
H. Lutz

Ultraschallfibel Innere Medizin



Harald Lutz

Ultraschallfibel

Innere Medizin

3. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage

Unter Mitarbeit von
Bernd Frenzel-Beyme · Josef Deuerling · Klaus Dirks

Mit 511 Abbildungen in 938 Teilabbildungen 226 in Farbe und 49 Tabellen

 Springer

Professor Dr. med HARALD LUTZ
Neckarstraße 10
95445 Bayreuth

unter Mitarbeit von

Dr. med. BERND FRENZEL-BEYME
Genterstraße 74 Wedding, 13353 Berlin

Dr. med. JOSEF DEUERLING
Heinersgrund 14, 95463 Bindlach

Dr. med. KLAUS DIRKS
Kastanienweg 2, 95445 Bayreuth

ISBN 978-3-540-29320-0 Springer Berlin Heidelberg New York

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <<http://dnb.d-nb.de>> abrufbar.

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funksendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland vom 9. September 1965 in der jeweils geltenden Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtsgesetzes.

Springer ist ein Unternehmen von Springer Science+Business Media
springer.de

© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2007

Printed in Germany

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Produkthaftung: Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag keine Gewähr übernommen werden. Derartige Angaben müssen vom jeweiligen Anwender im Einzelfall anhand anderer Literaturstellen auf ihre Richtigkeit überprüft werden.

Editor: Dr. Ute Heilmann

Desk Editor: Wilma McHugh

Herstellung: Verlagsservice Teichmann, 69256 Mauer

Umschlaggestaltung: deblik, Berlin

Gedruckt auf säurefreiem Papier – 21/3151/xq – 5 4 3 2 1 0

Vorwort zur 3. Auflage

Eine 3. Auflage der Ultraschallfibel nach mehr als 20 Jahren, das bedeutet zunächst ein neues und ein umfangreicheres Buch. Der Inhalt orientiert sich in der 3. Auflage weiterhin an der noch heute geübten Praxis der Ultraschalldiagnostik auf dem Gebiete der Inneren Organe, auch wenn die Fachgebiete heute anders definiert sind. Aus diesem Grunde sind etwa die Kapitel "abführende Harnwege" enthalten, soweit sie die transabdominelle Diagnostik betreffen, ohne damit in das Gebiet der urologischen Ultraschalldiagnostik eindringen zu wollen. Umgekehrt sind Echokardiographie, angiologischer Ultraschall und Ultraschall bei rheumatischen Erkrankungen nicht aufgenommen, da sich diese speziellen Fachrichtungen nicht zuletzt aufgrund der teilweise unterschiedlichen Geräte- und Untersuchungstechniken von Anfang an zu selbstständigen Gebieten der Ultraschalldiagnostik entwickelt haben. Schließlich ist auch das Gebiet der Endosonographie so umfangreich und speziell geworden, dass es einer eigenen Bearbeitung bedarf.

Die Fortschritte in der Technik der Geräte und die Zunahme der Erfahrung der Anwender sind in diesen Jahren enorm gewesen. Es handelt sich ja nicht nur um eine kontinuierliche Weiterentwicklung der Gerätequalität, sondern um mindestens zwei Entwicklungen, die die Möglichkeiten der Ultraschalldiagnostik sprunghaft erweitert haben, nämlich die Integration der Dopplertechnik in das bildgebende Ultraschallverfahren als Duplex- und Triplextechnik sowie die Entwicklung spezifischer Kontrastmittel. Die Einführung dieser Kontrastmittel ist allerdings noch keinesfalls abgeschlossen, und damit ist ihre Anwendung auch noch nicht generell standardisiert. Vielmehr sind hier noch wesentliche Fortschritte zu erwarten, auch wenn die breite Anwendung aus nichtmedizinischen Gründen durchaus schwierig ist.

Dennoch sind die Prinzipien der Ultraschalldiagnostik schon vor vielen Jahren erarbeitet worden und viele Erkenntnisse aus der Zeit der 1. und 2. Auflage der Fibel sind auch heute gültig. Insofern wurde auch der Stil der ursprünglichen Ausgaben beibehalten. Allerdings kann eine Einführung in die Technik nur noch in Stichworten, um nicht zu sagen in Andeutungen erfolgen, da diese sehr komplex geworden ist und teilweise auch in firmenspezifischen Verfahren entwickelt wurde. Sie beruht auch mehr und mehr auf einer ausgefeilten Software-Technik. Andererseits ist aber die Kenntnis der Grundlagen der Methoden für das Verständnis der Möglichkeiten und der Grenzen zwingend.

Die speziellen Kapitel sind einheitlich gegliedert, auch wenn dadurch Wiederholungen vorkommen können. In jedem Organkapitel werden zunächst Untersuchungstechnik und Normalbefunde dargestellt, letztere mit Bezug zu den anatomischen Gegebenheiten, die ja die Basis der Erkennung pathologischer Veränderungen bilden. Aus diesem Grunde wurden der Beschreibung der Ultraschallbefunde bei den verschiedenen Erkrankungen auch Stichworte zu den zugrunde liegenden pathologisch-anatomischen Veränderungen vorangestellt. Dabei werden die Ultraschallbefunde entsprechend den verschiedenen Erkrankungen dargestellt, und anschließend die differenzialdiagnostischen Probleme, der Stellenwert der Methode und die geeigneten weiterführenden Methoden erörtert. Eine positive Einstellung zu den oft nicht ausgenützten Möglichkeiten des Ultraschalls und eine kritische Einstellung zu den derzeitigen Gepflogenheiten, möglichst alle Methoden zugleich einzusetzen, ist dabei keinesfalls unbeabsichtigt. Schließlich liegt der besondere Wert des Ultraschalls darin, dass er von dem behandelnden Arzt in seinem Gebiet selbst eingesetzt werden kann und keiner besonderen Schutzmaßnahmen oder keines besonderen Aufwandes bedarf, als den einer guten Ausbildung.

Dazu etwas beizutragen ist ein Anliegen dieser Fibel.

Allen, die bei der Erstellung des Buches mit Rat und Tat geholfen haben, auch an dieser Stelle herzlichen Dank. Für die Beratung danken wir besonders Herrn R. Sodner. Für die Überlassung von Bildern danken wir Frau Deike Strobel (9.40, 9.43, 9.56a,b und 18.6a) und den Kollegen G. G. Cerri (10.47c), L. J. Fernandez (10.46), H. A. Gharbi (16.11), G. von Klinggräff (21.2b und 21.3), D. Nürnberg (17.8), W. Schwerk (17.6) und M. Stolte (6.3, 6.9b, 6.11b, 6.21d, 11.9b, 11.23b, 11,25c, 11.31b und 11.39b).

Bayreuth

HARALD LUTZ

Inhaltsverzeichnis

Einführung – Allgemeiner Teil

1	Physikalische Grundlagen	1
1.1	Definition	1
1.2	Eigenschaften des (Ultra-) Schalls	1
1.3	Piezoelektrischer Effekt, Wandler	3
1.4	Energie, Leistung, Intensität	3
1.5	Schallfeld	3
1.6	Ultraschall in biologischem Gewebe	4
1.7	Echo	7
2	Gerätetechnik	9
2.1	Definitionen	9
2.2	B-Bild	10
2.3	Dopplertechniken	18
2.4	Kontrastmittel	24
2.5	Artefakte	26
3	Untersuchungstechnik (allgemeine Regeln, Tipps)	33
3.1	Anwendungsbereich	33
3.2	Geräte	33
3.3	Geräteeinstellung	34
3.4	Kopplungsmittel	34
3.5	Vorbereitung	35
3.6	Lagerung des Patienten	36
3.7	Generelle Empfehlungen zur Durchführung der Untersuchung	36
3.8	Dokumentation	37
4	Die Interpretation des Ultraschallbildes	39
4.1	Gewebecharakterisierung	40
4.2	Ultraschallbefunde bei typischen pathologisch-anatomischen Veränderungen	40
5	Interventioneller Ultraschall	47
5.1	Ultraschallgezielte Feinnadelpunktion	47

Spezielle Diagnostik

6 Hals	51
6.1 Untersuchungstechnik	51
6.2 Normalbefund	53
6.3 Pathologische Befunde	56
6.4 Differenzialdiagnostik	81
6.5 Diagnostischer Stellenwert	86
6.6 Weiterführende Maßnahmen	86
7 Thorax	89
7.1 Untersuchungstechnik	90
7.2 Normalbefund	91
7.3 Pathologische Befunde	94
7.4 Differenzialdiagnostik	109
7.5 Diagnostischer Stellenwert	112
7.6 Weiterführende Maßnahmen	113
8 Bauchwand, Bauchhöhle und Retroperitoneum	115
8.1 Untersuchungstechnik	115
8.2 Normalbefund	116
8.3 Pathologische Befunde	120
8.4 Differenzialdiagnostik	135
8.5 Diagnostischer Stellenwert	140
8.6 Alternative und ergänzende Methoden	141
9 Leber	143
9.1 Untersuchungstechnik	143
9.2 Normalbefund	147
9.3 Pathologische Befunde	151
9.4 Differenzialdiagnostik	201
9.5 Stellenwert	211
9.6 Alternative und weiterführende Maßnahmen	214
10 Gallenblase und Gallenwege	217
10.1 Untersuchungstechnik	217
10.2 Normalbefund	219
10.3 Pathologische Befunde	222
10.4 Differenzialdiagnostik	249
10.5 Diagnostischer Stellenwert	251
10.6 Ergänzende Methoden	218

11 Pankreas	253
11.1 Untersuchungstechnik	253
11.2 Normalbefund	255
11.3 Pathologische Befunde	256
11.4 Differenzialdiagnostik	276
11.5 Stellenwert	280
11.6 Ergänzende Methoden	282
12 Milz	285
12.1 Untersuchungstechnik	285
12.2 Normalbefund	287
12.3 Pathologische Befunde	288
12.4 Differenzialdiagnostik	300
12.5 Stellenwert	304
12.6 Ergänzende Maßnahmen	304
13 Magen einschließlich terminaler Ösophagus und Bulbus duodeni	305
13.1 Untersuchungstechnik	305
13.2 Normalbefund	306
13.3 Pathologische Befunde	307
13.4 Differenzialdiagnostik	322
13.5 Stellenwert und weiterführende Methoden	324
14 Darmtrakt	325
14.1 Untersuchungstechnik	325
14.2 Normalbefund	326
14.3 Pathologische Befunde	330
14.4 Differenzialdiagnostik	352
14.5 Stellenwert und ergänzende Maßnahmen	356
15 Große Gefäße	359
15.1 Untersuchungstechnik	359
15.2 Normalbefund	360
15.3 Pathologische Befunde	366
15.4 Differenzialdiagnostik, Pitfalls	378
15.5 Stellenwert, alternative und weiterführende Maßnahmen	379
16 Nieren	381
16.1 Untersuchungstechnik	381
16.2 Normalbefund	383
16.3 Pathologische Befunde	387
16.4 Differenzialdiagnostik	414
16.5 Stellenwert und weiterführende Methoden	418

17 Nebenniere	421
17.1 Untersuchungstechnik	421
17.2 Normalbefund	422
17.3 Pathologische Befunde	422
17.4 Differenzialdiagnostik	426
17.5 Diagnostischer Stellenwert	427
17.6 Alternative und ergänzende Methoden	427
18 Ureter	429
18.1 Untersuchungstechnik	429
18.2 Normalbefund	430
18.3 Pathologische Befunde	431
18.4 Differenzialdiagnostik	432
18.5 Stellenwert und weiterführende Methoden	432
19 Harnblase	435
19.1 Untersuchungstechnik	435
19.2 Normalbefund	436
19.3 Pathologische Befunde	438
19.4 Differenzialdiagnostik, Verwechslungsmöglichkeiten	441
19.5 Stellenwert	444
19.6 Ergänzende Methoden	444
20 Prostata	445
20.1 Untersuchungstechnik	445
20.2 Normalbefund	446
20.3 Pathologische Befunde	446
20.4 Differenzialdiagnostik	449
20.5 Stellenwert	449
20.6 Alternative und ergänzende Methoden	449
21 Hoden und Nebenhoden	451
21.1 Untersuchungstechnik	451
21.2 Normalbefund	451
21.3 Pathologische Befunde	452
21.4 Differenzialdiagnostik	455
21.5 Stellenwert	456
Anhang	457
Glossar	461
Literaturempfehlungen	465
Sachverzeichnis	469

INHALT

- 1.1 Definition 1
- 1.2 Eigenschaften des (Ultra-) Schalls 1
- 1.3 Piezoelektrischer Effekt, Wandler 3
- 1.4 Energie, Leistung, Intensität 3
- 1.5 Schallfeld 3
- 1.6 Ultraschall in biologischem Gewebe 4
 - 1.6.1 Biologische Effekte, Sicherheit 4
 - 1.7 Echo 7

1.1

Definition

Ultraschall ist die Bezeichnung für Schall oberhalb 20.000 Hertz (Hz), also oberhalb des menschlichen Hörvermögens. Frequenzen ab 1 Gigahertz (GHz) werden als Hyperschall, Frequenzen unterhalb 1600 Hz als *Infraschall* bezeichnet.

In der medizinischen Ultraschall Diagnostik werden Frequenzen von etwa 1–30 Megahertz (MHz) angewandt. Der Grund hierfür ist ein Kompromiss zwischen Eindringtiefe und Bildqualität: Ultraschallwellen steigender Frequenz erhöhen das Auflösungsvermögen. Umgekehrt vermindert sich die Eindringtiefe in biologischem Gewebe. Diese Diskrepanz führt zu den verschiedenen (Frequenz-)spezifikationen der Transducer.

