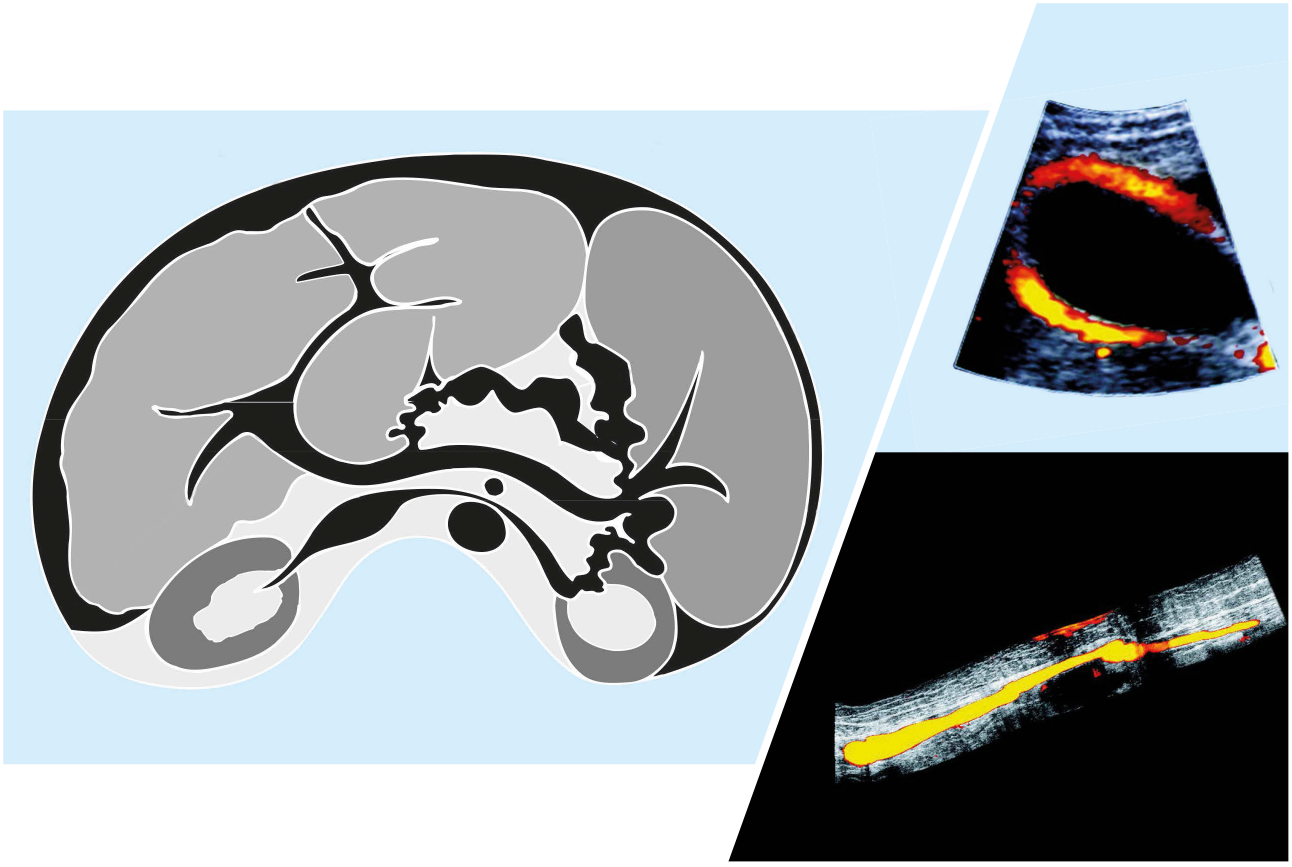
7. völlig überarbeitete und erweiterte Auflage

C. F. Dietrich (Hrsg.)

# Ultraschall-Kurs

## Organbezogene Darstellung von Grund- und Aufbaukurs sowie weiterführender Module (Postgraduierten-Kurse)

## Nach den Richtlinien von KBV, DEGUM, ÖGUM und SGUM



Deutscher Ärzteverlag

OnlinePlus

C.F. Dietrich (Hrsg.)
**Ultraschall-Kurs**

C. F. Dietrich (Hrsg.)

# Ultraschall-Kurs

## Organbezogene Darstellung von Grund- und Aufbaukurs sowie weiterführender Module (Postgraduierten-Kurse)

## Nach den Richtlinien von KBV, DEGUM, ÖGUM und SGUM

Mit Beiträgen von O. Ackermann, F. Bär, A.-P. Barreiros, B. Braden, C.F. Dietrich, H. Frey, C. Görg, C. Greis, N. Gritzmann, M. Heitz, M. Hocke, A. Hollerweger, R. Horn, A. Ignee, C. Jenssen, G. von Klinggräff, G. Lesnik, G. Lock, S. Morf, D. Nürnberg, H. Reinwald, G. Schüßler, C. Trenker, J. Tuma und H. Weiss

Mit Fragen-Antwort-Katalog, 47 Tabellen, über 2000 Abbildungen und mehr als 100 Videos

Deutscher Ärzteverlag

ISBN (eBook): 978-3-7691-3715-6

aerzteverlag.de

**Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek**
Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über http://portal.dnb.de abrufbar.

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

**Wichtiger Hinweis:**
Die Medizin und das Gesundheitswesen unterliegen einem fortwährenden Entwicklungsprozess, sodass alle Angaben immer nur dem Wissensstand zum Zeitpunkt der Drucklegung entsprechen können. Die angegebenen Empfehlungen wurden von Verfassern und Verlag mit größtmöglicher Sorgfalt erarbeitet und geprüft. Trotz sorgfältiger Manuskripterstellung und Korrektur des Satzes können Fehler nicht ausgeschlossen werden.

Der Benutzer ist aufgefordert, zur Auswahl sowie Dosierung von Medikamenten die Beipackzettel und Fachinformationen der Hersteller zur Kontrolle heranzuziehen und im Zweifelsfall einen Spezialisten zu konsultieren.

**Der Benutzer selbst bleibt verantwortlich für jede diagnostische und therapeutische Applikation, Medikation und Dosierung.**

Verfasser und Verlag übernehmen infolgedessen keine Verantwortung und keine daraus folgende oder sonstige Haftung für Schäden, die auf irgendeine Art aus der Benutzung der in dem Werk enthaltenen Informationen oder Teilen davon entstehen.

Das Werk ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung in anderen als den gesetzlich zugelassenen Fällen bedarf deshalb der vorherigen schriftlichen Genehmigung des Verlages.

Copyright © 2021 by Deutscher Ärzteverlag
Dieselstraße 2, 50859 Köln

Umschlagkonzeption: Deutscher Ärzteverlag
Produktmanagement: Marie-Luise Bertram
Content Management: Alessandra Provenzano
Manuskriptbearbeitung: Dr. Doortje Cramer-Scharnagl
Satz: Plaumann, 47807 Krefeld

5 4 3 2 1 0 / 614

# Danksagung

Die Herstellung wurde in schöpferischer Arbeitsgemeinschaft mit dem Lektorat des Deutschen Ärzteverlags vorgenommen. Die Zusammenarbeit mit Marie-Luise Bertram, Alessandra Provenzano, Dr. Doortje Cramer-Scharnagl und Christian Ruhmann war vorzüglich.

Die Falk Foundation hat mit großem Engagement die Voraussetzungen für die Lehrvideos unserer Online-Seite geschaffen. Besonderer Dank gilt hier Herrn Dr. Strünkelnberg. Frau Steinberger, Frau Tesanovic, Frau Glatz und Frau Zbinden danke ich herzlich für das perfekt organisierte Sekretariat und ihre immerwährende Hilfe früher in Bad Mergentheim und jetzt in Bern.

Gedankt sei den früheren Ko-Autoren, deren Kapitel durch ihren Einsatz geprägt wurden. Namentlich nennen nöchte ich hier Gert Hetzel, Dr. Jörg Bönhof und Dr. Bruno Stelzel, deren „Handschrift“ und Stil noch heute erkennbar ist.

Gedankt ist meinen früheren und aktuellen Kolleginnen und Kollegen, Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern in Frankfurt, Bad Mergentheim und jetzt in Bern. Ein besonderer Dank gilt auch den Winterschülern, die jährlich seit 2005 den praktischen Ultraschall-Kurs mitgestaltet haben, sei es durch Lehrvideos, Optimierungen der Geräteeinstellungen („Knöpfologie“) oder auch einfach nur durch Rat und Tat sowie gute Laune.

Ein herzliches Dankeschön erfolgt auch an das Bad Mergentheimer Leberzentrum e.V., das mir seit vielen Jahren Computertechnik und Stipendien zur Verfügung stellt.

# Herausgeber- und Autorenverzeichnis

## Herausgeber

Prof. Dr. med. Christoph F. Dietrich
Kliniken Hirslanden Bern
Beau-Site, Salem und Permanence
CH-3013/CH-3018 Bern

## Autoren

PD Dr. med. Ole Ackermann
Ruhr-Universität Bochum
Raiffeisenstraße 58–60
D-47259 Duisburg

Dr. med. Frances Bär
Wertachklinik Bobingen
Abteilung Innere Medizin
Wertachstraße 55
86399 Bobingen

PD Dr. med. Ana-Paula Barreiros
Deutsche Stiftung Organtransplantation – Region Mitte
Organisationszentrale
Haifa-Allee 2
D-55128 Mainz

Prof. Dr. med. Barbara Braden
Gastroenterology Unit
John Radcliffe Hospital
Headley Way
GB-OX3 9DU Oxford

Dipl.-Ing. Holger Frey
Mozartstraße 69
D-89551 Königsbronn

Prof. Dr. med. Christian Görg
Klinik für Innere Medizin, Schwerpunkt Hämatologie,
Onkologie und Immunologie
Philipps-Universität Marburg
Baldingerstraße
D-30543 Marburg

Dr. rer. nat. Christian Greis
Bracco Imaging Deutschland GmbH
Max-Stromeyer-Straße 116
D-78467 Konstanz

Univ.-Prof. Dr. Norbert Gritzmann
SONOSEMINARE
Valeriestraße 7/1/1
A-2500 Baden bei Wien

Dr. med. Matthias Heitz
Urologische Praxisgemeinschaft Hamburg-Blankenese
Blankeneser Bahnhofstraße 15
D-22587 Hamburg

PD Dr. med. Michael Hocke
Medizinische Klinik 2
Klinikum Meiningen GmbH
Bergstraße 3
D-98617 Meiningen

Dr. med. Alois Hollerweger
Krankenhaus der Barmherzigen Brüder
Kajetanerplatz 1
A-5010 Salzburg

Dr. med. Rudolf Horn
Center da sandà Val Müstair
Sielva 122
CH-7536 Sta. Maria

PD Dr. med. André Ignee
Medizinische Klinik 2
Caritas-Krankenhaus
Uhlandstraße 7
D-97980 Bad Mergentheim

