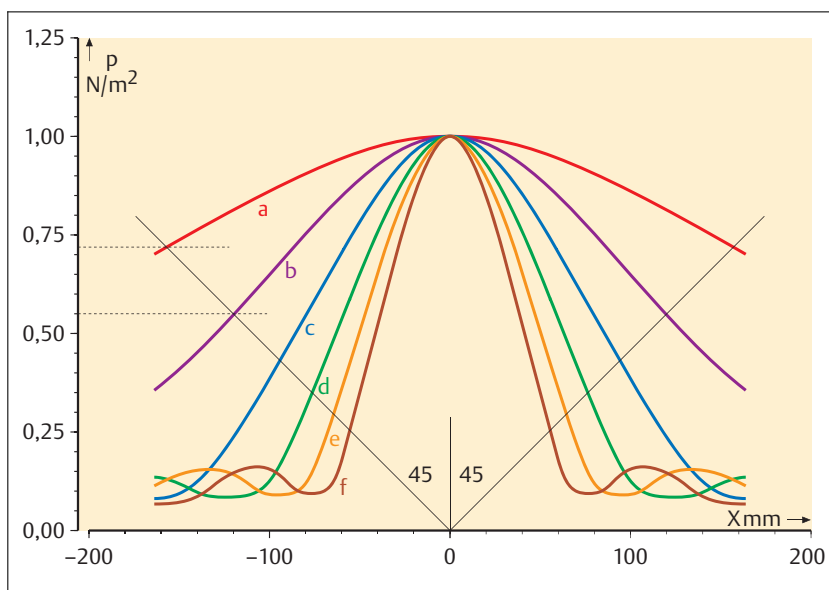


Abb. 1.11 Computersimulation zweidimensionaler Schallfelder von verschieden großen Phased-Array-Schallköpfen (bzw. verschieden großen Schall generierenden Aufsatzflächen). Auf der y-Achse ist die Schallenergie in einer festen Distanz zur Schallkopfoberfläche angegeben, auf der x-Achse der laterale Abstand vom Zentrum des Schallkopfes. Man erkennt, dass mit von a (Punktquelle) nach f größer werdendem Schallkopf die Schallenergie stärker fokussiert ist, aber auch deutlichere Nebenkeulen entstehen (Quelle: 20).

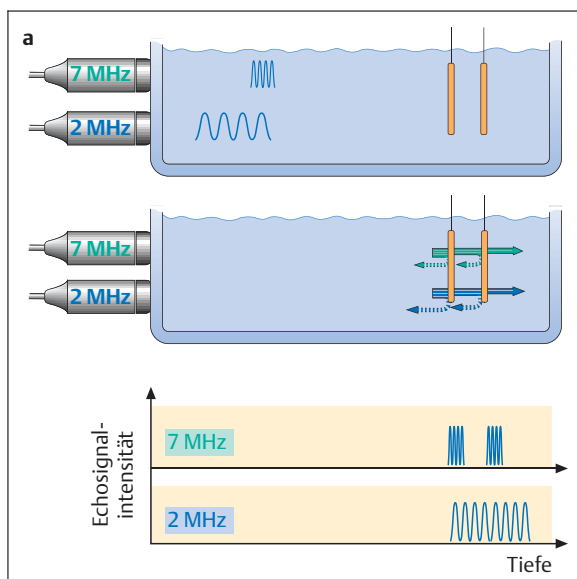
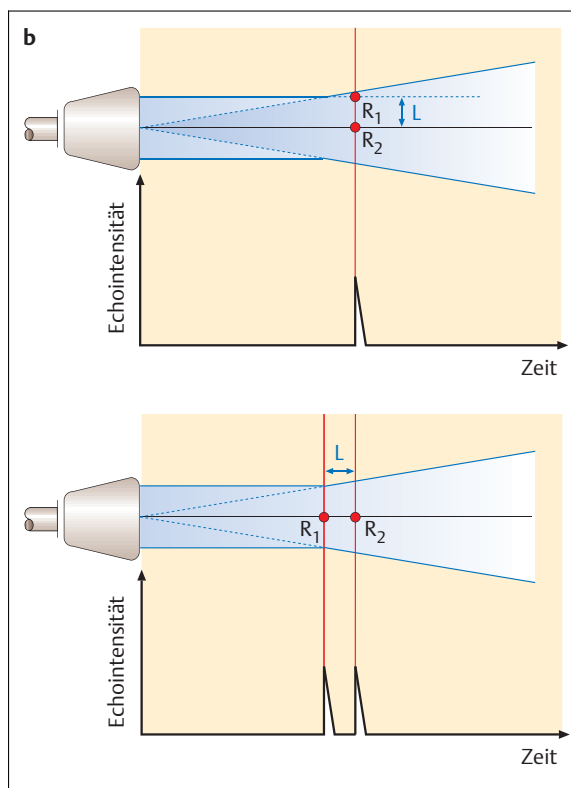