1.2

Eigenschaften des (Ultra-) Schalls

(Ultra-) Schall ist eine Form kinetischer Energie: Ein von einer Schallwelle angeregtes Teilchen schwingt

um seine Ruhelage und gibt diese Bewegungsenergie seinerseits an benachbarte Teilchen weiter. Auf diese Weise breiten sich die Schallwellen an Materie gebunden aus, nicht jedoch in leerem Raum. In Festkörpern geschieht dies in unterschiedlichen Wellenformen einschließlich Scherwellen mit unterschiedlichen Eigenschaften. In Gasen und Flüssigkeiten und auch im Gewebe bewegen sich die Teilchen in der gleichen Richtung, in der sich der Schall ausbreitet (Longitudinalwellen). Diese Eigenschaft ist für die medizinische Diagnostik wesentlich: es existiert im Gewebe nur eine Wellenform mit nur einer Geschwindigkeit.

Die Schallgeschwindigkeit ist in verschiedenen Medien unterschiedlich, abhängig von deren Dichte und Kompressibilität. Je kleiner beide Größen, desto höher ist die Geschwindigkeit. Die geringe Beeinflussung der Geschwindigkeit durch die Temperatur des Mediums und durch die Ultraschallfrequenz können hier vernachlässigt werden.

Allgemein bekannt sind die unterschiedlichen Geschwindigkeiten in Luft mit etwa 333 m/s und in Wasser von etwa 1490 m/s, ein Wert der näherungsweise auch für biologisches Gewebe gilt. Die folgende einfache Formel zeigt den Zusammenhang zwischen Schallgeschwindigkeit (c), Schallfrequenz (f) und Wellenlänge (λ).

$$\lambda = c/f.$$

Die durch die Schallwellen zur Schwingung angeregten Teilchen werden wechselnd komprimiert (*Druckphase*) und dilatiert (*Unterdruckphase*). In Relation zum statischen Druck der ruhenden Teilchen kommt es also während der Schwingung zu einer Phase vermehrten und einer Phase verminderten Druckes. Dieser wechselnde Druck wird als

Schalldruck bezeichnet. Die maximale Auslenkung der Teilchen wird als *Schwingungsamplitude*, ihre maximale Geschwindigkeit dabei als *Schallschnelle* bezeichnet. Diese Vorgänge können bei harmonischen Wellen als Sinuskurve dargestellt werden. Dabei entspricht die Länge der Sinuskurve der Wellenlänge und die Amplitude dem Ausmaß der Ablenkung des Teilchens aus der Ruhelage.

Eine weitere Wechselwirkung zwischen der kinetischen Energie der Schallwellen und dem Medium, in dem sie sich ausbreiten, ist die *Absorption*, d. h. die Umwandlung der mechanischen Energie in Wärme (Abb. 1.1 a,b).

Das Ausmaß der Absorption ist abhängig von der *Viskosität* des Mediums und seiner *Relaxationszeit*, die zusammen die so genannte Absorptionskonstante des jeweiligen Mediums ausmachen, und der Schallfrequenz: Lange Relaxationszeit und zunehmende Viskosität des Mediums sowie stei-

gende Frequenz des angewendeten Schalls steigern die Absorption.

Die erste medizinische Anwendung des Energieträgers Ultraschall war übrigens die Wärmetherapie vor allem tiefer gelegener Gewebe und Organe. Die Wärmeerzeugung spielt im Hinblick auf die Sicherheit auch heute eine (limitierende) Rolle in der Diagnostik (s. unten).

Die aus der Lichtoptik besser bekannten Phänomene der *Reflexion*, *Brechung* und *Beugung* ereignen sich auch bei der Ausbreitung von Schallwellen an akustischen Grenzflächen. Diese entstehen an der Grenze zwischen Medien mit unterschiedlichen akustischen Eigenschaften, d. h. unterschiedlicher akustischer Impedanz. Die *akustische Impedanz* (z) kann als Produkt aus Dichte (d) und Schallgeschwindigkeit (c) definiert werden:

$$z = d \times c.$$



Abb. 1.1. Der Arzt Robert Mayer entdeckte das universelle Gesetz von der Erhaltung der Energie. In der Ultraschalldiagnostik bedeutet dies die Umwandlung der kinetischen Energie des Ultraschalls in Wärme

1.3

Piezelektrischer Effekt, Wandler

Die Erzeugung und der Empfang von Ultraschall erfolgt entsprechend dem 1880 von den Geschwistern Curie entdeckten *piezelektrischen Effekt* mittels piezelektrischer Kristalle. Es handelt sich um natürliche Kristalle, z. B. Quarze, mit einem nicht-polaren Kristallgitter. Diese lassen sich als elektromechanische Wandler einsetzen: Entsprechend dem umgekehrten piezelektrischen Effekt führt ein unterschiedliches elektrisches Potenzial an den gegenüberliegenden Oberflächen des Kristalls zu einer mechanischen Verformung, d. h. die Dicke des Kristalls wird verändert. In einem Feld mit wechselndem Potenzial wird das Kristall zu einer rhythmischen Änderung der Dicke angeregt und gibt diese mechanische Energie an die Umgebung ab (Sendesituation). Umgekehrt führt die durch auftreffende Schallwellen erzeugte mechanische Verformung des Kristalls zu elektrischen Ladungen an der Oberfläche, also einem elektrischen Signal (Empfangssituation, direkter piezelektrischer Effekt).

Technisch werden heute künstliche Kristalle verwendet, meist in Form von dünnen Keramikplättchen (z. B. Bleizirkoniumtitanat), deren Oberfläche metallisch bedampft ist. Die Dicke des Plättchens bestimmt dabei die Frequenz: Sie wird entsprechend der halben Wellenlänge der gewünschten Frequenz im Kristall gewählt, damit nach einem Zyklus (einer ganzen Wellenlänge) die Welle wieder in der gleichen Phase am Ausgangspunkt und allen nachfolgenden Abschnitten eintrifft (Resonanz). Für höhere Frequenzen sind somit dünnere Plättchen (z. B. 0,2 mm für 10 MHz) notwendig als für niedrige Frequenzen (etwa 0,8 mm für 2,5 MHz).

Abbildung 1.2 zeigt den grundsätzlichen Aufbau eines einfachen Schallkopfes.

1.4

Energie, Leistung, Intensität

Mit dem Aussenden von (Ultra-) Schall gibt der Wandler Energie an seine Umgebung ab. Die Abgabe

von Energie (Joule) pro Zeiteinheit ist seine Leistung ausgedrückt in $\text{Joule/s} = \text{Watt}$.

Die Leistung bezogen auf die Fläche (z. B. der Wandleroberfläche) wird als Schallintensität bezeichnet, ausgedrückt in Watt/cm^2 .

1.5

Schallfeld

Das Ultraschallfeld ist die geometrische Beschreibung des vom Ultraschallstrahl erfassten Bereiches (Abb. 1.3). Man unterscheidet das *Nahfeld* (Interferenzfeld, Fresnel-Zone) zwischen der Schallquelle und dem Fokus und das interferenzfreie, divergierende *Fernfeld* (Fraunhofer-Zone) distal des Fokus. Die Form des Nahfeldes und der Divergenzwinkel des Fernfeldes werden von der Geometrie (Apertur) der Schallquelle und der Wellenlänge bestimmt: Eine kleine Apertur verkleinert und verkürzt das Nahfeld und vergrößert den Divergenzwinkel. Eine Erhöhung der Frequenz verlängert das Nahfeld und verschmälert den Divergenzwinkel (vgl. Abb. 1.3).

Die seitliche Begrenzung des Schallfeldes ist naturgemäß nicht scharf, sondern fällt allmählich ab. Häufig wird die -6 dB -Grenze zur Beschreibung gewählt.

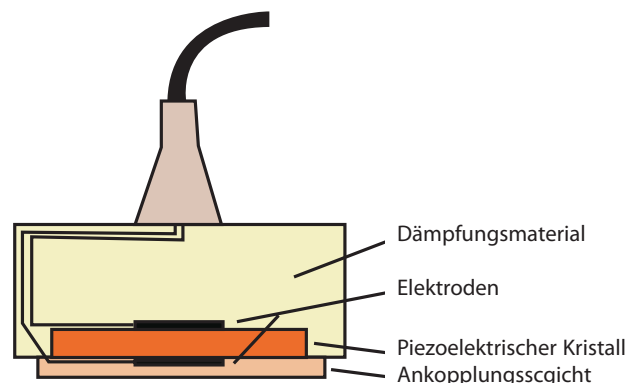


Abb. 1.2. Schema eines Ultraschallwandlers: Das piezelektrische Kristall wandelt die durch die Elektroden angelegte elektrische Spannung in Schwingungen, die als Ultraschallwellen ausgesandt werden

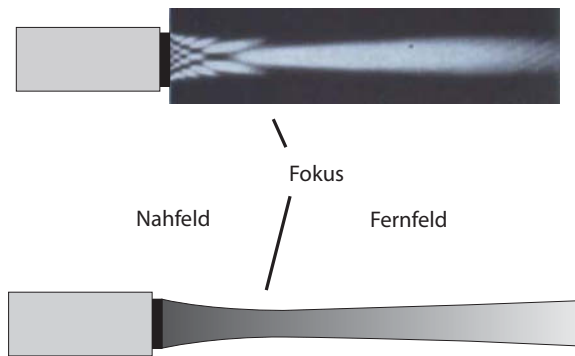


Abb. 1.3. Ultraschallfeld, Originalaufnahme in einer Nebelkammer (oben) und Zeichnung. Bemerkenswert sind das Nahfeld mit Interferenzen und der natürliche Fokus, der das Nahfeld gegen das Fernfeld abgrenzt

1.6

Ultraschall in biologischem Gewebe

Biologisches Gewebe verhält sich gegenüber den Schallwellen ähnlich wie eine Flüssigkeit. Die Schallwellen breiten sich also als Longitudinalwellen aus. Die Schallgeschwindigkeiten liegen zwischen 1470 (Fettgewebe) und 1570 m/s (Muskeln). Die Geräte sind daher auf einen Mittelwert von 1540 m/s ausgelegt. Im Knochen ist die Geschwindigkeit allerdings deutlich höher mit etwa 3600 m/s, was zu typischen Artefakten führen kann (vgl. Abb. 2.24).

Die akustischen Eigenschaften, d. h. die akustischen Impedanzen, der verschiedenen Gewebe sind mit Ausnahme von Knochen einander sehr ähnlich. Sie variieren etwa zwischen Fettgewebe und parenchymatösen Organen wie der Leber noch am ausgeprägtesten um etwa 7%, sonst im Mittel 1–3%. Dadurch ist der Reflexionsquotient an der Grenze verschiedener Organe sehr niedrig ($\ll 1\%$), d. h. nur ein kleiner Teil wird reflektiert, der größte Anteil des Schalls wird transmittiert und dringt so weiter in die Tiefe. Der Impedanzsprung ist allerdings an einer Weichteil-Knochen-Grenze deutlich höher ($>40\%$). Zusätzlich ist die Absorption im Knochen besonders hoch, sodass Knochengewebe im Allgemeinen eine Barriere für Ultraschall hoher Frequenzen darstellt. Grenzt ein Organ an Luft, so beträgt

der Impedanzsprung 99,9%, sodass eine Totalreflexion auftritt. (Aus diesem Grunde muss auch der Ultraschallwandler über ein Kopplungsmittel an die Haut angekoppelt werden, um Luftblasen zwischen Wandler und Haut zu vermeiden.)

Aus den gleichen Gründen spielt die *Brechung* bei Auftreffen des Ultraschalls auf eine Grenzfläche in einem Winkel $<90^\circ$ nur eine geringe Rolle, zumal der Schallstrahl ja auch nicht einer idealen geometrischen Linie entspricht (s. oben). Die Brechung trägt aber zur Schwächung des Ultraschallstrahls bei und kann auch Artefakte (s. unten) verursachen.

Nicht zuletzt können Streuung und Brechung z. B. an den Bauchdecken zu einer Verschlechterung der Bildqualität führen.

Bei der Ausbreitung in biologischem Gewebe wird der Ultraschall fortlaufend geschwächt, einerseits infolge Absorption, andererseits durch Reflexion, Streuung und Brechung. Die Schwächung des Ultraschalls durch Absorption beträgt etwa 0,5 db pro Zentimeter Eindringtiefe und pro 1 MHz. Für die Gesamtschwächung kann die Schichtdicke als Maß genommen werden, die die Ultraschallenergie beim Durchlaufen um 50% schwächt. (vgl. Abb. 3.2, 9.18). Bei einem Echoverfahren muss berücksichtigt werden, dass das sehr kleine Echo (Reflexionsfaktor $\ll 1\%$) den Weg umgekehrt zurücklegen muss! Dadurch und durch Streuung wird die Signalstärke der Echos beim Empfang sehr klein.

Das Gewebe wirkt infolge der frequenzabhängigen Absorption als so genannter Tiefpassfilter, d. h. die Frequenz des (breitbandigen) Ultraschallpulses verschiebt sich in Richtung tiefere Frequenzen.

1.6.1

Biologische Effekte, Sicherheit

Bei der Untersuchung der Wirkung des Ultraschalls auf das Gewebe im Hinblick auf eine mögliche Schädigung eines Patienten durch die Ultraschalldiagnostik werden *thermische* und *nichtthermische* Effekte unterschieden.

Wie oben dargestellt wird die kinetische Energie im Gewebe durch Absorption in Wärme umgewandelt. Das Ausmaß der Absorption und damit der möglichen Erwärmung ist von der Gewebeart abhängig und im Knochengewebe deutlich höher

als in den Weichteilen oder parenchymatösen Organen. Die Temperaturerhöhung ist im Wesentlichen abhängig von der am Untersuchungsort absorbierten Energie und damit von der dort vorhandenen mittleren Ultraschallintensität, der Ultraschallfrequenz sowie der Beschallungsdauer. Somit ist sie bei stationären Systemen (Spektraldoppler, TM-scan) höher als bei "scannenden" Systemen (B-Bild).