Dr. med. Christian Jenssen
Abteilung für Innere Medizin
Krankenhaus Märkisch-Oberland GmbH
Sonnenburger Weg 11
D-16269 Wriezen

Dr. med. Gotthard von Klinggräff
Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Asklepios Klinik Harburg
Eißendorfer Pferdeweg 52
D-21075 Hamburg

MedR Dr. med. Gerald Lesnik
Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Klinikum Klagenfurt am Wörthersee
Feschnigstraße 11
A-9020 Klagenfurt

Prof. Dr. med. Guntram Lock
Klinik für Innere Medizin
Albertinen-Krankenhaus
Süntelstraße 11a
D-22457 Hamburg

Dr. med. Susanne Morf
Center da sandà Val Müstair
Sielva 122
CH-7536 Sta. Maria

Prof. Dr. med. Dieter Nürnberg
Institut Klinischer Ultraschall
Medizinische Hochschule Brandenburg
Fehrbelliner Straße 38
D-16816 Neuruppin

Dr. med. Helmut Reinwald
Innere Medizin
Kreiskrankenhaus Tauberbischofsheim
Albert-Schweitzer-Straße 37
D-97941 Tauberbischofsheim

Gudrun Schüßler
Medizinische Klinik 1
Caritas-Krankenhaus
Uhlandstraße 7
D-97980 Bad Mergentheim

Dr. med. Corinna Trenker
Klinik für Innere Medizin, Schwerpunkt Hämatologie, Onkologie und Immunologie
Philipps-Universität Marburg
Baldingerstraße
D-30543 Marburg

PD Dr. med. Jan Tuma
Institut für Allgemeine Innere Medizin und Nephrologie
Klinik Hirslanden
Witellikerstraße 40
CH-8032 Zürich

Prof. Dr. Hagen Weiss
Belchenstraße 37
D-68163 Mannheim

# Vorwort

Die hier präsentierte 7. Auflage des Titels „Ultraschall-Kurs“ wurde zuerst 1984 aufgelegt und hat über mehr als 35 Jahre die Ultraschallausbildung im deutschsprachigen Raum geprägt. Dem Begründer Ulrich Meckler, seinem Gründungsteam unter besonderer Würdigung meines akademischen Lehrers Prof. Dr. Wolfgang Caspary sowie den gestaltenden Generationen von Autoren und den Rückmeldungen der geneigten Leser ist der Erfolg dieses Buches gedankt. Mitautoren wurden zu Freunden.

Die 7. Auflage umfasst das Spektrum der internistischen, chirurgischen und urologischen Sonografie (inkl. Urogenitaltrakt und Hoden) mit Berücksichtigung des nicht kardiologischen Thorax (Lunge und Mediastinum sowie Kopf-Hals-Region und Schilddrüse). Das Buch richtet sich somit an sonografische Generalisten in Allgemeinmedizin, Innerer Medizin, Chirurgie, Radiologie und Urologie, die über das engere Fach eine umfassendere Darstellung wünschen.

Was ist neu? Neu ist ein größeres Buchformat. Neu sind auch eine Vielzahl von didaktisch konzipierten und bewährten Lehrvideos mit Darstellung der Untersuchungstechnik (Patiententenlagerung, Gerätebedienung, Schallkopfführung). Die detaillierte Beschreibung der Anatomie ist Kernelement der Videos. Die Notfallsonografie am Ort des Geschehens (Point of Care) bereichert die aktuelle Auflage dieses Kursbuches und nimmt einen zentralen Platz ein. Erläutert werden in diesen Kapiteln die Basisnotfallsonografie inklusive beispielsweise E-FAST, fokussierter kardialer Ultraschall, Lungenultraschall im Notfall und der fokussierte Ultraschall am Bewegungsapparat. Neu ist auch das Kapitel der Dopplersonografie peripherer Arterien. Jedem Kapitel sind Fragen zur Überprüfung des Lernerfolges beigefügt.

Dem Herausgeber ist bewusst, dass einzelne Kapitel (insbesondere Gynäkologie und Urologie) nur eine Einführung in die Thematik darstellen, die dem generalistisch tätigen Arzt (Ärztin) einen reizvollen Einblick geben soll. Im Übrigen wird auf die gängigen Ultraschallkursbücher der Gynäkologie und Urologie verwiesen.

Die DEGUM (Deutsche Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin), SGUM (Schweizerische Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin) und ÖGUM (Österreichische Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin) haben sich schon viele Jahre bemüht, die Untersuchungsvoraussetzungen und Qualitätsstandards den Anforderungen unserer Zeit anzupassen. In dem vorliegenden Kursbuch nach den Richtlinien der drei Gesellschaften werden die nur historisch zu verstehenden Schranken der verschiedenen sonografischen Techniken überwunden, ohne die zentrale Bedeutung der B-Bild-Sonografie für den Grund- und Aufbaukurs sowie die Module/Refresher-Kurse zu vernachlässigen. Die im unmittelbaren Kontext ergänzten Farb-, Powerdoppler- und Kontrastmitteltechniken sowie die Elastografie sollen das Verständnis für die Körperarchitektur verbessern und die Faszination für die Methode in ihren vielfältigen Möglichkeiten wecken.

Das Buch ist in enger Zusammenarbeit mit der SGUM und der ÖGUM entstanden. Die Mitautoren aus der Schweiz und Österreich tragen wesentlich zum Erfolg des Buches bei und haben die Neuauflage geprägt. Ein besonderer Dank gilt Jan Tuma, der für die Übersetzung des Kursbuchs in die tschechische Sprache gesorgt hat. Das Kursbuch wurde auch in das Polnische übersetzt.

Wir haben erneut eine knappe und präzise Darstellung angestrebt, ohne von seltenen, aber typischen Befunden abzusehen. Der klinische Stellenwert sonografischer Befunde wurde besonders hervorgehoben. Der Bildteil wurde in den Text integriert und enthält typische und häufige Befunde. Im Anschluss an jedes Kapitel ist eine kleine Auswahl diesem Kursbuch zugrundeliegender und weiterführender Literatur angefügt.

Durch die Optimierung der konventionellen Sonografie und Einführung der Kontrastmittelsonografie und Elastografie müssen die Anforderungen an ein Ultraschallkursbuch neu geordnet werden. Klassischerweise wurde in den Grund- und Aufbaukursen sowie den Modulen/Refresher-Kursen weitestgehend nur die B-Bild-Sonografie abgehandelt und die Farbdopplersonografie als eigenständige Technik im Kursablauf nicht immer integriert, sondern erst nach Abschluss der jeweiligen Kurse gelehrt. Unberücksichtigt bleibt hierbei allerdings, dass diese Trennung zwischen konventioneller B-Bild-Sonografie und gefäßdarstellenden Techniken eine künstliche Grenze ist und somit nur historisch zu verstehen ist.

In der Computer- und Magnetresonanztomografie wurden kontrastverstärkte Techniken zunächst skeptisch gesehen und vielerorts kategorisch abgelehnt.

Heute dagegen gelten CT- oder MRT-Schnittbildtechniken ohne Kontrastmittelanwendung in den meisten Fällen als inadäquat. Analog zu diesen sekundären Schnittbildtechniken wird auch im Ultraschall durch Kontrastmittel (Echosignalverstärker) der Kontrast zwischen Leberparenchym und Tumoren verbessert, was zu einer optimierten Ermittlung und Charakterisierung benigner und maligner fokaler Läsionen führt. Die Anwendung von Ultraschallkontrastmitteln hat sich in den letzten 20 Jahren etabliert und wurde in entsprechende Empfehlungen und Leitlinien inkorporiert. Eine besondere Bedeutung haben hierbei die Leitlinien der European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology (EFSUMB) und World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology (WFUMB).

Elastografische Techniken haben sich im routinemäßigen Alltag etabliert und werden anhand evidenzbasierter EFSUMB- und WFUMB-Leitlinien praxisnah dargestellt.

Unsere Leser möchte ich weiterhin bitten, durch Anregungen und Kritik das Buch in Zukunft mitzugestalten und freuen uns auf Rückmeldungen.

Christoph F. Dietrich
Bern, August 2020

# Inhaltsverzeichnis

**Geschichte und Entwicklung der Ultraschalldiagnostik** ..... 1
*Hagen Weiss*

**1 Grundlagen** ..... 5
*Christoph F. Dietrich, Holger Frey, Christian Greis*

**Einleitung** ..... 5

**Schwingung, Schallwelle** ..... 5

**Ultraschallerzeugung** ..... 6

**Physikalische Effekte** ..... 6
Reflexion und Brechung – 6
Streuung – 6
Interferenz – 6
Absorption – 6

**Bildaufbauverfahren** ..... 7
Impuls-Echo-Verfahren – 7
Time gain control (Tiefenselektive Verstärkung) – 7
A-Mode – 7
B-Mode – 7
M-Mode – 8

**Schallfeld** ..... 8
Auflösungsvermögen – 8
Fokussierung – 9
Kontrastauflösung und zeitliche Auflösung – 9

**Scanverfahren** ..... 10
Funktionsprinzip – 10
Linear array – 10
Curved oder Convex array – 10
Sektorscanner – 11
Phased array – 11
Bildoptimierung – 11

**Ultraschallartefakte** ..... 12
Schallschatten – 12
Distale Schallverstärkung – 12
Randschatten – 13
Nebenkeulenartefakt – 13
Reverberationsartefakt – 13
Geometrische Verzeichnung – 14
Spiegelartefakt – 14

**Dopplersonografie – physikalische Grundlagen** ..... 14
Dopplersonografie – theoretischer Hintergrund – 14
Technik der Dopplersonografie – 16
Farbkodierte Dopplersonografie – 18
Powerdopplersonografie („Power-Mode“) – 21

**Ultraschallkontrastmittel und Kontrastmittelultraschall** ... **22**
Aufbau der Ultraschallkontrastmittel – 23
Eigenschaften und Anwendung der Ultraschallkontrastmittel – 23
Kontrastspezifische Bildgebungsverfahren – 24
Zukünftige Entwicklungen bei den mikrobläschenbasierten Kontrastmitteln – 29

**Elastografische (elastometrische) Methoden** ... **30**
Kompressionssonografie – 30
Scherwellenelastografie – 32
Leberfibrosemessungen, transiente Elastografie (FibroScan) – 32
Acoustic radiation force impulse imaging (ARFI) mittels Punkt-Scherwellenelastografie (pSWE) – 33
Leberfibrosemessungen, 2-D-Scherwellenelastografie – 34
Sind die SWE-Methoden ohne Einschränkung vergleichbar? – 34