Abb. 1.12 Axiale und laterale Auflösung (Quelle: 36).

- a** Axiale Auflösung. Zwei hintereinander positionierte Reflektoren (R_1 , R_2) werden im Wasserbad einmal mit einem 7-MHz- und einmal mit einem 2-MHz-Schallkopf angelotet. Beide erzeugen jeweils einen Puls von 4 Zyklen; durch die höhere Frequenz ist die Pulslänge des 7-MHz-Schallkopfs aber kleiner (um den Faktor 2) als die des 2-MHz-Schallkopfs. Der Abstand der Reflektoren ist zu klein, um vom 2-MHz-Schallkopf noch aufgelöst zu werden. Daher erscheinen die beiden Reflektoren für diesen Schallkopf als einheitliches Echo, während der hochfrequente Schallkopf sie diskriminieren kann.
- b** Laterale Auflösung. Der minimale diskriminierbare seitliche Abstand von Reflektoren hängt von der Breite des Schallstrahls ab und ist höher als der minimale diskriminierbare axiale Abstand. Die zwei Reflektoren R_1 und R_2 im oberen Bild werden als einheitlicher Reflektor vom Schallkopf wahrgenommen, obwohl ihr Abstand derselbe ist wie im unteren Bild, wo sie durch die axiale Anordnung diskriminiert werden können.



lenpaketlänge – etwas geringer, wodurch die Bilder etwas körniger erscheinen. Zarte Strukturen wie Klap-pensegel können demgemäß etwas dicker als gewohnt erscheinen. Die Obertöne oder harmonischen Frequenzen werden jedoch weniger durch Nahfeldartefakte und Nebenkeulen gestört, sodass der Nettoeffekt dieses Modus der eines „saubereren“ Bildes ist, das insbesondere zur Beurteilung der Endokardkonturen vorteilhaft eingesetzt wird. Inzwischen benutzen alle modernen Echogeräte harmonische Frequenzen – allerdings in firmeneigenen unterschiedlicher Weise – bei der Bilderzeugung.

1.2.7 Kompression („dynamic range“)

Die von den piezoelektrischen Kristallen des Schallkopfes erzeugten elektrischen Rohsignale besitzen ein Amplitudenspektrum sehr großer Bandbreite, d. h. ein sehr hohes Verhältnis von höchster zu geringster Signalintensität. Diese Breite wird auf etwa 120 dB geschätzt, d. h. die kleinsten verwertbaren Amplituden

verhalten sich zu den größten wie 06. Bei der optischen Wiedergabe, etwa im 2D-Schnittbild, ist jedoch nur eine begrenzte Zahl von Graustufen verfügbar, i. d. R. 256 (8 Bit „Tiefe“). Daher wird die Bandbreite („dynamic range“) durch logarithmische Kompression auf eine Output-Bandbreite von etwa 50 dB ($\frac{1}{2}56$) komprimiert (Abb. 1.13). Dabei ist die Charakteristik dieser Kompression teilweise einstellbar, z. B. ab wo „Sättigung“ herrscht, welche lineare Beziehung von Rohsignal und Bildwiedergabe im mittleren Amplitudenbereich herrscht u. a. Die Gefälligkeit des Bildes steigt dabei meist mit steigender Kompression, d. h. die „schönsten“ Bilder sind am stärksten komprimiert. Niedrigere Kompression führt zum Eindruck der „Körnigkeit“ des Bildes. Dazu muss noch bedacht werden, dass auch die 256 Graustufen des digitalen Monitorbildes vom menschlichen Auge nicht differenziert werden können, sondern nur etwa 30 Graustufen von Hellweiß nach Tiefschwarz (etwa 30 dB).