Die maximale Temperaturerhöhung wird andererseits durch die Wärmekonvektion innerhalb des Gewebes begrenzt. Ein Schutz vor Überwärmung besteht darin, dass die an einem Ort im Gewebe erzeugte Erwärmung schnell über das Blutssystem abtransportiert wird, natürlich abhängig vom unterschiedlich ausgeprägten Durchblutungsgrad. Diese Möglichkeit besteht allerdings beim Feten in der frühen Schwangerschaft nicht, sodass hier bestimmte Dopplerverfahren (Spektraldoppler) sicherheitshalber vermieden werden müssen.

Zu beachten ist, dass die Endosonographie ein höheres Potenzial einer Überwärmung beinhaltet. Hier wird der Ultraschall in Gewebe mit einer Temperatur von 37° abgegeben (Körperkerntemperatur). Sie liegt bei fieberhaften Patienten noch höher. Weiterhin werden höhere Frequenzen eingesetzt. Schließlich fällt die Schwächung, wie sie bei transkutaner Applikation beim Durchlaufen der Bauchwand geschieht, weg und es ist eine Eigenerwärmung des Transducers möglich.

Insgesamt kann aber davon ausgegangen werden, dass ein Risiko infolge thermischer Effekte bei sinnvollem Einsatz diagnostischer Geräte nicht besteht.

Nichtthermische Effekte werden auch als mechanische Effekte zusammengefasst. Als Cavitation bezeichnet man die Bildung von winzigen Gasbläschen in Flüssigkeiten durch Ultraschall sehr hoher Intensität in der negativen Druckphase (s. oben). Diese Bläschen können unter weiterer Energiezufuhr wachsen, stabil bleiben oder (in der positiven Druckphase) plötzlich kollabieren. Bei einem Kollaps wird die gesamte Energie plötzlich frei, was eine erhebliche lokale Temperaturerhöhung verursacht und damit zu möglichen Schädigungen führen könnte. Das Risiko der Cavitation erscheint zunächst theoretisch, da bei den in der Diagnostik eingesetzten hohen Ultraschallfrequenzen sehr hohe Intensitäten ($>100 \text{ Watt/cm}^2$) nötig wären, die von diagnostischen Geräten keinesfalls erreicht werden.

Allerdings können Gasbläschen als so genannte Cavitationskeime dienen. Dadurch ist die Diskussion über dieses Phänomen in Zusammenhang mit der Einführung der Kontrastmittel wieder aufgelebt.

In Zusammenhang mit der Cavitation werden weiterhin die Entstehung freier Radikale und die direkte Schädigung von Zellwänden diskutiert.

Als weiterer nichtthermischer Effekt wird die Wirkung des Ultraschalls auf Flüssigkeit angesehen. Die Ultraschallenergie kann die Flüssigkeit in Bewegung setzen („acoustic streaming“). Theoretisch könnte so eine Schädigung von Zellen in Flüssigkeit durch Scherkräfte oder auch eine Verklumpung von Zellen (z. B. Thrombozyten) verursacht werden.

Insgesamt haben die Erfahrung vieler Jahre und die experimentellen Untersuchungen vieler Autoren keine Schädigung am Menschen durch Ultraschall mit den in der Diagnostik eingesetzten Frequenzen und Intensitäten gezeigt. Entsprechend sind die Ergebnisse der bei wissenschaftlichen Gesellschaften, z. B. der europäischen Gesellschaft (EFSUMB) oder der Weltgesellschaft für Ultraschall in Medizin und Biologie (WFUMB), angesiedelten Komitees für Bioeffekte, die sich seit Beginn der Ultraschalldiagnostik intensiv mit diesen Aspekten der Ultraschalldiagnostik beschäftigen (s. Anhang).

Dennoch sollten Vorsichtsmaßnahmen beachtet werden, wie sie beispielsweise von der britischen Ultraschallgesellschaft vorgeschlagen werden (s. Übersicht). Keinesfalls darf jedoch übersehen werden, dass ein Risiko der Ultraschalldiagnostik für den Patienten nicht in den Eigenschaften des Ultraschall an sich zu suchen ist, sondern in erster Linie dann besteht, wenn die Untersuchung von einem nicht genügend ausgebildeten und erfahrenen Untersucher durchgeführt wird.

Basierend auf ihren Erfahrungen und Publikationen haben sich auch nationale und internationale Verbände mit den geräteseitigen Sicherheitsaspekten befasst und entsprechende Normen festgelegt: in der Norm der internationalen elektrotechnischen Kommission als IEC 1157 entsprechend deutsch DIN EN 61157. (Die Ansätze und Festlegungen verschiedener Fachverbände sind allerdings nicht einheitlich.)

Wesentlich ist die Einführung der Begriffe thermischer Index (TI) und mechanischer Index (MI).

Der TI soll einen groben Anhaltspunkt geben für die mögliche maximale Erwärmung bei länge-

rer Exposition. Er wird weiter spezifiziert abhängig von dem beschallten Gewebe, entsprechend Tabelle 1.1.

Tabelle 1.1. Thermaler Index, Definitionen

<i>TIS:</i>	Oberflächennahes Weichteilgewebe (diese Werte können auch als Anhaltspunkt für die Endosonographie dienen)
<i>TIC:</i>	Oberflächennaher Knochen (z. B. Beschallung des Schädels bzw. Gehirns)
<i>TIB:</i>	Knochengewebe im Schallfeld (Fetus!)

Die Angabe $TI=1,0$ am Gerät bedeutet, dass bei längerer Exposition eine Erwärmung des beschallten Gewebes von maximal 1°C möglich ist. Da diese Werte aber an einem biologischen Modell gewonnen werden, bieten sie nur einen groben Anhaltspunkt. Abweichungen auch nach oben bis um einen Faktor 2 sind möglich.

Die Angabe am Gerät wird weiterhin spezifiziert nach dem Modus der Ultraschallapplikation. Dabei wird zwischen Ultraschall mit während der Untersuchung bewegtem Schallkopf (B-scan, Farbdoppler) und Applikationen mit *fixiertem Schallkopf* (M-mode, Spektraldoppler) unterschieden.

Der MI soll einen groben Anhaltspunkt für das Auftreten von Cavitation geben. Entscheidend dafür ist der negative Spitzendruck. Er wird für das jeweilige Gerät aufgrund einer Messung im Wasserbad und unter rechnerischer Berücksichtigung der Schallschwächung im Gewebe festgelegt und vom Gerät abhängig von der aktuellen Einstellung korrigiert.



Empfehlungen zum sicheren Einsatz der Ultraschallgeräte

(angelehnt an einige Richtlinien der britischen Gesellschaft für Ultraschall, BMUS)

- Ultraschall sollte nur zu medizinischen Zwecken eingesetzt werden
- Untersuchungen sollen nur von Personen durchgeführt werden, die in der Methode voll ausgebildet sind, einschließlich der Handhabung der Geräte, der Interpretation der Befunde und der Kenntnis über mögliche Gefahren
- Dem Untersucher sollen der Zusammenhang zwischen den verschiedenen Ultraschallverfahren, sowie der Geräteeinstellung und den möglichen Risiken bekannt sein
- Die Untersuchungszeit sollte so kurz wie möglich sein
- Der Schallkopf sollte möglichst kurz in einer Position gehalten werden
- Eine vorbestehende Temperaturerhöhung muss besonders bei Schwangeren beachtet werden
- Bei Feststellung einer Erwärmung von Endosonographiesonden an der Luft sollten diese nicht mehr benutzt werden, insbesondere nicht transvaginal zur Beurteilung eines Feten
- Die erhöhte Sensibilität von bestimmten Geweben soll beachtet werden. Dies gilt für den Feten bis zur 8. Woche, Kopf, Gehirn und Rückenmark von Feten und Neugeborenen sowie das Auge in jedem Alter. Von einer Untersuchung mittels gepulstem Spektraldoppler oder mit Farbdoppler mit engem Ausschnitt (s. unten) wird hier generell abgeraten
- Bei Geräten, die den TI und MI anzeigen, sollte stets eine niedrige Anfangseinstellung gewählt werden, die nur im Bedarfsfall erhöht wird. Die Grenzen von $MI > 0,3$ (Risiko geringer Schäden an Lunge oder Darmtrakt bei Feten denkbar) ist ebenso zu beachten, wie die Grenze von $MI > 0,7$ (Risiko der Cavitation bei Einsatz von Kontrastmitteln nicht auszuschließen).
- Fehlt die Angabe des MI bzw. TI im Display, so sind die relevanten Einstellungen so niedrig wie möglich zu wählen und die Dauer der Untersuchung ist so kurz wie möglich zu halten

1.7 Echo

Echo ist die Bezeichnung für den reflektierten bzw. (rück-) gestreuten Anteil eines in das Gewebe eingesandten Ultraschallimpulses. Die Echos sind die Informationsträger der Ultraschalldiagnostik.

Reflexionen entstehen an Grenzflächen, z. B. Organoberflächen oder Gefäßwänden, die größer sind als der Durchmesser des auftreffenden Ultraschallstrahls. Grenzflächen in biologischem Gewebe sind gewöhnlich rau relativ zur Wellenlänge (gleiche Größenordnung!). Dadurch wird der Ultraschall nicht einfach reflektiert, sondern rückgestreut. Infolgedessen sind meistens auch Echos von schräg getroffenen Grenzflächen am Wandler zu registrieren und können abgebildet werden (Abb. 1.4 a,b, 1.5).

Streuende Elemente im Gewebe sind wesentlich kleiner als der Durchmesser des aktuellen Schallstrahls. Sie verursachen eine kugelförmige Streuung über einen großen Raumwinkel, sodass auch von Ihnen ein Echo an den Wandler gelangt und zum Bildaufbau beiträgt.

Diese Streuer sind in den Geweben und Organen in unterschiedlicher Dichte und mit unterschiedlichen

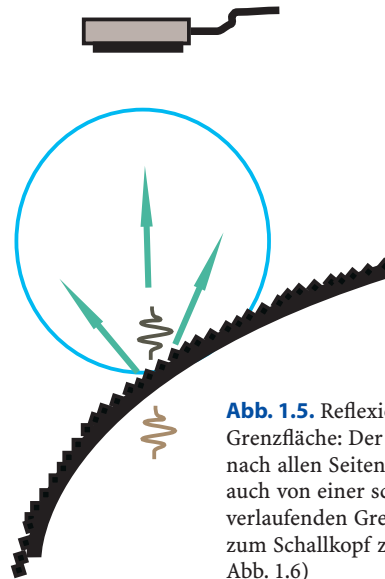


Abb. 1.5. Reflexion an einer rauen Grenzfläche: Der Ultraschallpuls wird nach allen Seiten rückgestreut, sodass auch von einer schräg zum Schallkopf verlaufenden Grenzfläche ein Echo zum Schallkopf zurück kommt (vgl. Abb. 1.6)

Reflexionseigenschaften vorhanden. Ihre Dichte ist so hoch, dass sie vom abtastenden Ultraschallstrahl nicht getrennt erfasst werden und somit nicht als eindeutige, unabhängige Bildpunkte dargestellt werden können. Ihre hochfrequenten Signale weisen Laufzeitunterschiede auf und überlagern sich, d.h. sie können sich aufsummieren oder auch auslöschen

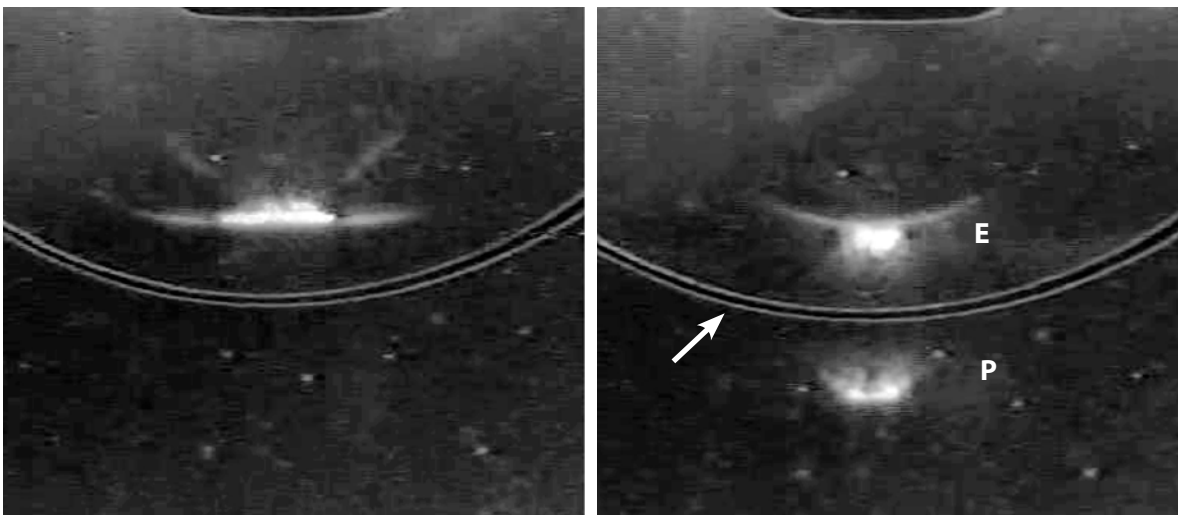


Abb. 1.4. a Originalaufnahme eines Ultraschallimpulses in der Nebelkammer. b An einem Reflektor (→) wird ein Teil reflektiert und kehrt als Echo (E) zum Schallkopf zurück, ein Teil (P) wird transmittiert. Zu beachten ist die komplexe Form des Pulses mit Nebenkeulen (a), die sich auf dem weiteren Weg ändert