**Beurteilungskriterien und Befundbeschreibung** ... **34**
Grundlagen der Terminologie – 34
Dokumentation – 37

**Literatur** ... **37**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Grundlagen“** ... **39**

**2 Leber** ... **41**
*Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ... **41**

**Topografie** ... **45**

**Anatomie** ... **45**
Anatomische Orientierung – 45
Normalbefund – 47

**Untersuchungstechnik** ... **49**
Lebersegmentzuordnung – 50

**Allgemeine sonografische Pathologie** ... **51**
Größe – 51
Form und Kontur – 51
Echomuster – 52
Architektur – 52

**Spezielle sonografische Befunde** ... **52**
Diffuse Lebererkrankungen – 52
Vaskuläre Lebererkrankungen – 61
Benigne umschriebene Leberveränderungen – 66
Maligne umschriebene Leberveränderungen – 76
Transjugulärer intrahepatischer portosystemischer Shunt (TIPSS) – 80
Perihepatische Veränderungen – 81
Elastografie der Leber – 83

**Stellenwert** ... **86**

**Literatur** ... **87**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Leber“** ... **89**

**3 Hepatobiliäres System** ... **91**
*Christoph F. Dietrich, Michael Hocke, Frances Bär, Ana Paula Barreiros*

**Kursgliederung** ... **91**

**Topografie** ... **94**

**Anatomie** ... **94**

**Normalbefund** ... **94**

**Untersuchungstechnik** ... **94**

**Gallenblase** ... **96**
Allgemeine sonografische Pathologie – 96
Gallenblasengröße – 96
Spezielle sonografische Befunde – 96

**Pathologie der Gallenblasenwand** ... **100**
Diffuse Veränderungen – 100
Fokale Wandveränderungen – 103

**Gallenwege** ... **106**
Abklärung des Ikterus – 106
Choledocho-/Hepatikolithiasis – 106
Mirizzi-Syndrom – 107
Cholangitiden – 108
Gallengangkarzinome (cholangiozelluläre Karzinome, CCC) – 109
Zystische Gallengangstumoren – 110
Aerobilie – 110
Traumata/postoperative Komplikationen – 111

**Weiterführende Diagnostik** ... **113**
Farbdopplersonografie – 113
Kontrastmittelultraschall – 113

**Stellenwert** ... **114**

**Literatur** ... **114**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Hepatobiliäres System“** ... **116**

**4 Pankreas** ... **119**
*Christoph F. Dietrich, Christian Jenssen*

**Kursgliederung** ... **119**

**Topografie** ... **122**

**Anatomie** ... **122**

**Normalbefund** ... **124**

**Untersuchungstechnik** ... **124**

**Allgemeine sonografische Pathologie** ... **126**
Größe – 126
Form und Kontur – 126
Echomuster – 126
Architektur – 127

**Spezielle sonografische Befunde** ... **127**
Akute Pankreatitis – 127
Chronische Pankreatitis – 130
Komplikationen der Pankreatitis – 132
Differenzialdiagnose der Pankreatitis – 132

**Pankreastumoren** ... **133**
Duktales Adenokarzinom des Pankreas – 133
Neuroendokrine Tumoren – 135
Metastasen – 137
Andere Pankreastumoren – 137
Zystische Pankreastumoren – 137
Pankreastrauma – 141

**Farbdopplersonografie** ... **141**
**Kontrastmittelultraschall** ... **141**
**Elastografie** ... **142**
**Stellenwert** ... **142**
**Literatur** ... **142**
**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Pankreas“** ... **144**

**5 Milz** ... **147**
*Christian Görg, Corinna Trenker*
**Kursgliederung** ... **147**
**Topografie** ... **150**
**Anatomie** ... **150**
**Untersuchungstechnik** ... **150**
**Farbdopplersonografie (FDS)** ... **150**
**Kontrastmittelultraschall (CEUS)** ... **151**
**Normalbefund** ... **151**
Größe – 151
Form und Kontur – 151
Echomuster – 151
Vaskularisation – 151
Nebenmilzen – 152
**Diffuse Milzveränderungen** ... **152**
Splenomegalie – 152
Kleine Milz (Hyposplenie) – 153
Diffuse Parenchyminhomogenität – 154
**Primäre fokale Milzveränderungen** ... **155**
**Sekundäre fokale Milzveränderungen** ... **157**
**Stellenwert** ... **159**
**Literatur** ... **163**
**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Milz“** ... **165**

**6 Abdominelle Kompartimente** ... **167**
*Alois Hollerweger*
**Kursgliederung** ... **167**
**Bauchwand** ... **172**
Anatomie und Topografie – 172
Untersuchungstechnik – 172
Spezielle sonografische Befunde – 172
Entzündung und Hämatom – 172
Hernien – 172
Tumoren – 172
Farbdopplersonografie – 173
Stellenwert – 174
**Peritoneum und Mesenterium** ... **177**
Anatomie und Topografie – 177
Untersuchungstechnik – 177
Normalbefund – 177

Spezielle sonografische Befunde – 177
Aszites – 177
Peritonitis – 178
Hämaskos – 179
Peritonealkarzinose – 179
Perforation – 180
Mesenteriale Lymphknoten – 180
Weitere Befunde – 182
Farbdopplersonografie und Kontrastmittelultraschall – 182
Stellenwert – 182

**Retroperitoneum** ... **186**
Anatomie und Topografie – 186
Untersuchungstechnik – 186
Spezielle sonografische Befunde – 186
Aorta abdominalis – 186
V. cava inferior – 187
Tumoren – 188
Entzündliche Prozesse – 188
Hämatome – 188
Lymphknoten – 189
Weitere Befunde – 190
Farbdopplersonografie und Kontrastmittelultraschall – 191
Stellenwert – 191

**Literatur** ... **192**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Abdominelle Kompartimente“** ... **193**

**7 Gastrointestinaltrakt** ... **195**
*Alois Hollerweger, Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ... **195**

**Topografie** ... **200**

**Anatomie** ... **200**

**Normalbefund** ... **201**

**Untersuchungstechnik** ... **202**

**Allgemeine sonografische Pathologie** ... **202**

**Spezielle sonografische Befunde** ... **202**
Magenektasie – 202
Magentumoren – 203
Andere Ursachen für Magenwandverdickungen – 204
Darmektasie und mechanischer Ileus – 205
Divertikulitis – 208
Appendizitis – 208
Chronisch entzündliche Darmerkrankungen – 210
Ischämische Darmerkrankungen – 211
Akute Enterokolitis – 211
Sonderformen von Darmentzündungen – 213
Darmtumoren – 213

**Farbdopplersonografie und Kontrastmittelultraschall** ... **215**

**Stellenwert** ... **216**

**Literatur** ... **216**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Gastrointestinaltrakt“** ... **218**

**8 Perinealer (perianaler) Ultraschall (PNUS) ... 221**
*Dieter Nürnberg, Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung ... 221**

**Topografie ... 223**

**Anatomie ... 223**

**Untersuchungstechnik ... 223**
Untersuchungsposition – 223
Schallkopfführung – 224
Ergänzende Ultraschalltechniken – 224

**Allgemeine sonografische Pathologie ... 225**

**Spezielle sonografische Befunde ... 225**
Fisteln und Abszesse – 225
Anale und rektale Tumoren – 228
Inkontinenzabklärung – 231
Diagnostische und therapeutische Interventionen – 231

**Weiterführende Diagnostik ... 231**
PNUS und ERUS – 231

**Varia ... 232**

**Stellenwert ... 233**

**Literatur ... 233**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Perinealer (perianaler) Ultraschall (PNUS)“ ... 234**

**9 Kleines Becken ... 235**
*Alois Hollerweger*

**Kursgliederung ... 235**

**Topografie ... 240**

**Anatomie ... 240**

**Normalbefund ... 240**
Harnblase und Ureteren – 240
Prostata und Samenblasen – 241
Uterus, Vagina und Adnexe – 241

**Untersuchungstechnik ... 241**

**Allgemeine sonografische Pathologie ... 242**

**Spezielle sonografische Befunde ... 242**
Harnblase – 242
Weibliches Becken – 244
Männliches Becken – 248

**Farbdopplersonografie und Kontrastmittelultraschall ... 249**

**Stellenwert ... 249**

**Literatur ... 250**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Kleines Becken“ ... 251**

**10 Niere** ... 253
*Jan Tuma, Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ... 253

**Topografie** ... 254

**Anatomie** ... 254

**Normalbefund** ... 258
Lage – 258
Größe – 258
Parenchym – 258
Echomuster – 259
Architektur – 259
Gefäßversorgung – 259

**Untersuchungstechnik** ... 260

**Allgemeine sonografische Pathologie** ... 261
Lage und Form – 261
Größe – 262
Kontur – 262
Echomuster des Nierenparenchyms – 262
Architektur – 263

**Anomalien der Anlage, Lage und Form** ... 263
Rotationsanomalien – 263
Agenesie, Aplasie, Hypoplasie, Dystopie, Nephroptose – 263
Doppelnieren, Hufeisenniere, Kuchenniere – 264

**Nierenparenchymerkrankungen** ... 265
Vergrößerte Nieren – 265
Verkleinerte Nieren – 267
Nieren mit Konturveränderungen – 269
Nieren mit abnormem Echomuster – 269

**Fokale Nierenparenchymveränderungen** ... 271
Echofreie Veränderungen – 271
Echoreiche Veränderungen – 277
Echoarme und komplexe Veränderungen – 279

**Perirenale Veränderungen** ... 281
Hämatome – 281
Perinephritische Abszesse – 282

**Veränderungen des Nierensinus** ... 282
Normvarianten – 282
Erweitertes Nierenbeckenkelchsystem (Hydronephrose) – 283
Harnwegsobstruktion (HO) – 283
Vesikoureteraler Reflux (VUR) – 288
Differenzialdiagnose der Harnstauung – 289
Tumoren des Nierenbeckenkelchsystems – 289

**Nierengefäße** ... 289
Nierenarterien – 289
Nierenvenen – 289

**Transplantatniere** ... 290

**Stellenwert** ... 292

**Literatur** ... 292

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Niere“** ... 294

**11 Nebenniere** ... **297**
*Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ... **297**

**Topografie** ... **300**

**Anatomie und Normalbefund** ... **300**

**Untersuchungstechnik** ... **301**

**Allgemeine sonografische Pathologie** ... **301**

**Spezielle sonografische Befunde** ... **302**
Nebennierenzyste – 302
Verkalkung – 302
Hämatom – 302
Myelolipom der Nebenniere – 302
Nebennierenadenom – 302
Nebennierenkarzinom – 303
Nebennierenmetastase – 303
Tumoren des Nebennierenmarks – 304

**Differenzialdiagnose** ... **304**

**Farbdopplersonografie** ... **304**

**Konstrastmittelultraschall** ... **304**

**Stellenwert** ... **305**

**Literatur** ... **305**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Nebenniere“** ... **306**

**12 Schilddrüse** ... **309**
*Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ... **309**

**Topografie** ... **312**

**Anatomie** ... **312**

**Untersuchungstechnik** ... **313**

**Normalbefund** ... **313**
Größe, Echomuster – 313
Anforderungen an einen Sonografiebefund – 313

**Allgemeine sonografische Pathologie** ... **314**

**Spezielle sonografische Befunde** ... **314**
Diffuse Schilddrüsenkrankheiten – 314
Benigne umschriebene Schilddrüsenveränderungen – 317
Maligne umschriebene Veränderungen der Schilddrüse – 318

**Nebenschilddrüse** ... **320**

**Farbdopplersonografie** ... **321**

**Neue Ultraschalltechniken** ... **322**

**Stellenwert** ... **322**

**Literatur** ... **322**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Schilddrüse“** ... **323**

**13 Kopf und Hals, Speicheldrüsen** ... 325
*Norbert Gritzmann*

**Kursgliederung** ... 325

**Topografie** ... 328

**Anatomie** ... 328
Gl. parotis – 328
Gl. submandibularis – 328
Gl. sublingualis – 328

**Pathologische Veränderungen der Speicheldrüsen** ... 328
Akute Entzündungen der Speicheldrüsen – 328
Chronische Entzündungen der Speicheldrüsen – 329
Sialolithiasis – 330
Tumoren der Speicheldrüsen – 330

**Halsweichteile** ... 333
Halszysten – 333
Weichteiltumoren – 334

**Zervikale Lymphknoten** ... 334
Entzündliche Lymphknoten – 335
Tuberkulöse Lymphadenitis – 335
Lymphknotenmetastasen – 336
Maligne Lymphome – 337

**Farbdopplersonografie** ... 337

**Echosignalverstärkte Sonografie** ... 338

**Elastografie** ... 338

**Stellenwert** ... 338

**Literatur** ... 338

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Kopf und Hals, Speicheldrüsen“** ... 340

**14 Thoraxwand, Lunge und Pleura** ... 341
*Christoph F. Dietrich, Barbara Braden, Susanne Morf, Rudolf Horn*

**Kursgliederung** ... 341

**Topografie und Anatomie** ... 344

**Normalbefund** ... 344

**Untersuchungstechnik** ... 344

**Spezielle sonografische Befunde der Thoraxwand** ... 344

**Spezielle sonografische Befunde des Diaphragmas** ... 345

**Spezielle sonografische Befunde von Pleura und Lunge** ... 345
Pleuraerguss – 346
Pneumothorax – 347

**Spezielle sonografische Befunde, fokale Veränderungen** ... 347
Pleuraschwarte – 347
Pleuratumoren – 347
Atelektasen – 348
Pneumonische Infiltrationen – 348
Bronchialkarzinom – 350
Lungenembolie und Lungeninfarkt – 350

Lungenkontusion – 351
Lungenödem – 352
Zusammenfassung der speziellen Lungenbefunde – 352

**Farbdopplersonografie** ... **352**

**Kontrastmittelultraschall** ... **352**

**Stellenwert** ... **352**

**Literatur** ... **353**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Thoraxwand, Lunge und Pleura“** ... **354**

**15 Mediastinum** ... **357**
*Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ... **357**

**Topografie** ... **360**

**Anatomie** ... **360**

**Normalbefund** ... **360**

**Untersuchungstechnik** ... **361**

**Allgemeine sonografische Pathologie** ... **361**

**Spezielle sonografische Befunde** ... **361**

**Farbdopplersonografie** ... **361**

**Kontrastmittelultraschall** ... **362**

**Stellenwert** ... **362**

**Literatur** ... **364**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Mediastinum“** ... **365**

**16 Skrotum** ... **367**
*Guntram Lock, Matthias Heitz, Gotthard von Klinggräff*

**Kursgliederung** ... **367**

**Embryogenese** ... **370**
Descensus testis – 370

**Anatomie** ... **370**

**Normalbefund** ... **370**

**Untersuchungstechnik** ... **372**

**Spezielle sonografische Befunde** ... **372**
Hoden – 372
Hodentumoren – 373
Hodenzysten, Verkalkungen – 375
Entzündung: Orchitis – 375
Nebenhoden – 376
Entzündung: Epididymitis – 377
Samenstrang und paratestikuläres Gewebe – 378

**Sonografie des akuten Skrotums** ... **379**
Trauma – 379
Hodentorsion – 380
Hydatidentorsion – 381

**Stellenwert der Skrotalsonografie, Einsatz neuerer sonografischer Verfahren** ... **382**

**Literatur** ... **384**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Skrotum“** ... **385**

**17 Abdominelle Gefäße** ... **387**
*André Ignee, Gudrun Schüßler, Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ... **387**

**Untersuchungstechnik** ... **390**
Messwerte – 390
Einschallwinkel – 390
Die relativen Indizes – 391
Der Gefäßquerschnitt und das Blutflussvolumen – 391
Messort – 392

**Truncus coeliacus** ... **392**
Pathologische Veränderungen – 393

**Darmgefäße** ... **393**
A. mesenterica superior (AMS) – 393
A. mesenterica inferior (AMI) – 394

**Lebergefäße** ... **394**
Leberarterien – 394
Varianten der arteriellen Leberversorgung – 395
V. portae – 395
Lebervenen – 396

**Nierengefäße** ... **398**
Nierenarterienstenosen – 398
Fokale Läsionen – 399
Diffuse Nierenerkrankungen – 399

**Stellenwert** ... **400**

**Analyse der Literatur** ... **400**

**Literatur** ... **400**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Abdominelle Gefäße“** ... **401**

**18 Sonografie am Bewegungsapparat** ... **403**
*Rudolf Horn, Helmut Reinwald, Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ... **403**

**Vorbemerkungen** ... **404**

**Untersuchungstechnik** ... **404**
Dokumentation – 404

**Allgemeine und spezielle Sonoanatomie – regionenübergreifend** ... **404**
Punktionen – 406

**Ultraschallphänomene** ... **406**
Phänomen der Reflexumkehr bzw. Anisotropie – 406
Phänomen der Pseudousur – 406

**Obere Extremität** ... **411**
Schulter – 411
Untersuchungstechnik/Standardschnitte – 411
Punktion – 412
Omarthritis – 412

Bursitis subacromialis – 413
Rotatorenmanschettenruptur – 413
Ellenbogen – 414
Untersuchungstechnik – 414
Kubitalarthritis – 414
Bursa olecrani – 415
Tennisellenbogen – 415
Handgelenke und Finger – 416
Untersuchungstechnik – 416
Karpalarthritis und Tenosynovitis – 416
Karpaltunnelsyndrom – 417
Handgelenkganglion – 418

**Untere Extremität** ..... **421**
Hüfte – 421
Untersuchungstechnik – 421
Koxarthritis – 421
Amyloidarthropathie versus Infektarthritis – 422
Koxarthrose – 422
Knie – 423
Untersuchungstechnik – 423
Gonarthritis – 423
Poplitealzyste/Baker-Zyste – 423
Gonarthrose – 424
M. quadriceps femoris – 425
Sprunggelenk und Achillessehne – 425
Untersuchungstechnik – 425
Artikulosynovitis versus Tenosynovitis versus Unterhautödem – 425
Sprunggelenkarthritiden – 425
Tenosynovitis – 426
Achillessehnenerkrankungen – 426
M.-gastrocnemius-Ruptur – 427
Ligamente des oberen Sprunggelenks – 428
Vorfuß – 430
Untersuchungstechnik – 430
Vorfußarthritis bei rheumatoider Arthritis und bei Gicht – 430
Stellenwert der Ultraschalldiagnostik am Bewegungsapparat – 430
Diagnostik und Differenzialdiagnostik – 430
Therapie und Verlauf – 432
Spezielle Körperregionen – 432
Bewertung neuer Techniken – 433

**Literatur** ..... **434**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Sonografie am Bewegungsapparat“** ..... **435**

**19 Knochen- und Fraktursonografie bei Kindern** ..... **437**
*Ole Ackermann*

**Kursgliederung** ..... **437**

**Topografie** ..... **438**

**Anatomie** ..... **438**
Anatomische Orientierung – 438

**Normalbefund** ..... **438**

**Untersuchungstechnik** ..... **439**

**Allgemeine sonografische Pathologie** ... **439**
Frakturformen – 439
Weichteilläsionen – 440
Deformitäten – 440

**Dokumentation** ... **440**

**Spezielle Indikationen** ... **441**
Distale Unterarmfraktur – 441
Ellenbogenfraktur – 441
Proximale Humerusfraktur – 442
Screening okkulter Frakturen – 443
Sternum – 443
Rippen – 444
Stellungskontrollen – 444

**Stellenwert** ... **444**

**Rationelles Vorgehen** ... **445**

**Literatur** ... **445**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Knochen- und Frakturensonografie bei Kindern“** ... **446**

**20 Farbkodierte Dopplersonografie der Halsgefäße** ... **449**
*Gerald Lesnik, Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ... **449**

**Anatomie und Topografie** ... **452**

**Indikation und Voruntersuchung** ... **453**
Klinische Indikationen – 453
Klinische Voruntersuchungen – 454

**Untersuchungstechnik** ... **454**
A. carotis communis – 454
A. vertebralis – 461

**Normalbefund** ... **462**
A. carotis – 462
A. vertebralis – 462
Intima-Media-Dicke (IMD) – 463

**Pathologische Befunde** ... **465**
Gefäßelongationen – 465
Atherosklerose – 465
Plaques – 466
Stenosen – 468
Pseudookklusion – 480
Verschluss – 481
Dissektion – 482
Fibromuskuläre Dysplasie – 486
Vaskulitis – 486
Pulsierende Schwellung am Hals – 488
Hypoplasie der A. vertebralis – 488
Subclavian steal – 488

**Stellenwert** ... **490**

**Literatur** ... **490**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Farbkodierte Dopplersonografie der Halsgefäße“** ... **492**

**21 Peripheres Venensystem** ..... **495**
*Alois Hollerweger, Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ..... **495**

**Anatomie und Topografie** ..... **498**
Untere Extremität – 498
Obere Extremität – 498

**Physiologie des Venensystems** ..... **498**

**Untersuchungstechnik** ..... **499**
Kontinuierliche dopplersonografische (cw-)Untersuchung – 499
B-Bild-Sonografie – 499
Farbduplexsonografie – 499
Patientenlagerung – 500
Dokumentation – 500

**Normalbefund** ..... **500**

**Spezielle sonografische Befunde** ..... **501**
Tiefe Beinvenenthrombose – 501
Oberflächliche Thrombophlebitis – 504
Klappeninsuffizienz – 505

**Kontrastmittelultraschall** ..... **506**

**Stellenwert** ..... **506**

**Literatur** ..... **507**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Peripheres Venensystem“** ..... **508**

**22 Dopplersonografie peripherer Arterien** ..... **511**
*Gerald Lesnik, Alois Hollerweger, Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ..... **511**