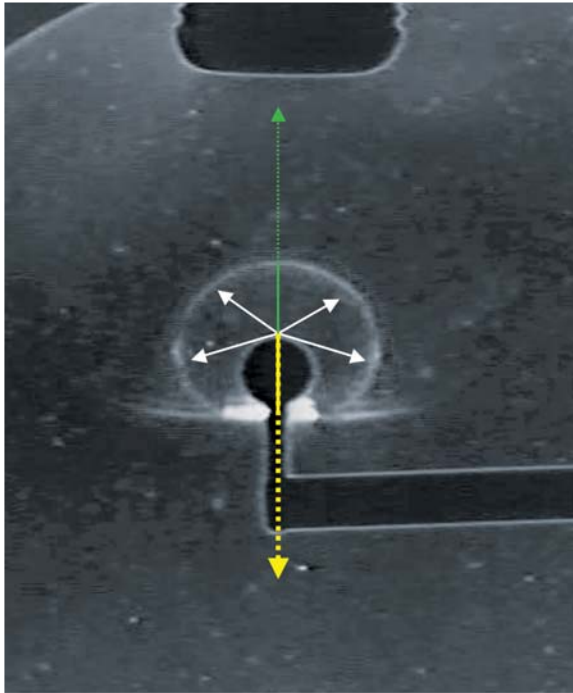


Abb. 1.6. Streuung eines Ultraschallimpulses an einem so genannten Streuer (Hindernis mit geringerem Durchmesser als der Durchmesser des Schallstrahls). Echos werden entsprechend dem Ring (→) nach allen Seiten gestreut, sodass ein Echo (entsprechend dem grünen †) zum Schallkopf zurück gelangt, während der größere Teil (gelber †) weiter in die Tiefe vordringt

(konstruktive oder destruktive Interferenz). Die so entstehenden Bildelemente werden als „Speckle-Muster“ bezeichnet.

Diese Echomuster sind nicht immer eindeutigen anatomischen Strukturen zuzuordnen sondern entstehen infolge der Wechselwirkung zwischen dem Ultraschall und dem Gewebe. Sie machen in ihrer Gesamtheit die Echostruktur (s. unten) eines Gewebes bzw. eines Organs aus (Abb. 1.6).

Die Vorstellung, dass jedes im Gewebe entstehende Echo als Bildpunkt im Ultraschallbild abgebildet wird, stellt also eine starke Vereinfachung dar. Tatsächlich entstehen Reflexionen an Gruppen

von Streuern, die örtlich nicht aufgelöst werden können.

Das Speckle-Muster ist stark von Geräteeigenschaften abhängig. Besonders ausgeprägt ist es bei schmalbandigen Sendimpulsen und bei geringer Fokussierung. Insgesamt bedeutet dies, dass die Bildpunkte, die im Ultraschallbild eines gesunden Organs, wie der Leber, zu sehen sind, als Speckle anzusehen sind, sofern sie nicht eindeutig anatomischen Strukturen, wie Gefäßwänden zu zuordnen sind. Pathologische Veränderungen, wie die Leberverfettung, würden dann infolge neu entstehender Grenzflächen zusätzliche (echte?) Echos hervorrufen und dadurch zu einer Vermehrung der Bildpunkte, also dem Bild der „hellen Leber“ führen.

Aus der Sicht des Anwenders erscheint es plausibel, die Gesamtheit der Bildpunkte als „normale“ Echostruktur eines Organs anzusehen, also als das Summenbild der zweifellos komplexen, Echos generierenden Wechselwirkung zwischen dem Ultraschall und dem jeweiligen Gewebe.

Die empfangenen Echos werden zunächst im Hinblick auf ihren Entstehungsort analysiert, um ein maßstabsgerechtes Bild zu konstruieren. Aufgrund der ziemlich gleichmäßigen Schallgeschwindigkeit im Gewebe kann aus der Zeitdauer zwischen ausgesandtem Impuls und empfangenen Echo die Entfernung des Entstehungsortes berechnet werden (Zeit-Weg-Prinzip). Sie werden weiterhin im Hinblick auf ihre Stärke bewertet und als unterschiedlich hohe Amplituden dargestellt (A-scan) oder als unterschiedlich helle Bildpunkte abgebildet (so genannte Graustufentechnik, s. unten). Um ein gleichmäßiges und beurteilbares Bild zu erhalten, ist allerdings ein Ausgleich (so genannter Tiefenausgleich, vgl. Abb. 3.1) auf der Geräteseite eine Voraussetzung, da ja Echos aus größerer Distanz infolge des Intensitätsverlustes im Gewebe von vorneherein schwächer sind, als oberflächennahe.

Weiterhin kann die Frequenz der Echos mit der ausgesandten Frequenz verglichen werden, um auf diese Weise sich bewegende Grenzflächen zu erkennen (s. Abschn. 2.3).

INHALT

2.1	Definitionen	9
2.2	B-Bild	10
2.3	Dopplertechniken	18
2.3.1	Spektraldoppler	19
2.3.2	Farbdoppler	21
2.4	Kontrastmittel	24
2.5	Artefakte	26
2.5.1	B-Bild-Artefakte	26
2.5.2	Dopplerartefakte	31

2.1

Definitionen

Die in der Ultraschalldiagnostik eingesetzten Techniken basieren alle auf der Analyse der im Gewebe entstehenden Echos (s. oben). Die typischen Verfahren sind:

- A-scan (A-mode),
- TM-scan (M-mode),
- B-scan (B-mode),
- Doppler.

Das eindimensionale **A-scan-Verfahren** (Amplituden-scan) ist die einfachste und älteste Ultraschalltechnik. Die Echos werden als Auslenkung des Elektronenstrahls einer Kathodenstrahlröhre abgebildet, sehr exakt abhängig von ihrer Stärke, also Amplitudenmoduliert. Dieses Verfahren wurde früher vielfältig eingesetzt, etwa in der Ophthalmologie und in der Neurochirurgie zur Erkennung einer Mittellinienverlagerung durch eine Blutung oder bei einem Tumor (Abb. 2.1 a,b).

B-scan bezeichnet die helligkeitsmodulierte („brightness“) Abbildung der Echos auf einer Bildröhre. Durch Anordnung vieler eindimensionaler Bildzeilen nebeneinander entsteht das zweidimensionale Schnittbild (B-Bild, Abb. 2.2). Die Zusammensetzung des Bildes aus unterschiedlich hellen Bildpunkten wird als *Graustufentechnik* bezeichnet. Früher gab es ein bistabiles Verfahren, bei dem alle Echos oberhalb einer bestimmten Schwelle gleich hell dargestellt wurden (bistabile „Compound-scan-Technik“). Bei den heutigen Geräten erfolgt der Bildaufbau schnell und automatisch mit einer so hohen Bildfolgefrequenz, dass Bewegungsvorgänge (z. B. das Pulsieren von Gefäßen) direkt zu sehen sind. Daher bezeichnet man die Technik auch als schnelles B-Bild oder „Real-time-Verfahren“ („Echtzeitverfahren“).

Das **TM-scan-Verfahren** („time motion“, M-mode) wurde ursprünglich in der Kardiologie eingesetzt. Die von einem einzelnen (eindimensionalen) Ultraschallstrahl erzeugten Echos werden helligkeitsmoduliert bei fixiertem Schallkopf zeitlich fortlaufend, wie ein EKG, aufgezeichnet. Die Echos von festen Grenzflächen addieren sich zeitlich zu Linien. Die Echos von sich bewegenden Strukturen, wie etwa den Herzklappen, addieren sich zu Kurven, die genaue Aussagen über das Ausmaß und die Geschwindigkeit von Bewegungsvorgängen ermöglichen. Dieses Verfahren wird heute in der Echokardiographie vorwiegend nur noch additiv eingesetzt. Es bildet weiterhin die Grundlage der Geräte zur Überwachung der fetalen Herzrhythmicität. Beim B-Bild kann es hilfreich sein, um Bewegungsvorgänge bildlich zu dokumentieren (Abb. 2.3).

Die **Dopplerverfahren** beruhen alle auf der Analyse der Dopplerfrequenz, d. h. der Differenz zwischen ausgesandtem Ultraschall und empfangenen Signal (s. unten).

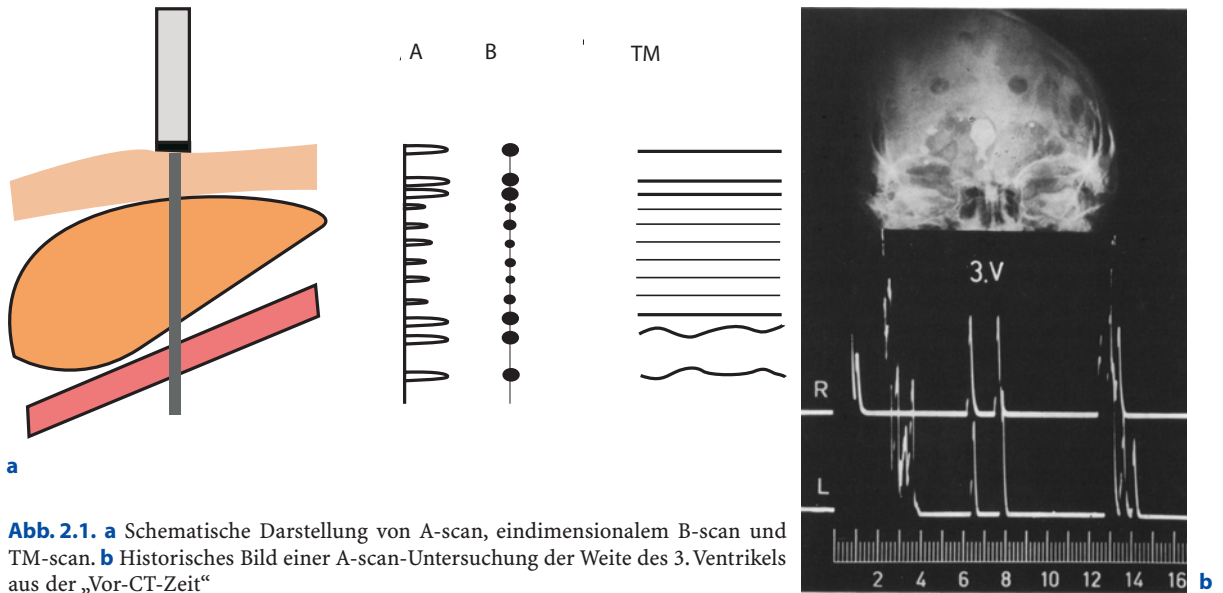


Abb. 2.1. a Schematische Darstellung von A-scan, eindimensionalem B-scan und TM-scan. **b** Historisches Bild einer A-scan-Untersuchung der Weite des 3. Ventrikels aus der „Vor-CT-Zeit“

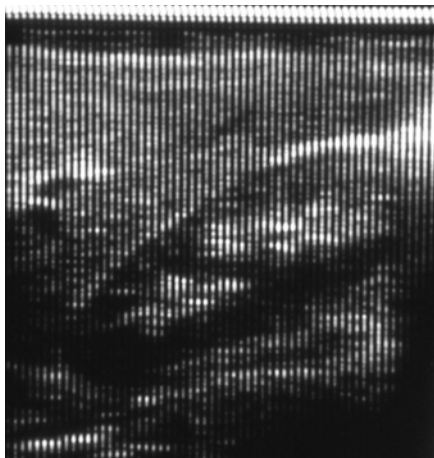


Abb. 2.2. B-Bild. In diesem historischen Bild wird die Konstruktion des zweidimensionalen B-Bildes aus vielen Bildzeilen ersichtlich. Heute sind die Zeilen infolge der hervorragenden Bildverarbeitung nicht mehr erkennbar

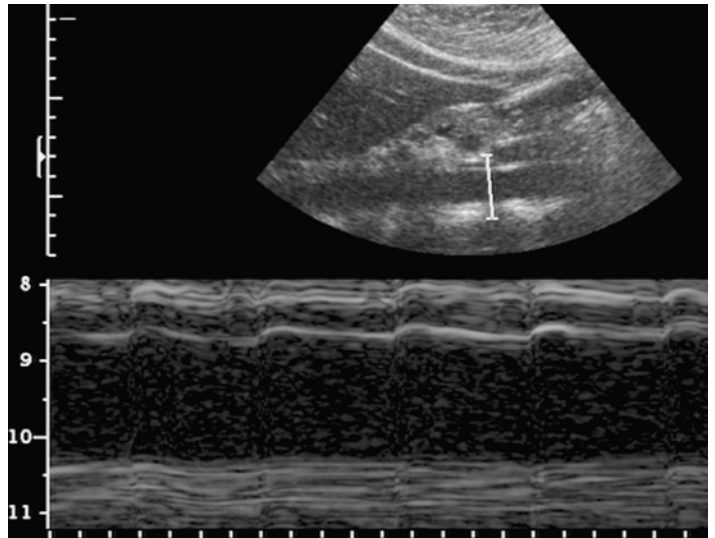


Abb. 2.3. TM-Bild (unten) mit Darstellung der Bewegung der Aorta entsprechend der im B-Bild eingezeichneten Linie (vgl. Abb. 2.1, a,b)

2.2

B-Bild

Der Bildaufbau erfolgt mit mechanischen oder elektronischen *Ultraschallwandlern*, die meistens mit der Hand geführt werden. Der Vorgang wird auch

als „Abtastung“ bezeichnet. Für die Ultraschallwandler werden synonym die Begriffe *Transducer* und *Schallkopf* verwendet.