**Anatomie und Topografie** ..... **512**
Untere Extremität – 512
Obere Extremität – 521

**Physiologie peripherer Arterien** ..... **524**

**Untersuchungstechnik** ..... **525**
Dopplersonografische (cw-)Untersuchung – 525
B-Bild-Sonografie – 525
Farbdopplersonografie – 527
Spektraldoppler – 527
Patientenlagerung – 528
Dokumentation – 528

**Normalbefund** ..... **529**

**Indikationen** ..... **531**

**Was sollten wir vor einer Sonografie wissen?** ..... **532**

**Spezielle sonografische Befunde** ..... **534**

**Einführung Stenosekriterien** ..... **534**

**Stenosen und Verschlüsse** ..... **540**
Akute Ischämie – 541
Sonderform Leriche-Syndrom – 543
Aneurysmen – 543

Gefäßverletzungen – 543
Popliteal entrapment („Kniegelenkfalle“) – 544
Stents – 546
Thorakales Ausflusssyndrom (TOS) – 546
Krankheiten der Armarterien – 546
Kathetereinlagen – 547
Postoperative Beurteilung von Fisteln zur Hämofiltration bzw. Dialysetherapie – 548
Bypass – 549

**Kontrastmittelultraschall** ... **550**

**Zusammenfassung** ... **550**

**Stellenwert** ... **551**

**Literatur** ... **551**

**Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Dopplersonografie peripherer Arterien“** ... **553**

**23 Notfallsonografie** ... **555**
*Rudolf Horn, Susanne Morf, Christoph F. Dietrich*

**Kursgliederung** ... **555**

**Vorbemerkungen** ... **556**
Untersuchungstechnik – 556
Geräte – 556
Speicherung – 557
Literatur – 557

**Basisnotfallsonografie (BNFS)** ... **558**
*Rudolf Horn, Susanne Morf, Christoph F. Dietrich*
Einführung – 558
E-FAST (Extended focussed assessment with sonography in trauma) – 558
Untersuchungstechnik – 558
Allgemeine sonografische Pathologie – 559
Stellenwert – 564
Zusammenfassung – 565
Abdominales Aortenaneurysma – 566
Untersuchungstechnik – 566
Allgemeine sonografische Pathologie – 566
Stellenwert – 566
Zusammenfassung – 568
Cholezystolithiasis, Choledocholithiasis und Cholezystitis – 568
Untersuchungstechnik – 568
Allgemeine sonografische Pathologie – 568
Stellenwert – 569
Zusammenfassung – 569
Tiefe Beinvenenthrombose (tBVT) – 570
Untersuchungstechnik – 570
Allgemeine sonografische Pathologie – 571
Stellenwert – 571
Zusammenfassung – 571
Hydronephrose – 571
Untersuchungstechnik – 572
Allgemeine sonografische Pathologie – 572
Stellenwert – 572
Zusammenfassung – 573

Harnblasenretention – 573
Untersuchungstechnik – 573
Allgemeine sonografische Pathologie – 573
Stellenwert – 574
Zusammenfassung – 574
Ultraschallgesteuerte Punktionen – 574
Untersuchungstechnik – 574
Punktionen im Einzelnen – 575
Sterilität – 575
Zusammenfassung – 575
Literatur – 576
Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Basisnotfallsonografie (BNFS)“ – 577

**Fokussierter kardialer Ultraschall (FOCUS)** ..... **579**
*Susanne Morf, Rudolf Horn, Christoph F. Dietrich*
Einführung – 579
Untersuchungstechnik – 579
Linker Ventrikel – 583
Untersuchungstechnik und allgemeine sonografische Pathologie – 583
Zusammenfassung – 585
Rechter Ventrikel – 585
Untersuchungstechnik – 585
Allgemeine sonografische Pathologie – 585
Zusammenfassung – 586
Perikarderguss – 586
Untersuchungstechnik und allgemeine sonografische Pathologie – 587
Zusammenfassung – 588
Volumenstatus – 588
Untersuchungstechnik und allgemeine sonografische Pathologie – 588
Stellenwert – 589
Dokumentation – 589
Literatur – 589
Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Fokussierter kardialer Ultraschall (FOCUS)“ – 590

**Lungenultraschall im Notfall (LUS)** ..... **591**
*Susanne Morf, Rudolf Horn, Christoph F. Dietrich*
Einführung – 591
Pneumonie, Pleuritis – 591
Untersuchungstechnik – 591
Allgemeine sonografische Pathologie – 591
Stellenwert – 593
Zusammenfassung – 594
Interstitielles Syndrom – 594
Untersuchungstechnik – 594
Allgemeine sonografische Pathologie – 594
Stellenwert – 595
Zusammenfassung – 595
Lungenkontusionen – 595
Untersuchungstechnik – 596
Allgemeine sonografische Pathologie – 596
Stellenwert – 596
Zusammenfassung – 596
Sternumfrakturen – 596
Untersuchungstechnik – 596
Allgemeine sonografische Pathologie – 597

Stellenwert – 597
Zusammenfassung – 597
Rippenfrakturen – 597
Untersuchungstechnik – 597
Allgemeine sonografische Pathologie – 597
Stellenwert – 597
Zusammenfassung – 597
Lungenembolie – 598
Untersuchungstechnik – 598
Allgemeine sonografische Pathologie – 598
Stellenwert – 598
Zusammenfassung – 598
Zusammenfassung – 599
Literatur – 599
Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Lungenultraschall im Notfall (LUS)“ – 600
**Fokussierter Ultraschall am Bewegungsapparat (Fok BWA)** ..... **601**
*Rudolf Horn, Christoph F. Dietrich*
Einführung – 601
Gelenkerguss – 601
Untersuchungstechnik – 601
Allgemeine sonografische Pathologie – 601
Stellenwert – 603
Zusammenfassung – 603
Frakturen – 604
Untersuchungstechnik – 604
Allgemeine sonografische Pathologie – 604
Stellenwert – 605
Zusammenfassung – 605
Sehnenrupturen – 605
Untersuchungstechnik – 605
Allgemeine sonografische Pathologie – 606
Stellenwert – 606
Zusammenfassung – 607
Muskelrupturen – 607
Untersuchungstechnik – 607
Allgemeine sonografische Pathologie – 607
Stellenwert – 609
Zusammenfassung – 609
Weichteilschwellungen (inkl. Abszess) – 609
Untersuchungstechnik – 609
Allgemeine sonografische Pathologie – 610
Stellenwert – 611
Zusammenfassung – 611
Fremdkörper – 611
Untersuchungstechnik – 611
Allgemeine sonografische Pathologie – 612
Stellenwert – 612
Zusammenfassung – 612
Ultraschallgesteuerte Punktionen – 612
Sterilität – 613
Untersuchungstechnik – 613
Zusammenfassung – 613
Literatur – 613
Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Fokussierter Ultraschall am Bewegungsapparat (Fok BWA)“ – 614

**Notfallsonografie im klinischen Kontext** ... **616**
*Rudolf Horn, Christoph F. Dietrich*
Einführung – 616
Untersuchungstechnik bei Hypotonie (Kreislaufschock) – 616
Einteilung der Schockformen – 616
Praktisches Vorgehen – 617
Untersuchungstechnik bei Dyspnoe – 618
Lungenultraschall (LUS) – 618
Fokaler kardialer Ultraschall (FOCUS) – 620
Krankheiten in Verbindung mit den Ultraschallbefunden – 621
Untersuchungstechnik beim Trauma – 621
Ultraschall während kardiopulmonaler Wiederbelebung – 622
Vorgehen mit dem Ultraschall – 622
Differenzierung der PEA von einer Pseudo-PEA – 622
Diagnostik reversibler Ursachen – 622
Literatur – 623
Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Notfallsonografie im klinischen Kontext“ – 624

**Videos zum Buch** ... **625**
**Untersuchungsablauf** ... **625**
**Leber** ... **626**
**Hepatobiliäres System** ... **627**
**Pankreas** ... **628**
**Milz** ... **628**
**Abdominelle Kompartimente** ... **628**
**Gastrointestinaltrakt** ... **629**
**Kleines Becken** ... **630**
**Nieren** ... **630**
**Nebenniere** ... **631**
**Mediastinum** ... **631**
**Abdominelle Gefäße** ... **631**

**Stichwortverzeichnis** ... **633**

# Geschichte und Entwicklung der Ultraschalldiagnostik

*Hagen Weiss*

## Das Phänomen

Schon immer haben sich die Menschen Gedanken über die rätselhafte Orientierungsfähigkeit von Fledermäusen in der Dunkelheit gemacht. Das experimentierfreudige Zeitalter der Aufklärung in der 2. Hälfte des 18. Jahrhunderts spürte dem geheimnisvollen Phänomen nach und entwickelte Versuchsanordnungen zu seiner Klärung.

Der Geistliche, Ordinarius der Naturgeschichte der Universität Pavia, Leiter des dortigen naturhistorischen Museums und vielseitige naturwissenschaftliche Experimentator Lazzaro Spallanzani (1729–1799) beschäftigte sich erstmals experimentell mit dem Flug der Fledermäuse und ihrer Fähigkeit, selbst in der Dunkelheit kleinsten Hindernissen auszuweichen. Seine in Briefform (*Lettere*, 1793/94) an Brief- und Experimentierpartner gerichteten Untersuchungsergebnisse halten fest, dass sich Fledermäuse auch dann in der Dunkelheit zurechtfinden und Hindernissen ausweichen, wenn sie geblendet und gleichzeitig ihres Tastsinns, ihres Geschmacks und ihres Geruchs beraubt sind [Spallanzani 1825/1826]. Das gleichzeitige Verstopfen der Gehörgänge geblendeter Tiere führte in 10 von 11 Fällen nicht zu einer Einschränkung der Orientierungsfähigkeit. Spallanzani nahm deshalb an, dass sich die Tiere mit einem sechsten, für Menschen nicht fassbaren Sinn orientieren müssten, der seinen Sitz im Bereich des Kopfes haben müsse, denn Tiere, deren Kopf mit einem Tuch vollständig bedeckt wurde, waren nicht mehr in der Lage, sich zu orientieren.

Der Genfer Arzt und Naturwissenschaftler Louis Jurine (1751–1819) hatte von diesen Versuchen gehört und wiederholte sie [Peschier 1798]. Übereinstimmend mit Spallanzani stellte er fest, dass die Augen zur Orientierung der Fledermäuse nicht notwendig sind. Im Unterschied zu Spallanzani fand er jedoch, dass alle 6 geblendeten und durch Verbinden der Ohren oder Perforation des Trommelfells um das Gehör gebrachten Tiere sich nicht mehr orientieren konnten, während geblendete Tiere mit intakten Ohren den Hindernissen auszuweichen in der Lage waren. Er schloss daraus, dass die Ohren der Fledermäuse die Augen bei der Orientierung im Flug ersetzen können.