Bei mechanischen Wandlern (*mechanische Sektorscanner*) sitzen ein oder mehrere Kristalle auf einer rotierenden oder schwingenden Achse. Erzeugt

wird ein sektorförmiges Bild, bei Ultraschallendoskopen auch ein 360°-Bild (Abb. 2.4). Das Verfahren wird vorwiegend noch bei speziellen Geräten wie Endosonden eingesetzt.

Bei elektronischen Wandlern sind viele kleine Wandler in einer Reihe, einzeilig nebeneinander angeordnet. Sie werden elektronisch in Gruppen angesteuert und schreiben so eine Bildzeile nach der anderen („linear array“). Dieser Wandlertyp wird unter Verwendung höherer Frequenzen (> 5 MHz) vor allem für oberflächennahe Organe angewandt („small part scanner“).

Die Anordnung der Wandler auf einer konvex gekrümmten Oberfläche wird als „curved array“ oder „convex array“ bezeichnet. Diese Schallköpfe sind heute der Standard in der abdominalen Diagnostik mit dem Vorteil einer größeren Abbildungsbreite in der Tiefe (Abb. 2.5).

Mit der elektronischen Ansteuerung können auch die Wandler auf einer kleinen Oberfläche so angesteuert werden, dass ein sektorförmiges Bild (wie bei einem mechanischen Sektorscanner) entsteht. Diese „Phased-array-Sonden“ werden beispielsweise in der Echokardiographie eingesetzt, um bei schmalem akustischen Zugang (Zwischenrippenraum) ein dennoch übersichtliches Bild zu erhalten.

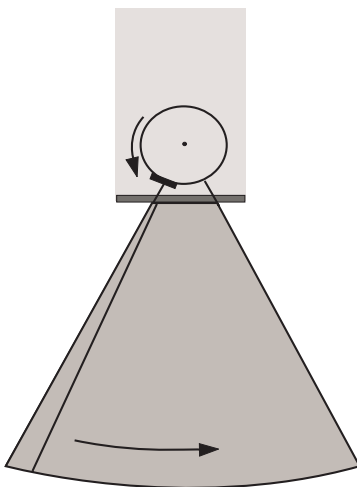


Abb. 2.4. Schema eines mechanischen Sektorscanners. Der auf einer rotierenden Achse angebrachte Wandler tastet über ein Fenster die Körperregion sektorförmig ab

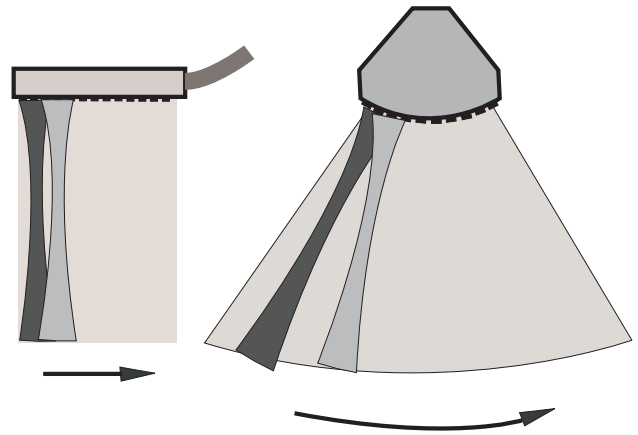


Abb. 2.5. Elektronische Schallköpfe. Linear arrays werden hauptsächlich als so genannte „small part scanner“ eingesetzt, während der Curved array der Standardschallkopf für die abdominale Diagnostik geworden ist

Bildqualität

Die Qualität eines Ultraschallbildes wird von einer Reihe von Parametern beeinflusst, die ihrerseits von den oben kurz skizzierten physikalischen Eigenschaften des Ultraschalls wie des zu untersuchenden Objektes abhängig sind und sich teilweise wechselseitig beeinflussen. Nicht zuletzt wird das Bild vom menschlichen Auge betrachtet und nicht automatisch ausgewertet, sodass auch eine Adaption an das menschliche Sehvermögen notwendig ist.

Die wichtigsten Voraussetzungen für ein gutes Bild sind:

- die geometrisch korrekte Wiedergabe (Geometrietreue),
- die Gleichmäßigkeit (Echos aus 1 cm Distanz müssen mit Echos aus 12 cm verglichen werden können),
- die Abbildungsgröße (das Ultraschallbild soll einen guten Überblick über ein Organ oder eine Region ermöglichen),
- die Bildfrequenz (genügend hoch, um "real time" beobachten zu können),
- die Ortsauflösung, d. h. die Trennung von 2 Objektpunkten,
- die Kontrastauflösung, d. h. die Unterscheidung von verschiedenen Geweben mit gering unterschiedlichen akustischen Eigenschaften (z. B. Tumor in der Leber),

Betrachtet man diese Anforderungen vor dem Hintergrund der physikalischen oder technischen Bedingungen, so werden einige Grenzen der Methode sowie Ursachen von Artefakten verständlich.

Geometrisch korrektes Bild

Die Geometrietreue basiert auf der angenommenen mittleren Ausbreitungsgeschwindigkeit von 1540 m/s sowie auf der Annahme einer geradlinigen Ausbreitung des Schalls. Abgesehen von Knochen- und Knorpelgewebe schwankt die Schalausbreitung nur um $\pm 5\%$, was im Normalfall nicht stört. Lediglich im Zusammenhang mit Knochen und Knorpel sind Artefakte zu erwarten, wie etwa die ungleichmäßige Darstellung der Lungenoberfläche infolge der Rippen (s. Abb. 2.24).

Die Schallausbreitung ist allgemein ausreichend geradlinig für den Bildaufbau. Bei keilförmigen Strukturen sind geringe Abweichungen experimentell nachzuweisen, die allenfalls bei der Punktion kleiner, tief gelegener Ziele stören können.

Gleichmäßiges Bild

Ein gleichmäßiges Bild über die gesamte Tiefe lässt sich nur durch Verstärkung der aus größerer Distanz ankommenden Echos nach dem Empfang durch das Gerät erzielen. Dies leisten die Geräte im Prinzip schon fast automatisch. Eine Nachjustierung ist aber von Patient zu Patient z. B. bei einer Untersuchung des Abdomens notwendig. Dabei muss diese gleichmäßig erfolgen, obwohl die Geräte heute vielfach eine für echokardiographische Untersuchungen erforderliche abgestufte Regelung ermöglichen (vgl. Abb. 3.1 a,b). Es ist verständlich, dass diese Verstärkung (TGC, „time gain compensation“, synonym: DGC, „depth gain compensation“, vgl. Abb. 3.1) nur über die ganze Bildbreite gleichmäßig erfolgen kann. Liegt irgendwo eine Struktur mit geringerer oder vermehrter Schallschwächung, so muss es zwangsläufig hinter dieser Struktur zu einer Fehlregelung kommen (so genannte Schallverstärkung bzw. Schallschatten).

Weiterhin ist auch bei maximaler Verstärkung der entfernten Abschnitte nicht immer eine vollständige Kompensation zu erreichen. In diesem Fall ist für die Abbildungstiefe die Frequenz zu hoch gewählt (vgl. Abb. 3.2 a,b).

Die Gleichmäßigkeit wird auch vom Schallfeld beeinflusst, indem etwa Echos im Fokus punktförmig, Echos von außerhalb strichförmig abgebildet werden (Abb. 2.6).

Abbildungsgröße

Die Geräte sind auf eine Schallgeschwindigkeit von 1540 m/s ausgelegt. Damit benötigt der Ultraschall knapp 0,2 ms für einen Weg von 30 cm, d. h. für eine Eindringtiefe von 15 cm (Abdomen). Dieser Wert muss noch mit der für den Aufbau eines ganzen Bildes erforderlichen Zeilenzahl multipliziert werden, um den Zeitaufwand für die Konstruktion eines ganzen Bildes zu errechnen. Die Schallgeschwindigkeit begrenzt somit die Abbildungs- oder genauer die Abtastbreite, wenn eine bestimmte Bildfrequenz eingehalten werden muss, um Realtime untersuchen zu können (was ja ein besonderes Vorteil des Ultraschalls ist). Eine Verminderung der Zeilendichte würde andererseits wieder zu einem Qualitätsverlust führen.

Somit sind der *Bildbreite* Grenzen gesetzt durch die Schallgeschwindigkeit, insbesondere wenn die Abtastung einer Bildzeile mehrfach erfolgt, um das Bild zu verbessern (s. unten).

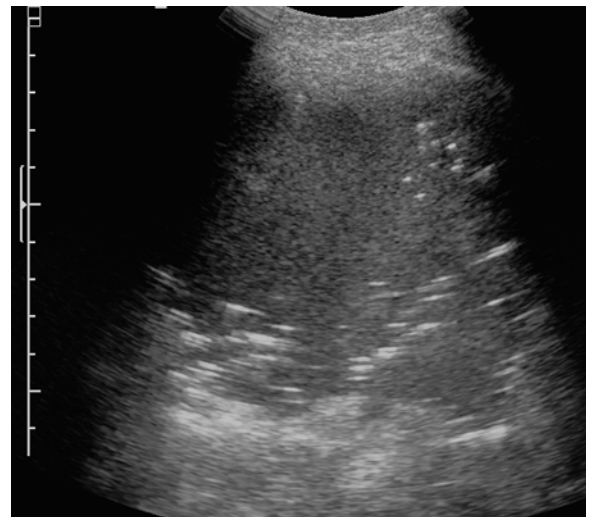


Abb. 2.6. Bildqualität: Die Echos in einem Pleuraempyem werden in der Fokuszzone punktförmig, in der Tiefe aber strichförmig abgebildet, da dort die laterale Auflösung schlechter ist

Diese Rechnung gilt entsprechend für die *Bildtiefe* (Eindringtiefe), da ja der längere Weg auch mehr Zeit erfordert. Insofern ist es durchaus sinnvoll, die Eindringtiefe stets an die jeweilige Situation anzupassen.

Die Bildtiefe wird weiterhin durch die Schwächung des Ultraschalls im Gewebe begrenzt. Je tiefer die interessierende Region gelegen ist, desto niedriger muss die Frequenz gewählt werden, was automatisch ein weniger gutes Auflösungsvermögen bedeutet.

Auflösung

Die räumliche Auflösung des Ultraschalls ist komplex: Unterschieden werden muss zwischen der Auflösung in Schallstrahlrichtung (axiale Auflösung) und der Auflösung quer zum Schallstrahl in der Bildebene (laterale Auflösung) und senkrecht zu ihr (Schichtdicke, Z-Ebene).

Die *axiale Auflösung* hängt von der Länge des einzelnen ausgesandten Pulses ab. Die Pulslänge selbst ist abhängig von der Wellenlänge (und damit von der Frequenz) und von der Bandbreite des Wandlers. Breitbandige Wandler ermöglichen kurze Impulse bis hinab zu einer Wellenlänge (λ). Die axiale Auflösung ist besser als die laterale, die im Fokus bestenfalls 2–3 λ erreicht.

Die *laterale Auflösung* ist in verschiedenen Abschnitten des Bildes unterschiedlich, abhängig von der Schallfeldgeometrie, und in der Fokuszone am besten. Somit ist es sinnvoll, den Fokus in die jeweils interessierende Region zu legen. Dazu ist es notwendig, die Geometrie des Schallstrahls („beamforming“) zu verändern.

Wie oben gezeigt, besteht bereits zwischen der Nahzone und der Fernzone bei einem planen Schwinger ein natürlicher Fokus. Durch eine konkave Oberfläche der Schwingeroberfläche oder mittels einer akustischen Linse kann die Nahzone verkürzt und der Fokus näher an die Schallquelle gelegt werden. Der Fokusdurchmesser wird dabei schmaler (bessere laterale Auflösung), jedoch nimmt die Divergenz zu (schlechtere Auflösung in der Tiefe).

Bei den elektronischen Schallköpfen wird die Fokussierung durch entsprechend variable Ansteuerung einer Gruppe von Wandlern erreicht, d. h. die außen gelegenen Kristalle werden zuerst, die weiter

innen gelegenen verzögert angeregt (*Sendefokussierung*), sodass die von jedem Kristall ausgehenden Pulse das Zielobjekt gleichphasig erreichen.

Umgekehrt müssen beim Empfang die am mittleren Wandler zuerst ankommenden Echos verzögert werden, bis das Signal vom gleichen Reflektor auch bei den äußeren Kristallen angekommen ist (*Empfangsfokussierung*). Dies bedeutet letztlich, dass die Auflösungsleistung bei diesen Geräten von der elektronischen Leistungsfähigkeit abhängig ist. Je besser kürzere Intervalle noch erfasst und getrennt werden können, desto bessere Ergebnisse sind zu erzielen.

Allerdings wirkt diese elektronische Fokussierung bei den in der Regel einzeiligen Arrays nur in der Ebene der Wandlerreihe (Y-Ebene), nicht quer dazu (Z-Richtung). Jedenfalls führt das breitere Schallfeld in der Z-Richtung zu den Schichtdickenartefakten, z. B. zur nichtechofreien Abbildung kleiner Zysten. Vielfach werden daher die Arrays in der Z-Ebene mittels Linsen oder durch eine konkave Oberfläche auf einen bestimmten Bereich fokussiert (Abb. 2.7). Mit aufwändigeren mehrzeiligen Arrays kann auch in dieser Ebene elektronisch ein schlankeres gleichmäßigeres Schallfeld erzielt werden.

Kontrastauflösung

Die für die Erkennung von Veränderungen im Gewebe und von Tumorgewebe in einem parenchymatösen Organ erforderliche Kontrastauflösung ist

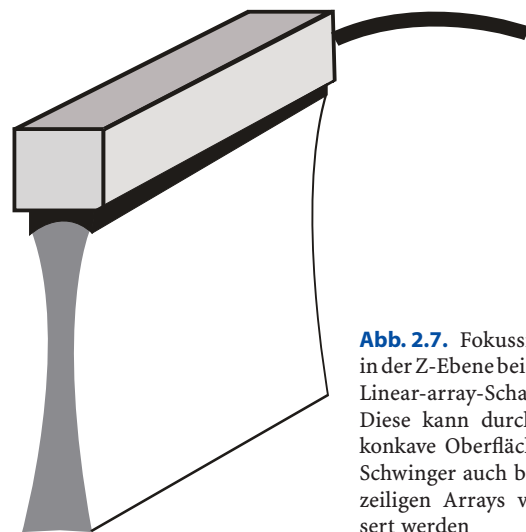
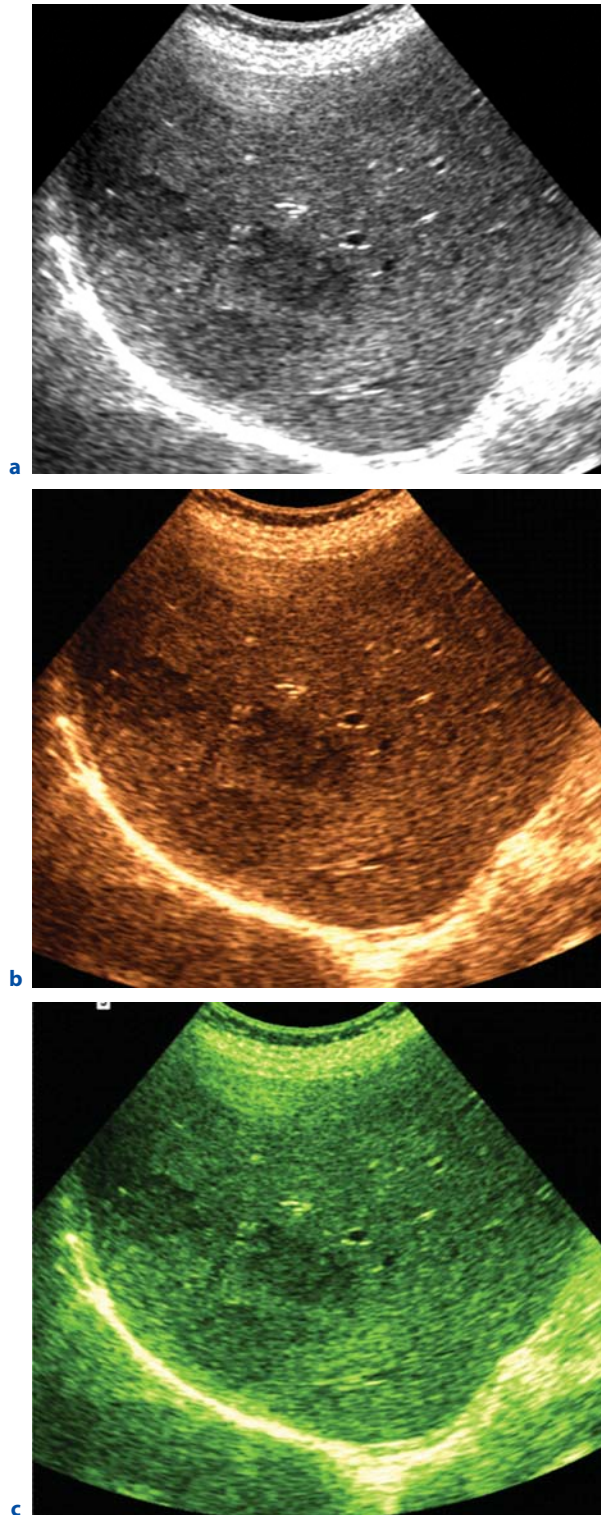


Abb. 2.7. Fokussierung in der Z-Ebene bei einem Linear-array-Schallkopf. Diese kann durch eine konkave Oberfläche der Schwinger auch bei einzeiligen Arrays verbessert werden



eine komplexe Eigenschaft des jeweiligen Ultraschallsystems. Neben der allgemeinen Qualität des Ultraschallgerätes, der Qualität (Gleichmäßigkeit) der Schallfelder, mit denen das Bild erzeugt wird, und der Unterdrückung der so genannten Nebenkeulen spielen hier die Einstellung des Gerätes und des Monitors eine Rolle. Zur Erkennung geringer Unterschiede der Echostruktur muss die Beleuchtung des Raumes angepasst sein (nicht zu hell!) und die Geräteeinstellung an den jeweiligen Untersucher adaptiert sein. Bei vielen Geräten besteht daher die Möglichkeit, individuelle Einstellungen zu speichern und wieder aufzurufen.

Daneben gibt es immer wieder Versuche, die an sich gute Graustufung der Signale, die z. T. die Leistungsfähigkeit des menschlichen Auges mit maximal 60 Graustufen durchaus übersteigt, durch Änderung der Kennlinien, Umsetzung in Farben, Filter usw. besser auszunutzen, d. h. der Leistungsfähigkeit des menschlichen Auges besser anzupassen. Ein Beispiel ist das *Tageslichtverfahren*: Durch rechnergestützte Anhebung der Helligkeit, des Kontrasts und Kolorierung des originalen B-Bildes soll die Betrachtung der Ultraschallbilder bei Tageslicht und mittels der empfindlicheren Zäpfchen ermöglicht werden. Im Sinne einer „sehphysiologischen Adaptation“ der vielen Informationen im Ultraschallbild soll z. B. die Erkennung geringer Kontrastunterschiede (Tumorerkennung) verbessert werden (Abb. 2.8 a-c).

Qualitätsverbesserung durch technische Weiterentwicklungen

Voraussetzung für eine weitere Verbesserung der Qualität des Ultraschallbildes ist die immer präzisere, detailliertere und zugleich schnellere Erfassung der Daten. Das heißt, das analoge Signal eines Echos im Gewebe muss möglichst genau hinsichtlich seinen Eigenschaften (Phase und Amplitude) erfasst werden. Damit wird eine immer präzisere

← **Abb. 2.8 a-c.** Verbesserung des Bildkontrasts (Lebermetastasen) durch Umsetzung der Grauwerte in Farbe (Tageslichtbetrachtung möglich!).

Umwandlung in digitale Daten, und zwar Real time, möglich. Diese bilden die Grundlage für die weitere Signalverarbeitung zu einem hochwertigen und kontrastreichen Bild ohne Verminderung der Bildrate. Dazu ist die Entwicklung miniaturisierter elektronischer Bausteine und aufwändiger digitaler Algorithmen erforderlich.

So war zunächst die Fokussierung auf eine längere Strecke nur dadurch möglich, dass zuerst ein auf die Nähe fokussierter Puls und anschließend ein zweiter und evtl. dritter Puls auf entferntere Foci ausgesandt wurden. Zwischenzeitlich müssen die jeweils erzeugten Echos empfangen werden. So wird jede Zeile zwei- oder mehrfach abgetastet, was die Bildfrequenz zwangsläufig absenkt (konventionelle Sendefokussierung).

Mit der heutigen Technik ist eine parallele Verarbeitung der Signale durch unterschiedliche Program-

mierung der Verzögerungselemente bei Empfang der Echos eines einzigen komplexen Pulses möglich (Abb. 2.9 a,b), sodass trotz hoher Bildzeilendichte die Bildfrequenz nicht gesenkt werden muss.

In Form der „*synthetischen Apertur*“ wird die Technik mit 2 getrennt gesendeten Pulsen weiterhin auf der Empfängerseite mit dem Ziel einer verbesserten lateralen Auflösung in der Tiefe eingesetzt. Die Echos des ersten Pulses werden von einer Hälfte der geteilten Empfangsapertur zwischengespeichert und dann mit den Echos des zweiten Pulses, die die andere Hälfte der Empfangsapertur aufnimmt, zu einer Bildzeile summiert.

Eine andere Möglichkeit, die Qualität in größerer Distanz zu verbessern, ist die Pulskompression und -modulation. Die so veränderten Pulse enthalten mehr Energie, sodass höhere Frequenzen eingesetzt werden können.

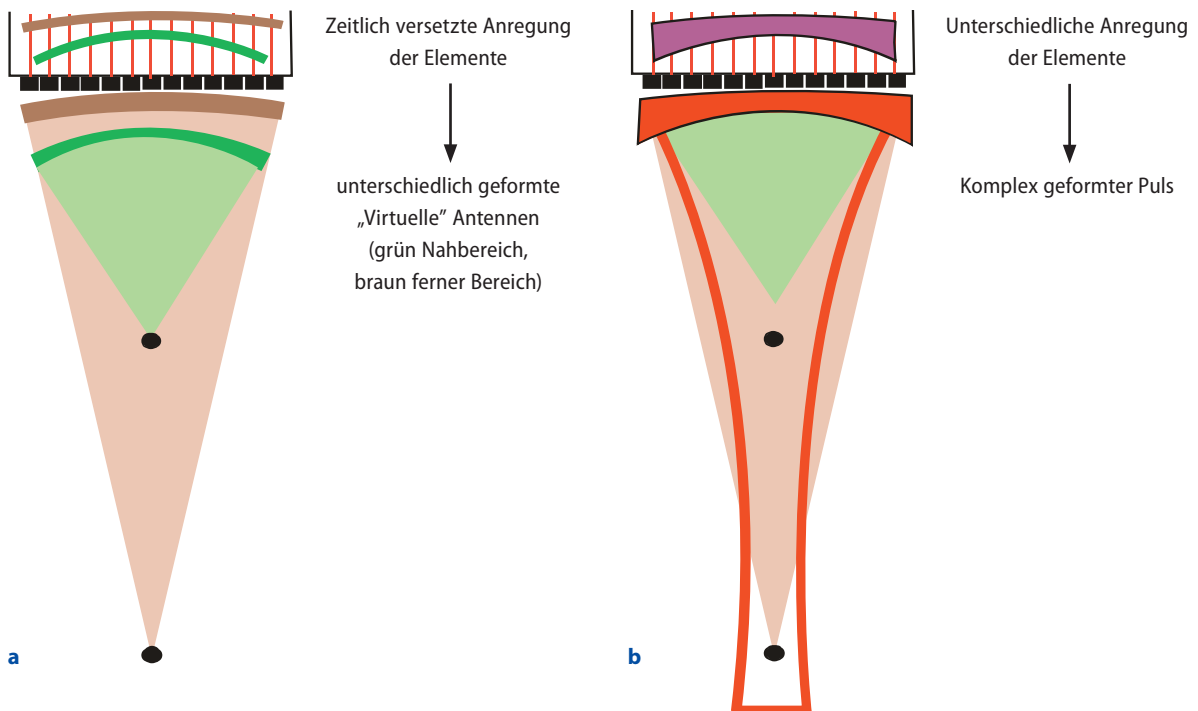


Abb. 2.9 a,b. „Beam-forming“. **a** Abtastung des nahen Bereiches durch einen auf die Nähe fokussierten Puls (*grün*) und der fernerer Bereiche durch einen zweiten für diese Region fokussierten Puls. Die Form der Pulse wird durch eine Verzögerung der Erregung der zentralen Kristalle gewonnen. Auf diese Weise werden die jeweiligen Reflektoren gleichphasig erreicht. **b** Bei modernen Geräten werden zu dieser „Verschlankung“ des Ultraschallstrahls nicht mehr 2 hintereinander ausgesandte Pulse benötigt (was eine Verminderung der Bildfrequenz verursacht), sondern ein komplexer Puls enthält die Eigenschaften insgesamt

Viele dieser Techniken wurden aus der Radartechnik übernommen. Der Krieg (oder besser seine Vermeidung) ist der Vater vieler Entwicklungen. Die von den verschiedenen Firmen für diese neuen Technologien eingeführten Bezeichnungen sind oft eindrucksvoll, aber nicht leicht verständlich. Bei der Auswahl eines Gerätes sollte man sich daher weniger von der Technologie und deren Bezeichnung als von der Qualität des Bildes beeindrucken lassen. Immerhin besitzen die Geräte häufig einen bedienungsfreundlichen Knopf "Bildoptimierung", der eine Bildverbesserung hinsichtlich Helligkeit und Kontrast auf der Basis eines Vergleichs mit einem Gewebemodell und einem Rauschmodell veranlasst. Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (s. Abschn. 2.5) wird auf diese Weise ebenso wie der Kontrast verbessert.

Die wichtigsten und für den Anwender auch sichtbaren Entwicklungen sind wohl die Einführung des "tissue harmonic imaging" (THI) und die Kontrastmittel (s. unten), die spektakulärste ist die 3D-Technik.