Obwohl Spallanzani die Ergebnisse Jurines nachträglich bestätigte und die Spallanzanischen Ergebnisse schnell in der damaligen gebildeten Welt bekannt wurden [Gren 1794; Reil 1796], konnte sich die Theorie des sechsten Sinns oder gar die Hörtheorie im 19. Jahrhundert nicht durchsetzen. Die von Cuvier [Claus 1885] aufgestellte Tastsinntheorie hielt sich in der enzyklopädischen Literatur bis in das 20. Jahrhundert [Brehm 1927]. Der Grund dafür, dass sich die Hörtheorie nicht durchsetzen konnte, war wohl einfach die Tatsache, dass eine für den Menschen nicht hörbare Tonqualität nicht vorstellbar war [Galambos 1942/43].

Nach Bekanntwerden der Existenz von Ultraschallwellen konnte Hartridge [1920] allein aufgrund der Betrachtung des Fluges der Fledermäuse bei Tag und in der Nacht die Hypothese aufstellen, dass Fledermäuse im Flug hochfrequente, das heißt kurzwellige Schreie ausstoßen, die oberhalb der menschlichen Hörgrenze liegen, und aus der Art der Reflektion dieser Schreie (sog. Sound ranging) im Wege liegende Hindernisse erkennen und umfliegen können. Die Richtigkeit dieser Hypothese wurde durch die sorgfältigen Untersuchungen von Griffin und Galambos in den Jahren 1939–1942 bestätigt, die mit Mikrofonen und Verstärkersystemen die Schreie der Fledermäuse aufnehmen konnten [Griffin u. Galambos 1941; Galambos u. Griffin 1942]: Fledermäuse stoßen zur Orientierung Schreie mit einer Frequenz zwischen 30 000 und 70 000 Hz mit einer Impulsdauer von 0,01–0,02 s aus. Die Impulsfrequenz ist umso höher, je schneller das Tier fliegt und je näher und schwieriger zu differenzieren das Hindernis ist (5–60 Schreie pro Sekunde). Für andere Tiere sind inzwischen ähnliche Beobachtungen gemacht worden [Timm u. Schaller 1949]. Das in der Natur benutzte Ortungssystem kann als Modell für die Ultraschalldiagnostik verwendet werden.

## Die Erzeugung von Ultraschallwellen

1880 entdeckten die Brüder Jacques und Pierre Curie, dass bestimmte Kristalle bei Kompression eine polarisierte Elektrizität entwickeln – ein Phänomen, das später Piezo-Elektrizität genannt wurde [Curie u. Curie 1880]. Unter Verwendung des reziprok-piezoelektrischen Prinzips konnten die ersten Ultraschallgeneratoren zur Ortung von Hindernissen im Wasser in den Kriegsjahren 1914–1918 nach den Patenten von Langevin und Chi-

lowsky entwickelt werden [Biquard 1972]. Das Patent wurde 1916 eingereicht und 1920 akzeptiert. Ein serienmäßiges Gerät kam im Ersten Weltkrieg nicht mehr zum Einsatz. Rasch fand der Ultraschall Anwendung in verschiedenen technischen Bereichen.

## Die Verwendung von Ultraschallwellen in der Medizin

### Therapie

Die therapeutische Verwendung des Ultraschalls ging der diagnostischen auffälligerweise um über 10 Jahre voraus. Nach ersten Äußerungen über den biologischen Effekt des Ultraschalls [Wood u. Loomis 1927] wurde die Ausnützung des Wärmeeffekts erstmals 1932 von Freundlich vorgeschlagen [Freundlich, Söllner, Rogowski 1932]. Pohlmann und Mitarbeiter führten den Ultraschall in die physikalische Therapie (Ischias und Plexusneuralgie) ein [Pohlmann, Richter, Parow 1939]. Danach hob eine geradezu enthusiastische Welle der Ultraschalltherapie an, die von Deutschland und Japan ausging [Kremkau 1979]. In einer Vielzahl therapeutischer Bereiche wurde der Ultraschall eingesetzt, wobei ausreichend kontrollierte Grundlagenstudien fehlten.

Bereits auf dem Ultraschallkongress 1949 in Erlangen, bei dem sich unter den 72 Vorträgen die überwiegende Mehrzahl mit den verschiedenen Therapieformen des Ultraschalls beschäftigte, wurde eine Anwendung in der Tumortherapie als nicht sinnvoll festgehalten [Rech u. Matthes 1949]. Auch die therapeutischen Möglichkeiten auf anderen Gebieten enttäuschten, die Nebenwirkungen waren zum Teil beachtlich. Die Anwendungshäufigkeit ging deshalb schnell zurück. In den 1970er Jahren war ein Tiefpunkt erreicht.

### Diagnostik

Erstmals 1940 wiesen Gohr und Wedekind auf die Möglichkeit der Ultraschallortung von Tumoren, Exsudaten und Abszessen hin. Ergebnisse wurden in dieser Arbeit nicht publiziert. Dussik berichtete 1942 über erste Versuche mit der Transmissionssonografie am Präparat [Dussik 1942]. 1947 konnte er dann ein Ultraschalldiagnostikgerät zur „Hyperphonographie“ des Schädels vorstellen, bei dem durch Abtastung des Schädels mit einem Ultraschallstrahl eine Absorptionskarte des Gehirns fotografisch aufgezeichnet werden konnte [Dussik, Dussik, Wyt 1947]. Ein Gerät, das nach demselben Prinzip arbeitete, konstruierte auch Dénier [1946], überprüfte damit die Leitfähigkeit von Knochen und die Abgrenzbarkeit innerer Organe und sagte eine breite Verwendung der von ihm „Ultrasonoscopie“ genannten Technik in der Diagnostik abdomineller und thorakaler Organe voraus.

Keidel [1947; 1950] konnte im Durchschallungsverfahren diastolische und systolische Größenveränderungen des Herzens aufgrund der herzdickenproportionalen Laufzeitveränderungen des Ultraschalls bestimmen. Noch 1954 aber nahm der diagnostische Ultraschall in dem Standardwerk von Bergmann nur eine Randrolle ein [Bergmann 1954].

Die nächsten Schritte in der Entwicklung des diagnostisch verwendeten Ultraschalls wurden von außereuropäischen Arbeitsgruppen getan. Dabei war als notwendige Voraussetzung dieser weiteren Entwicklungsschritte die enge Zusammenarbeit von Ärzten und Ingenieuren in diesen Arbeitsgruppen wichtig. Wild [1950] beschrieb eine Methode zur Wanddickenmessung des tumorös infiltrierten menschlichen Darms am frisch entnommenen Präparat. Er verwendete eine Apparatur, die Ultraschallimpulse von 0,5 µs abgab. Die Aufzeichnung der Echos erfolgte erstmals im A-Mode-System. Wild erkannte, dass Dichteunterschiede des Gewebes weitere Aufschlüsse über die Gewebebeschaffenheit geben können: Grenzflächen geben starke Echos, Dichteunterschiede im Gewebe geringe Echoamplituden. 1952 konnte er ein zweidimensionales Ultraschallbild eines Mammakarzinoms zeigen [Wild u. Reid 1952]. Das von ihm verwendete Gerät arbeitete mit einer Frequenz von 15 MHz und somit einer geringen Eindringtiefe von 2–3 cm. Es hatte eine Impulsdauer von einer halben Millionstel Sekunde und eine Durchschnittsleistung von 1,3 W/cm$^2$. Erstmals wurde ein Wasservorlauf benutzt.

Während die von Wild überlieferten Abbildungen noch schwer zu deuten sind, entsprechen die zweidimensionalen Darstellungen eines Unterarmes, eines Gallenblasenpräparates sowie von Fremdkörpern in der Leber, die Howry und Bliss [1952] vorlegten, bereits gewohnten Bildern einer bistabilen Röhre. Das „Somascope“ genannte Gerät arbeitete mit einer Kathodenstrahlröhre; Applikator und Objekt wurden in ein Wasserbad getaucht [Howry et al. 1955].

Eine anschauliche Darstellung einer Nierenzyste und eine gute Differenzierung zwischen Nierenparenchym und Pyelon gelangen Holmes und Mitarbeitern 1954. Durch unterschiedliche Binnenechos der Leber konnten eine Leberzirrhose und eine Metastasenleber diagnostiziert werden. Eine dreidimensionale Betrachtungsweise wurde durch Verschieben der Schallebene um 10° und stereoskopische Beurteilung des Bildes versucht [Holmes et al. 1954].

Mittlerweile hatten Edler und Hertz [1954] die Echokardiografie in die medizinische Diagnostik eingeführt. 1955/1956 begründete Lecksell die Echoenzephalografie und 1957 wurde durch die Arbeit von Satomura die

Dopplersonografie als diagnostische Möglichkeit erkannt. So wurden alle 4 ultraschalldiagnostischen Möglichkeiten in den 1950er Jahren erfunden und erstmals angewendet.

Der Nachweis von Gallensteinen und eines Gallenblasenkarzinoms in vivo mit einem A-Scope gelang Bannaski 1958 [Bannaski u. Fischer 1958]. Donald und Kollegen konnten in demselben Jahr über 100 Untersuchungen berichten, wobei sie sowohl ein typisches A-Scope (2,5 MHz) zur Diagnostik z.B. eines Harnverhaltes als auch ein B-Scope benutzten [Donald, McVicar, Brown 1958]. Neu war die Verwendung eines Plan positioner indicators, der zur Ortsdefinition des einzelnen Reflexpunktes auf der Bildröhre diente. Es stand damit zum 1. Mal ein voll einsetzbares Compound-scan-System zur Verfügung, das mit 50 Impulsen/s, 2,5 MHz und einer Schichtdickentiefe von 1 mm arbeitete. Die Leistung lag bei 1,5 mW/cm$^2$. Das System wurde in der gynäkologischen und geburtshilflichen Diagnostik eingesetzt. Die Applikation erfolgte direkt durch eine Wasservorlaufstrecke.

Trotzdem dauerte es bis 1963, bis ein im Handel erhältliches Ultraschallgerät von der Firma Physionics vorgestellt wurde [Kossoff 1978]. 1966 brachte die Firma Siemens mit dem „Vidoson“ den 1. Realtime-Scanner auf den Markt, der überraschenderweise von der englischsprachigen Welt kaum beachtet wurde, obwohl bei diesem Gerät schon eine Abstufung der Information in Grauwerten vorlag. Umso mehr wurde die Einführung der sog. Grey-scale-Echografie 1971 von den Ländern des angloamerikanischen Raumes mit Begeisterung begrüßt, da hiermit eine erhebliche diagnostische Verbesserung erreicht wurde. Die Entwicklungen der nächsten Jahre brachten die Multi-array-Scanner, also die Echtzeitgeräte mit Multielementsystemen, mit denen eine weitere Verbesserung der schnellen B-Bild-Diagnostik erreicht wurde und die bis heute Kernstück jeder B-Bild-Diagnostik sind.