Tissue harmonic imaging

Infolge nichtlinearer Effekte im Gewebe wird das hochfrequente Ultraschallsignal einerseits verzerrt (infolge einer Beschleunigung in der Druck- und einer Verlangsamung in der Unterdruckphase), und

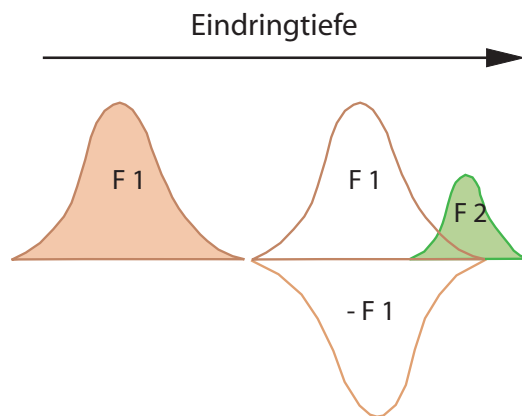


Abb. 2.10. Schematische Darstellung der Puls-Inversions-Technik. Ein Puls ($F 1$) regt bei der Passage des Gewebes harmonische Frequenzen an. Durch Aussenden eines zweiten „negativen“ Pulses ($-F 1$) ist es möglich, die fundamentalen Anteile beim Empfang zu subtrahieren und nur die Echos der doppelten harmonischen Frequenz ($F 2$) auszuwerten

andererseits erhält es auf seinem Weg kontinuierlich harmonische Anteile (zwei- und mehrfache Frequenzanteile). Diese höheren Frequenzen entstehen also erst im Gewebe und legen daher einen kürzeren Weg zurück als das ursprünglich ausgesandte Signal. Somit sind höherfrequente Signale aus größerer Tiefe zu erhalten. Weiterhin sind die Seitenkeulen, die den Kontrast negativ beeinflussen, schwächer. Zudem passieren diese harmonischen Signale nur auf dem Rückweg die kritischen Bauchdecken, und sie werden generell weniger von Störungen bei schlechten Untersuchungsbedingungen beeinflusst. (Die überwiegende Zahl der Abbildungen des speziellen Teils ist mit dieser Technik hergestellt.)

Die Trennung der harmonischen von den fundamentalen Signalen erfolgt durch einen Bandpassfilter. Dies bringt Nachteile mit sich, da ein schmalbandiger Sendeimpuls notwendig wird mit den Eigenschaften einer geringeren axialen Auflösung und schlechteren Kontrastaufklärung. Eine andere Möglichkeit bietet die *Phasen-Inversions-Technik*.

Hierbei werden 2 Pulse ausgesandt mit gleicher Form, aber um 180° versetzter Phase. Beim Empfang werden die Echos beider Impulse addiert. Dabei heben sich die fundamentalen Signale weitgehend auf, während die im Gewebe entstandenen harmonischen Signale sich aufsummieren und breitbandig genutzt werden können. Diese Technik wird auch zur Signalverarbeitung bei Kontrastmitteln eingesetzt (Abb. 2.10).

3D- und 4D-Technik

Voraussetzung für eine 3D-Darstellung ist zunächst eine schnelle Datensammlung mit einer Bewegung des Ultraschallwandlers quer zur Scanrichtung über den darzustellenden Bereich. Diese kann mit der Hand ausgeführt werden mit dem Nachteil von geometrischen Verzerrungen. Oder die Untersuchung kann automatisch, d. h. mittels Motoren, erfolgen mit dem Nachteil des höheren Aufwands.

Das Informationsvolumen kann heute so schnell berechnet werden, dass Bewegungen nicht mehr stören, sondern direkt dargestellt werden können. Die zeitliche Dimension führt zu der Bezeichnung 4D-Technik (3D + real time) (Abb. 2.11).

Das dreidimensionale Volumen der untersuchten Region kann verschieden dargestellt wer-

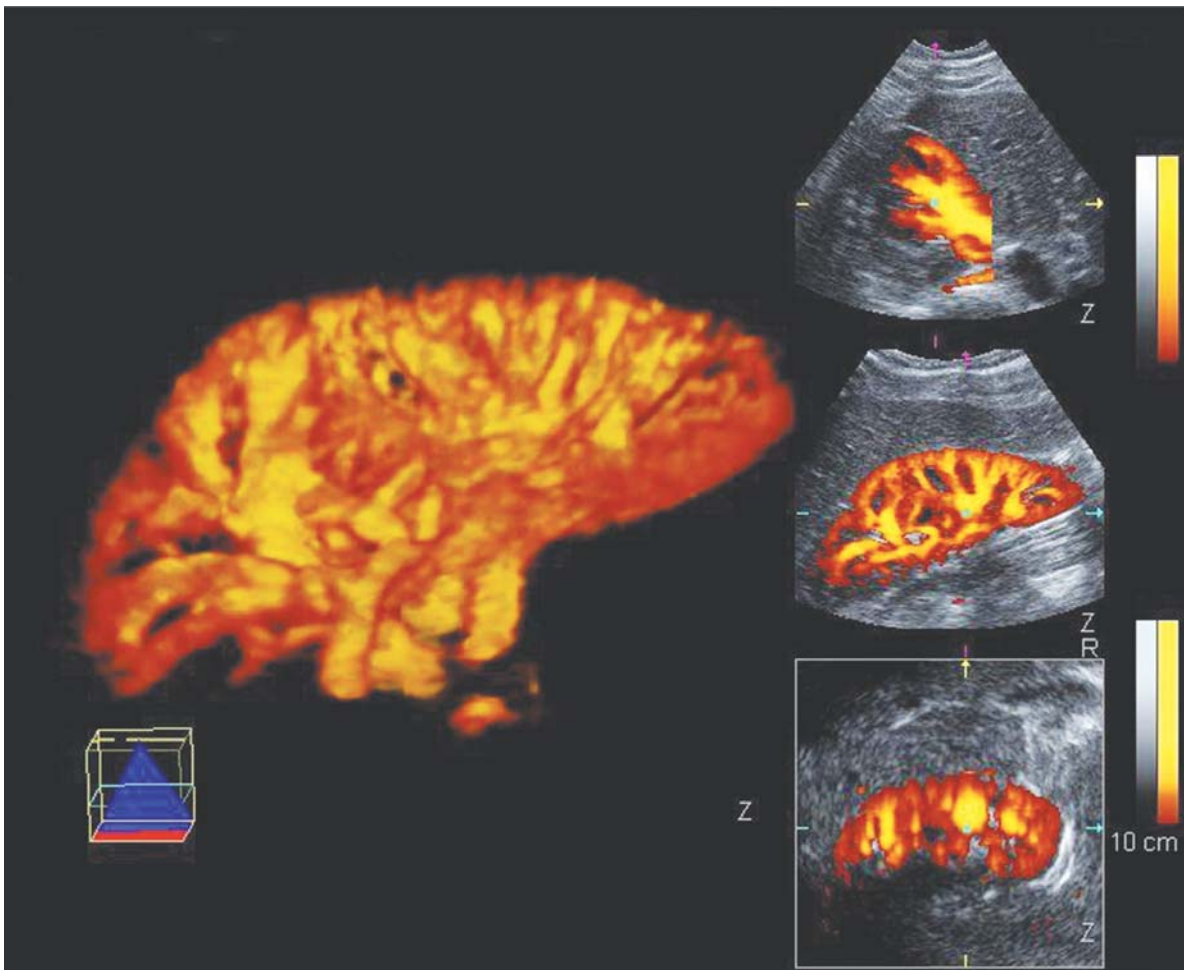


Abb. 2.11. 3D-Darstellung der Nierengefäße (Power-Doppler). Aus den Daten lassen sich zusätzlich Bilder in jeder beliebigen Schnittebene darstellen

den, vergleichbar den anderen Bildgebungsverfahren. Eine Darstellung der Oberflächen wird vor allem in der Geburtshilfe, und nicht nur aus medizinischen Gründen, eingesetzt. Weiterhin ist eine transparente Darstellung der untersuchten Region möglich oder die Auswahl einer beliebigen Schnittebene aus dem eingescannten Kubus. Letzteres kann sinnvoll sein zur Darstellung einer Struktur, die mit einer normalen zweidimensionalen Untersuchung nicht ideal abzubilden ist, z. B. ein Gefäß oder ein Gangsystem. Weiterhin sind Volumenberechnungen, etwa zur Therapieplanung möglich.

Panoramascan

Ein weiteres komplexes Bildverarbeitungsverfahren eröffnet die Möglichkeit zur Abbildung größerer Körperabschnitte. Der Schallkopf wird dazu von Hand in Scanrichtung über die interessierende Körperregion, z. B. die Länge des gesamten Oberschenkels, geführt. Die in Real time und unter Beobachtung auf dem Monitor gewonnenen Bilder werden zu einem Übersichtsbild zusammengefügt. Der Zeitaufwand ist gering. Diese Bilder sind für Demonstrationen gut geeignet. Sie finden sich auch vielfach in diesem Buch (vgl. die Abbildungen zu Kap. 8).

B-Flow

Der Blutfluss in den Gefäßen wird mit Hilfe eines Autokorrelationsverfahrens insofern sichtbar gemacht, als zwischen Echos von ortsfesten und von beweglichen Streuern unterschieden wird. Letztere können separat verstärkt werden. Sie werden als sich bewegendes Echo dargestellt, enthalten aber keine echte Information über die Flussgeschwindigkeit oder das Strömungsprofil, da es sich nicht um ein Dopplerverfahren handelt. Andererseits lässt sich so die innere Oberfläche der Gefäßwände besonders deutlich darstellen.

2.3

Dopplertechniken

Die Grundlage dieser Ultraschallverfahren ist die *Frequenzverschiebung*, die bei der Reflexion des Ultraschalls an einem sich relativ zum Ultraschallwandler bewegendem Reflektor bzw. Streuer entsteht. Das Prinzip, von Doppler 1842 anhand der Rotverschiebung von Sternen entdeckt, ist vor allem aus dem Straßenverkehr (Martinshorn, weniger schön: Radarfalle) geläufig. In der Diagnostik dient die Methode in erster Linie der Beurteilung des fließenden Blutes in den Gefäßen.

Das Ausmaß der Frequenzverschiebung, die so genannte *Dopplerfrequenz* (Δf) hängt ab von

- der Ultraschallfrequenz,
- der Geschwindigkeit der reflektierenden Grenzfläche (den Erythrozyten im Blutstrom) und
- dem Winkel, in dem der Ultraschallimpuls auf die Grenzfläche, also das Blutgefäß, trifft. Dieser wird häufig als Dopplerwinkel bezeichnet.

Es gilt die Formel:

$$\Delta f = 2f \times \frac{v}{c} \times \cos \alpha$$

(f bezeichnet die ausgesandte Frequenz, v die Geschwindigkeit des Blutflusses, c die Schallgeschwindigkeit im Gewebe, α den Dopplerwinkel. Der Faktor 2 erklärt sich aus der zweimaligen Fre-

quenzverschiebung, nämlich beim Auftreffen des Schallimpulses *und* beim Reflektieren des Echos).

Bei bekannter Ultraschallfrequenz (f), gemessener Dopplerfrequenz (Δf) und bekanntem Dopplerwinkel sowie standardisierter Schallgeschwindigkeit ($c = 1540 \text{ m/s}$) kann so die Geschwindigkeit der reflektierenden Grenzfläche, also vorwiegend des Blutflusses berechnet werden, entsprechend:

$$v = \frac{\Delta f}{2f} \times \frac{c}{\cos \alpha}$$

Dabei kann das Ergebnis positiv oder negativ sein, je nachdem ob sich der Blutstrom auf den Wandler zu oder von ihm wegbewegt.

Zwei Bedingungen sind erkennbar, die in der Diagnostik eine Rolle spielen:

Bei einem Dopplerwinkel von 90° wird der $\cos \alpha$ 0 und es kommt zu keiner Dopplerverschiebung. In der Praxis sollte der Winkel höchstens $< 60^\circ$ betragen, um brauchbare Ergebnisse zu erzielen: Bei einem konstanten Winkelfehler nimmt der Fehler bei der Berechnung der Geschwindigkeit mit zunehmend spitzerem Winkel immer weiter ab. Beispielsweise bewirkt bei einem Winkel $< 60^\circ$ ein Winkelfehler von 3° eine Fehlberechnung der Flussgeschwindigkeit von $< 10\%$, was in der Praxis akzeptabel ist.

Weiterhin ist die Dopplerfrequenz bei gleichen Bedingungen um so höher, je höher die fundamentale Frequenz ist. Somit muss die Frequenz zur Untersuchung möglichst hoch gewählt werden. Dieser Anforderung steht aber beim gepulsten Doppler (s. unten) die Problematik des Aliasing entgegen.

Die Dopplerfrequenzen liegen bei den häufig eingesetzten Frequenzen zwischen 2 und 8 MHz und den typischen Geschwindigkeiten des Blutes in einer Größenordnung von $< 20 \text{ MHz}$, sodass sie für den Untersucher direkt hörbar gemacht werden können.

Die vom Gerät empfangenen Signale werden mit Hilfe eines Phasendetektors demoduliert, d. h. die Dopplerfrequenzen werden von der fundamentalen Frequenz abgetrennt und dann hinsichtlich ihrer Häufigkeit analysiert. Mit Hilfe des Quadratur-Phasendetektors wird zusätzlich die Richtung der Verschiebung durch Vergleich mit einem Referenzsignal festgestellt.

In der Routinediagnostik werden vorwiegend Spektraldopplerverfahren und Farbdopplertechniken eingesetzt.

2.3.1 Spektraldoppler

In einem Blutgefäß bewegen sich die Erythrozyten nicht absolut gleichförmig, sondern die Erythrozyten in der Mitte des Gefäßes haben eine höhere Geschwindigkeit als die am Rande. Die aus dem Gefäß gewonnenen Dopplersignale und die daraus berechneten Geschwindigkeiten weisen somit ein Spektrum unterschiedlicher Geschwindigkeiten auf, die unterschiedlich häufig vorkommen. Zu einem bestimmten Zeitpunkt wird dieses Spektrum abgebildet, indem z. B. die unterschiedlichen Geschwindigkeiten auf der Y-Achse aufgetragen werden und die unterschiedliche Häufigkeit der einzelnen vorkommenden Geschwindigkeiten helligkeitsmoduliert dargestellt wird. Diese spektrale Darstellung wird dann auf der X-Achse zeitlich fortlaufend abgebildet (Abb. 2.12).

Diese Spektralanalyse der Verteilung der Flussgeschwindigkeiten in einem Gefäß wird als Spektraldopplerverfahren bezeichnet. Sie wird nach dem mathematischen Verfahren der "fast Fourier transformation" (FFT) berechnet, benannt nach dem Mathematiker Fourier.

Zwei Verfahren werden eingesetzt, der CW- und der PW-Doppler:

Für den *CW-Doppler* („continuous wave“) werden Ultraschallwandler mit 2 getrennten Kristallen eingesetzt. Ein Kristall sendet kontinuierlich, das andere empfängt kontinuierlich. Der Vorteil dieser Methode ist die Möglichkeit, auch sehr hohe Geschwindigkeiten zu analysieren. Der Nachteil ist,

dass eine örtliche Zuordnung der Dopplersignale nicht möglich ist. Sie kann somit in erster Linie nur bei bekannter Lokalisation von oberflächennahen Gefäßen eingesetzt werden (Abb. 2.13).

Beim *PW-Doppler* („pulsed wave“, synonym: *direktionaler Doppler*) werden wie beim B-Bild kurze Impulse in das Gewebe geschallt. Anschließend werden nur die Echos aus der gewünschten Distanz (Tiefe) registriert, indem nur für diese ein Zeitor („gate“) geöffnet wird. Dieses wird unter Sicht im B-Bild für einen bestimmten Gefäßabschnitt eingestellt. Die Methode ist für die spektrale Analyse von

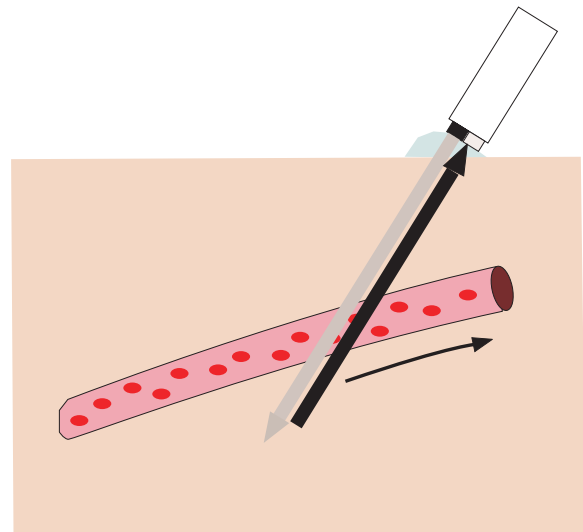


Abb. 2.13. CW-Doppler. Der Schallkopf hat 2 Wandler, einen für Dauerschall, einen für (dauernden) Empfang

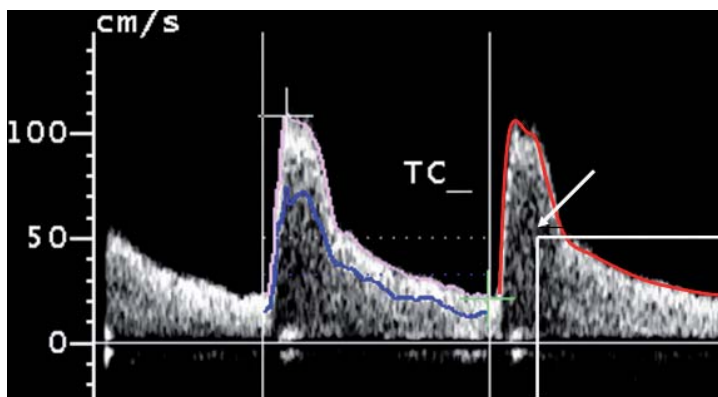


Abb. 2.12. Dopplerspektrum. Dargestellt ist das Spektrum einer Arterie mit niedrigem Widerstand (parenchymatöses Organ). Die rote Linie entspricht der v_{\max} , die blaue der v_{mode} . Der Pfeil gibt symbolisch die v_{mean} , also die durchschnittliche Geschwindigkeit an

im B-Bild (oder Farbdoppler) dargestellten Gefäßen entwickelt worden (Duplexverfahren, Abb. 2.14).

Das Problem oder die Grenze dieses Verfahrens wird durch die Laufzeit der Ultraschallpulse im Gewebe verursacht. Ein Puls kann immer erst (wie beim B-Bild) ausgesandt werden, wenn die vom vorangehenden Puls erzeugten Echos aus dem gewünschten Messtor angekommen sind. Ihre Laufzeit (T) bestimmt das Zeitintervall zwischen 2 Pulsen, also die so genannte *Pulswiederholungsfrequenz* (*PRF*). Besonders bei tief gelegenen Gefäßen und hohen Flussgeschwindigkeiten kommt es zum so genannten Aliasing. Dieses Problem ist aus Filmauf-

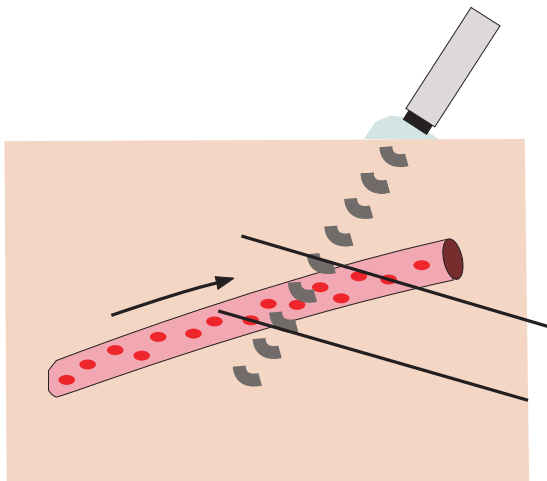


Abb. 2.14. PW-Doppler. Der Schallkopf sendet gepulsten Schall aus. In den Pausen zwischen den Pulsen werden die Echos aus einer definierten Tiefe empfangen und ausgewertet

nahmen geläufig (scheinbare Rückwärtsbewegung eines Rades). Auch beim gepulsten Doppler werden eine Reihe von Einzelbildern zu einem „Film“ über einen Bewegungsablauf zusammengesetzt.

Eine klare Zuordnung der Geschwindigkeiten ist nur bis zu einer oberen Grenze, die durch die PRF bestimmt wird, möglich. Sie beträgt nach beiden Richtungen $\frac{1}{2}$ PRF (so genannte *Nyquist-Grenze*). Oberhalb dieser Grenze wird die Geschwindigkeit falsch zugeordnet, d. h. eine auf den Schallkopf gerichtete hohe Geschwindigkeit wird als niedrige vom Schallkopf wegfließende Bewegung abgebildet („alias“ = Aliasing).

Durch Verschiebung der Basislinie („base line shift“) kann die Grenze in einer Richtung unter Vernachlässigung der anderen Richtung erweitert werden bis zu 1 PRF. Eine andere Möglichkeit der Abhilfe ist die Wahl einer niedrigeren Frequenz, da (s. oben) dadurch die Dopplerfrequenzen bei gleicher Flussgeschwindigkeit niedriger sind (Abb. 2.15).

Auswertung des Dopplerspektrums

Die Spektraldopplerverfahren ermöglichen die Beurteilung der Geschwindigkeit des Blutflusses und der Charakteristik. Dabei kann zunächst zwischen einem mehr kontinuierlichen langsamen Fluss in den Venen und dem teilweise schnelleren, jedenfalls pulsatilen Fluss in den Arterien unterschieden werden.

Bei den Arterien wird noch der Fluss bei hohem und bei niedrigem Widerstand unterschieden. Bei hohem Widerstand ist der systolische Anstieg rasch, gefolgt von einem schnellen Abfall und einem kur-

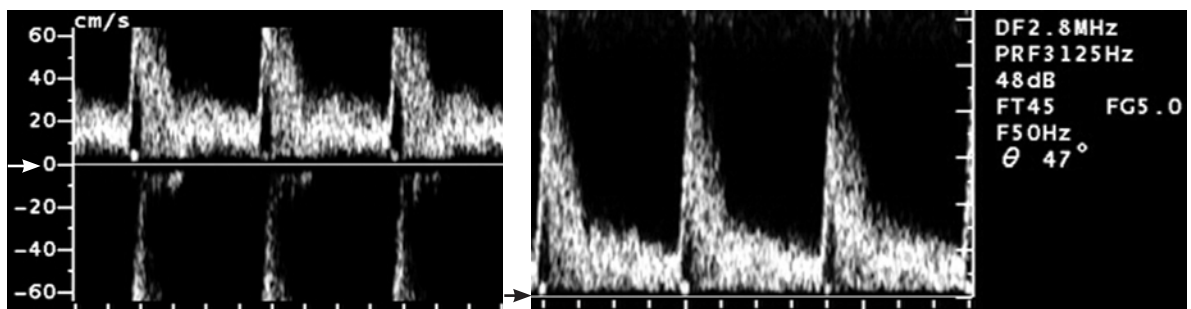


Abb. 2.15. Nyquist-Grenze und Aliasing: Im Bild links werden die systolischen Spitzengeschwindigkeiten falsch „reverse“ dargestellt. Durch Verschieben der Basislinie unter Verzicht auf die Darstellung negativer Flüsse (hier nicht notwendig) kann das Aliasing ausgeglichen werden

zen Rückfluss sowie nach erneutem kurzen Vorwärtsfluss einem fehlenden Flusssignal. Dieses Flusssignal ist typisch für Arterien der Extremitäten in Ruhe, aber auch für die A. mesenterica superior beim nüchternen Menschen. Arterien, die parenchymatöse Organe permanent versorgen, zeigen das charakteristische Profil der Niedrigwiderstandgefäße, gekennzeichnet durch einen hohen diastolischen Fluss (vgl. Abb. 9.1, 9.3, 16.6 a). Dieses Flussprofil ist bei erhöhter Anforderung (Muskelarbeit, Verdauung) oder bei einer entzündlichen Hyperämie im Versorgungsgebiet von Hochwiderstandsarterien zu sehen (vgl. Abb. 14.14).

Eine Schwierigkeit in der Bewertung von Dopplersignalen ist, wie oben begründet, die Winkelabhängigkeit der Methode, was besonders bei abdominalen Gefäßen deutlich wird. Um dieses Problem zu umgehen, werden verschiedene Indizes gebildet. Diese sind, wenn sie nur aus Messungen in einem Gefäß errechnet werden, von einem eventuellen Winkelfehler unabhängig. Besonders gebräuchlich ist der einfache Resistenzindex (RI), der aus dem Spitzenwert (v_{max}) und dem Minimalwert (v_{min}) der Geschwindigkeit nach der Formel

$$RI = \frac{v_{max} - v_{min}}{v_{max}}$$

gebildet wird. Verbreitet ist auch der Pulsatilitätsindex (PI), zu dessen Berechnung noch die über einen Herzzyklus gemittelte Durchschnittsgeschwindigkeit (v_{avg}) nach der Formel

$$PI = \frac{v_{max} - v_{min}}{v_{avg}}$$

herangezogen wird.

Weitere komplexe Indizes sind in Kapitel 9 aufgelistet.

2.3.2 Farbdoppler

Bei der *farbkodierten Duplexsonographie* (FKDS, synonym: „color flow mapping“, CFM) werden im vom Untersucher eingestellten Fenster an vielen Messorten (Pixeln) die mittlere Geschwindigkeit

und die Richtung vorhandener Bewegungen analysiert und farblich kodiert dargestellt. Besteht keine Dopplerverschiebung wird in dem Pixel der Grauwert des B-Bildes dargestellt.

Technisch wird dies meistens mittels Autokorrelation realisiert, d. h. die Signale eines Pulses entlang einer Farbzeile werden mit den Signalen eines zweiten Pulses verglichen. Die Phasenverschiebung des demodulierten Signals ist dabei ein Maß für die mittlere Geschwindigkeit und informiert auch über die Strömungsrichtung. Zur Verbesserung des Ergebnisses erfolgt die Abtastung mehrfach für jedes Pixel im Farbfenster. Die Zeilendichte wird niedriger gewählt als für ein B-Bild, um die Bildfolgefrequenz trotz mehrfacher Abtastung einer Zeile ausreichend hoch zu halten. Diese ist dennoch deutlich niedriger als bei einem B-Bild.

Eine Alternative ist das Laufzeitanalyseverfahren, das die Laufzeitunterschiede zwischen 2 aufeinanderfolgenden Signalen vergleicht. Die Differenz ist proportional der Geschwindigkeit. Die Methode ist technisch aufwändiger, aber auch genauer bezüglich der Ermittlung der mittleren Geschwindigkeit und bietet eine bessere laterale Auflösung.

Die *Powerdopplertechnik* (synonym: „angio-mode“, „transparent energy-mode“, TEM) verzichtet auf die Richtungsinformation des Dopplersignals. Das in gleicher Weise gewonnene Signal wird hinsichtlich des Energiegehaltes aller Flussanteile, errechnet aus dem Quadrat der Amplitude des Dopplersignals, analysiert und entsprechend seiner Intensität unterschiedlich hell abgebildet. Infolge des Verzichts auf die Richtungsinformation entfällt das Problem des Aliasing, sodass sehr niedrige Pulsrepetitionfrequenzen gewählt werden können. Damit werden auch sehr langsame Flussgeschwindigkeiten darstellbar, was sich z. B. in der Erkennung von Tumorgefäßen durchaus bewährt hat (Abb. 2.16).

Einstellung der Farbdoppler – Bilder, Beurteilung

Die grundsätzlichen Probleme und Abhängigkeiten, die bei der Technik des gepulsten Dopplers skizziert wurden, Winkelabhängigkeit und Aliasing, bestehen auch beim Farbdoppler und müssen daher bei der Interpretation beachtet werden.

Es ist daher sinnvoll, die zu untersuchenden Gefäße in einem geeigneten Winkel darzustellen, da bei einem Winkel von 90° keine farbliche Dar-