Alle, die in diesen frühen Jahren die diagnostischen Möglichkeiten der Methode erkannten, sich mit Begeisterung und großem persönlichen Einsatz ihrer Möglichkeiten annahmen und ihre Verbesserung betrieben, haben vielleicht erhofft, aber nicht geahnt, welche gewaltigen Entwicklungen zwischen den ersten deutbaren Bildern und der heutigen diagnostischen Qualität der Methode liegen würden, die auch in den Abbildungen dieses Buches zum Ausdruck kommt.

Immer wieder haben wir befürchtet, dass die Entwicklung am Ende angekommen sei. Aber es ist immer weitergegangen. Fortschritte in der Auflösung durch verschiedenste technische Innovationen, die Kombination des B-Bildes mit der Farbdopplersonografie bis hin zu dem riesigen Fortschritt, den uns die Echoverstärker gebracht haben, lassen hoffen, dass diese Entwicklung auch in der Zukunft weitergehen wird.

## Literatur


Bannaski H, Fischer KH. Neue diagnostische Möglichkeiten des Ultraschall-Impulsechoverfahrens. Med Klin 1958; 53: 51–55.

Bergmann L (1954) Der Ultraschall und seine Anwendung in Wissenschaft und Technik. Hirzel, Zürich.

Biquard P. Paul Langevin. Ultrasonics 1972; 10: 213–214.

Brehm AE (1927) Brehms Tierleben: Flattertiere. Bd. I. Gutenberg, Hamburg.

Claus C (1885) Lehrbuch der Zoologie, 3. Aufl. Elwertsche Verlagsbuchhandlung, Marburg, Leipzig.

Curie J, Curie P. Développement par pression de l'électricité polaire dans les cristaux hémièdres a faces inclinées. C R Acad Sci 1880; 91: 294–295.

Dénier A. Les ultra-sons, leurs applications au diagnostic: ultra-sonoscopie et a la thérapeutique: ultra sonothérapie. Presse Med 1946; 22: 307–308.

Donald J, McVicar J, Brown TG. Investigation of abdominal masses by pulsed ultrasound. Lancet 1958; 1 7032: 1188–1195.

Dussik KT. Über die Möglichkeit, hochfrequente mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwerten. Zeitschrift für die gesamte Neurologie und Psychiatrie 1942; 174: 153–168.

Dussik KT, Dussik F, Wyt L. Auf dem Wege zur Hyperphonografie des Gehirns. Wien Med Wochenschr 1947; 97: 425–429.

Edler J, Hertz CH. The use of ultrasonic reflectoscope for the continuous recording of the movements of the heart wall. Förhandlingar 1954; 24: 40–58.

Freundlich H, Söllner K, Rogowski F. Einige biologische Wirkungen von Ultraschallwellen. Klin Wochenschr 1932; 11: 1512–1513.

Galambos R. The avoidance of obstacles by flying bats: Spallanzani's ideas (1794) and later theories. Isis 1942/43; 34: 132–140.

Galambos R, Griffin DR. Obstacle avoidance by flying bats: the cries of bats. J Exp Zool 1942; 89: 475–490.

Gohr H, Wedekind T. Der Ultraschall in der Medizin. Klin Wochenschr 1940; 19: 25–29.

Gren FAC. Ueber einen muthmaßlichen neuen Sinn bey Fledermäusen. Neues Journal der Physik 1794; I, 399–428.

Griffin DR, Galambos R. The sensory basis of obstacle avoidance by flying bats. J Exp Zool 1941; 86: 481–506.

Hartridge H. The avoidance of objects by bats in their flight. J Physiol 1920; 54: 54–57.

Holmes JH, Howry DH, Posakony GJ et al. The ultrasonic visualization of soft tissue structures in the human body. Transact Am Clin Climatol Ass 1954; 66: 208–225.

Howry DH, Bliss WR. Ultrasound visualization of soft tissue structures of the body. J Lab Clin Med 1952; 40: 579–592.

Howry DH, Holmes JH, Cushman CR et al. Ultrasonic visualization of living organs and tissues. Geriatrics 1955; 10: 123–128.

Keidel WD. Über die Verwendung des Ultraschalls in der klinischen Diagnostik. Ärztl Forsch 1947; 1: 349–357.

Keidel WD. Über eine neue Methode zur Registrierung der Volumenänderung des Herzens am Menschen. Z Kreislaufforsch 1950; 39: 257–271.

Kossoff G. Diagnostic ultrasound – the view from down under. J Clin Ultrasound 1978; 6: 144–149.

Kremkau FW. Cancer therapy with ultrasound: a historical review. J Clin Ultrasound 1979; 7: 287–300.

Leksell L. Echo-encephalography: detection of intra-cranial complications following head injury. Acta Chir Scand 1955/56; 110: 301–315.

Peschier J. Extraits des expériences de Jurine sur les chauve-souris qu'on a privé de la vue. Journal de physique, de chimie, d'histoire naturelle et des arts 1798; 46: 145–148.

Pohlmann R, Richter R, Parow E. Über die Ausbreitung und Absorption des Ultraschalls im menschlichen Gewebe und seine therapeutische Wirkung an Ischias und Plexusneuralgie. Dtsch Med Wochenschr 1939; 65: 251–254.

Rech W, Matthes K (1949) Resolution von Erlangen vom 04.05.1949. In: Der Ultraschall in der Medizin, Kongressbericht der Erlanger Ultraschalltagung 1949. Hirzel, Zürich, 368.

Reil JC (Hrsg) Ueber einen muthmaßlichen neuen Sinn bey Fledermäusen. Arch Physiol 1796; I: 58–64.

Satomura S. Ultrasonic doppler method of the inspection of cardiac functions. J Acoust Soc Amer 1957; 29: 1181–1185.

Spallanzani L. Lettere sopra il sospetto di un nuovo senso nei pipistrelli, 1793/94. In: Opere, Milano 1825/26; 5: 208–254.

Timm C, Schaller F (1949) Über das Hörvermögen der Nachtschmetterlinge. In: Der Ultraschall in der Medizin, Kongressbericht der Erlanger Ultraschalltagung 1949. Hirzel, Zürich, 86–88.

Wild JJ. The use of ultrasonic pulses for the measurement of biologic tissues and the detection of tissue density changes. Surgery 1950; 27: 183–188.

Wild JJ, Reid JM. Further pilot echographic studies of the histologic structure of tumors of the living intact human breast. Am J Pathol 1952; 28: 839–861.

Wood RW, Loomis AL. The physical and biological effects of high frequency sound waves of great intensity. Phil Mag 1927; 4: 417–436.

# 1 Grundlagen

*Christoph F. Dietrich, Holger Frey, Christian Greis*

## Einleitung

Vor mehr als 60 Jahren wurde der Ultraschall in der bildgebenden medizinischen Diagnostik eingeführt. Seine vielseitigen Anwendungsmöglichkeiten, die mittlerweile hohe diagnostische Aussagekraft der Bilder, die Wirtschaftlichkeit und die Gefahrlosigkeit für den Patienten bei beliebiger Wiederholbarkeit der Untersuchung haben dem Ultraschall eine herausragende Stellung bei den bildgebenden diagnostischen Verfahren verschafft. Die Kenntnis der physikalischen und technischen Grundlagen ist Voraussetzung, um sonografische Bilder und Befunde zu verstehen sowie die Möglichkeiten und Grenzen der Methode beurteilen zu können.

## Schwingung, Schallwelle

Wird ein Gewebeteilchen zu einer Schwingung um seine Ruhelage herum angeregt, so wird diese Schwingung auf das benachbarte Teilchen des Gewebes übertragen, von diesem auf das nächste und so weiter. Es wird dabei eine Bewegungsenergie von einem Teilchen auf die benachbarten Teilchen weitergeleitet, die sich sinusförmig im Medium ausbreitet. Diese kontinuierliche Weiterleitung der Bewegungsenergie wird als fortlaufende Welle bezeichnet. Dabei kommt es zu einer abwechselnden Kompression (Druckphase) und Expansion (Sogphase, Unterdruckphase) in der Materie. Die Erregung und Ausbreitung einer Schallwelle wird in Abbildung 1.1 dargestellt.

Der Abstand zwischen 2 Kompressionsphasen oder zwischen 2 Unterdruckphasen wird als Wellenlänge λ bezeichnet (s. Abb. 1.2).

Ultraschallwellen für die medizinische Diagnostik bewegen sich im Frequenzbereich von ca. 1 MHz (1 Megahertz; 1 Mio. Schwingungen pro Sekunde) bis zu 20 MHz (vgl. auch „Auflösungsvermögen“).

Die Teilchen können dabei sowohl längs als auch quer zur Ausbreitungsrichtung der Schallwelle schwingen. Deshalb unterscheidet man zwischen Longitudinalwellen (längs zur Ausbreitungsrichtung) und Transversalwellen (quer zur Ausbreitungsrichtung). In Gasen und Flüssigkeiten können sich nur Longitudinalwellen ausbreiten, weil dort die zur Weiterleitung von Querbewegungen notwendigen Scherkräfte fehlen. Biologisches Gewebe kann physikalisch als zähe Flüssigkeit aufgefasst werden. Je stärker die Bindung zwischen den Gewebeteilchen, d.h. je fester das Gewebe, desto höher ist die Schallgeschwindigkeit. Die mittlere Schallgeschwindigkeit (Schallausbreitungsgeschwindigkeit) im Weichteilgewebe des menschlichen Körpers beträgt 1540 m/s. Eine Auflistung der Schallgeschwindigkeiten in verschiedenen Geweben zeigt Tabelle 1.1.

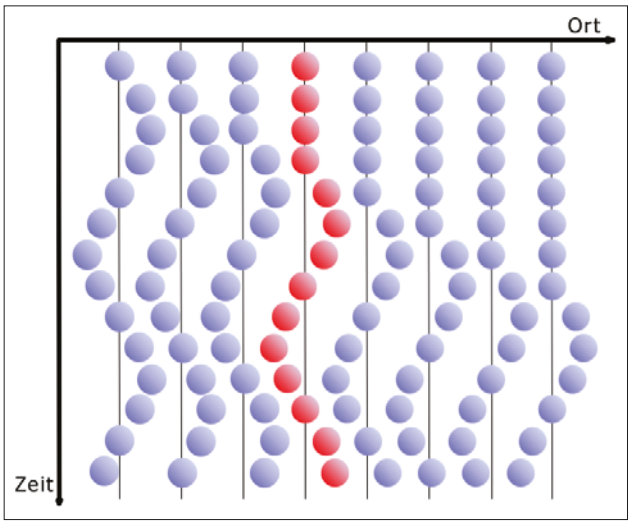



**Abb. 1.1:** Entstehung und Ausbreitung einer Schallwelle. Wird ein Gewebeteilchen zu einer Schwingung angeregt, überträgt sich diese Schwingung auf die benachbarten Teilchen, von dort auf die nächsten und so weiter. Es bildet sich eine Schallwelle, die sich sinusförmig im Gewebe ausbreitet.

Für die Wellenausbreitung gilt das Weg-Zeit-Gesetz einer gleichförmigen Bewegung: Die Wellenlänge λ ergibt sich aus dem Quotienten von Schallgeschwindigkeit und Erregerfrequenz.

$$\lambda = c / f$$

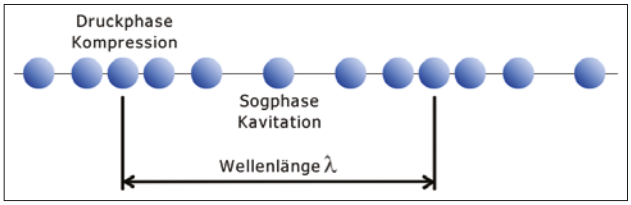



**Abb. 1.2:** Innerhalb einer Schallwelle kommt es zu Kompressions- und Expansionsphasen (Sogphase, Unterdruckphase). Der Abstand zwischen diesen periodisch wiederkehrenden Phasen wird als Wellenlänge λ bezeichnet. Bei sehr großen Schallintensitäten kann es in der Unterdruckphase zur Kavitation (Bildung von Gasblasen in der Flüssigkeit) kommen.

**Tab. 1.1:** Unterschiedliche Schallgeschwindigkeiten und Dichte im humanen Gewebe.

| Substanz | Schallgeschwindigkeit m/s | Dichte g/cm³ |
|---|---|---|
| Fett | 1470 | 0,970 |
| Muskel | 1568 | 1,040 |
| Leber | 1540 | 1,055 |
| Gehirn | 1530 | 1,020 |
| Knochen (kompakt) | 3600 | 1,700 |
| Wasser (20 °C) | 1492 | 0,9982 |
| Luft (NN) | 331 | 0,0013 |

## Ultraschallerzeugung

Zur Erzeugung von Ultraschallwellen für die medizinische Diagnostik nutzt man die im Jahre 1880 durch die Geschwister Curie beschriebenen piezoelektrischen Eigenschaften von Kristallen. Wird auf ein Ionenkristall ein Druck ausgeübt und der Kristall daraufhin in eine bestimmte Richtung elastisch deformiert, verschieben sich im Inneren die Ladungen. Dadurch treten an dessen Oberflächen elektrische Spannungen auf – auf der einen Seite negative, auf der anderen positive. Je höher der Druck, desto größer die Spannung. Wird nun umgekehrt an den Oberflächen eines Piezokristalls eine elektrische Spannung angelegt, verlängert oder verkürzt sich dieser je nach Richtung der Spannung. Durch Anlegen einer Wechselspannung beginnt der Kristall zu schwingen. Besonders stark piezoelektrisch wirksam sind Quarz und Turmalin. Zur Herstellung moderner Ultraschallsonden werden mit kristallinen Anteilen versetzte Kunststoffe, z.B. PVDF (Polyvinylidenfluoride), oder Sinterkeramiken verwendet.

## Physikalische Effekte

### Reflexion und Brechung

Für die Schallausbreitung im Gewebe gelten die Gesetze der Wellenoptik. An den Grenzflächen zwischen Gewebe unterschiedlicher Dichte kommt es zu einem Impedanzsprung, der auch abhängig ist von der Schallgeschwindigkeit. Als Impedanz wird der Schallwellenwiderstand Z bezeichnet, der sich aus Schallgeschwindigkeit, multipliziert mit der Dichte, berechnet. An einer solchen akustischen Grenzfläche wird ein Teil der ankommenden Schallwelle reflektiert (Reflexion), der andere Teil läuft weiter ins Gewebe (Transmission) und wird dabei gebrochen.

Die Stärke der Reflexion ist abhängig von den unterschiedlichen Gewebedichten an der Grenzfläche. Beim Übergang von z.B. Lebergewebe zum Nierengewebe wird weniger als ein Hunderttausendstel der eingeschallten Energie an dieser Grenzfläche reflektiert, beim Übergang von Fettgewebe zu Luft jedoch mehr als 99% der eingeschallten Energie. Dies bedeutet nahezu Totalreflexion. Es steht nach dieser Grenzfläche keine Ultraschallenergie mehr zur Verfügung, die weiter in das Gewebe eindringen kann. Dadurch sind gasgefüllte Darmabschnitte und die ventilierte Lunge mit Ultraschall nicht darstellbar. Ebenso ist es deswegen notwendig, die Luftschicht an der Kontaktstelle zwischen Schallkopfoberfläche und der Haut mithilfe eines Kontaktgels zu eliminieren.

### Streuung

Die Trennflächen zwischen Geweben unterschiedlicher Schallimpedanz sind i.d.R. nicht glatt, sondern rau. An diesen rauen Grenzflächen wird die Schallwelle nicht gerichtet reflektiert, sondern in Form einer Kugelwelle gestreut. Sind die Gewebestrukturen kleiner als die Wellenlänge, tritt überwiegend Streuung auf, bei Gewebestrukturen, die wesentlich größer als die Wellenlänge sind, kommt es zur Reflexion. Die Streuechos mit deren Interferenz bilden das typische Texturmuster parenchymatöser Organe.

### Interferenz

Überlagern sich 2 oder mehrere Schallwellen, so kann es vorkommen, dass sich die Wellen mit unterschiedlicher Phasenlage treffen (d.h. dass Druckphase auf Sogphase stößt) und sich daher gegenseitig abschwächen. Ebenso können sich Wellen mit gleicher Phasenlage berühren und gegenseitig verstärken. Diese Erscheinung nennt man Interferenz, und die räumliche Verteilung der Gebiete mit Verstärkung und Abschwächung wird als Interferenzmuster bezeichnet. Diese Interferenzmuster bestimmen zum großen Teil den Bildeindruck eines Ultraschallbildes.

### Absorption

Die Energie einer Schallwelle nimmt längs ihrer Ausbreitungsrichtung ab und wird aufgrund innerer Reibung der schwingenden Moleküle in Wärme umgewandelt, die Schallwelle wird absorbiert. Die in Tabelle 1.1 aufgeführten Werte der Dämpfung lassen sich ganz grob zu einem Absorptionskoeffizienten von 1 dB/(MHz cm) mitteln. Die Absorption ist frequenzabhängig. Einerseits möchte man mit hohen Ultraschallfrequenzen und der damit durch die kurzen Wellenlängen verbundenen höheren Ortsauflösung arbeiten, andererseits sollen aber auch möglichst tief unter der Oberfläche liegende Organe un-

tersucht werden, wofür sich wegen der geringeren Abschwächung niedere Ultraschallfrequenzen mit größeren Wellenlängen besser eignen. Für eine Frequenz von 10 MHz ergibt sich eine Abschwächung von 10 dB/cm, für eine Frequenz von 3 MHz eine Abschwächung von 3 dB/cm. Bei einer angenommenen Signaldynamik von 100 dB errechnet sich dabei für die 10-MHz-Frequenz eine Eindringtiefe von 5 cm (10 cm Durchdringung), für die 3-MHz-Frequenz eine Eindringtiefe von 17 cm.

## Bildaufbauverfahren

### Impuls-Echo-Verfahren

Nahezu alle in der medizinischen Diagnostik eingesetzten Ultraschalltechniken basieren auf dem sog. Impuls-Echo-Verfahren. Dazu wird an den Piezokristallen der Schallsonde ein kurzer elektrischer Impuls angelegt, der vom Piezokristall in einen Ultraschallimpuls umgewandelt wird. Die Impulsdauer liegt in der Größenordnung von einer Wellenlänge. Anschließend wird die Schallsonde auf Empfang umgeschaltet. Der Schallimpuls durchdringt nun das Gewebe und wird an den internen Grenzflächen reflektiert. Der zum Piezokristall zurücklaufende Teil des Schallimpulses wird als Echo bezeichnet und erzeugt an diesem nun ein elektrisches Signal. Nun werden die Zeitdifferenzen zwischen dem Aussenden des Ultraschallimpulses und dem Empfang der einzelnen Echos gemessen. Aus dem Produkt von Ultraschallgeschwindigkeit c und Zeitdifferenz t ergibt sich die zurückgelegte Wegstrecke z des Ultraschallimpulses. Teilt man diesen Betrag durch den Faktor 2, berechnet sich die genaue Lage einer reflektierenden Struktur bez. der Schallsonde.

$$z = c \times t / 2$$

Bei einer Zeitdifferenz von z.B. 0,13 ms ergibt sich eine Distanz von 10 cm zwischen Schallsonde und Reflektor. Je nach Eindringtiefe und Konstruktion des Ultraschallsystems werden 3000–5000 Ultraschallimpulse pro Sekunde gesendet. In der gleichen Zeit werden die Echos erfasst, berechnet und zu Bildern verarbeitet.

### Time gain control (Tiefenselektive Verstärkung)

Echos mit langer Laufzeit aus tiefer liegenden Gewebestrukturen haben aufgrund der Schallabsorption eine geringere Energie (Amplitude) als Echos mit kürzeren Laufzeiten. Grenzflächen mit gleichem Reflexionsgradienten liefern also je nach Tiefe Signale mit unterschiedlich großer Amplitude. Um eine gleichmäßige Signaldarstellung zu erhalten, werden die am Kristall abgegriffenen Signale mit zunehmender Laufzeit verstärkt. Diese tiefenselektive Verstärkung wird im Allgemeinen als Time gain control (TGC) oder Depth gain control (DGC) bezeichnet und kann vom Anwender am Ultraschallgerät modifiziert werden.

### A-Mode

Das einfachste und zugleich älteste zur diagnostischen Darstellung verwendete Abbildungsverfahren ist das A-Mode-Verfahren (s. Abb. 1.3). Die Amplituden der am Schallkopf erzeugten elektrischen Signale werden demoduliert und maßstabsgerecht als Abstände der Grenzflächen im untersuchten Gewebe auf einem Kathodenstrahloszillografen dargestellt. Aufgrund der abgebildeten Amplituden wird dieses Verfahren als Amplituden-Modus oder A-Mode bezeichnet. Das A-Mode-Verfahren liefert nur eine eindimensionale Information. Anwendung findet dieses Verfahren heutzutage noch im Bereich der Ophthalmologie (Dickenbestimmung der Hornhaut) und im Gebiet der HNO (nichtinvasive Diagnostik der Nasennebenhöhlen).

### B-Mode

Im Gegensatz zum A-Mode werden beim B-Mode die Amplituden nicht als Ausschläge (Zacken), sondern als Lichtpunkte auf einem Monitor dargestellt. Die Helligkeiten der Lichtpunkte entsprechen proportional den Intensitäten der elektrischen Signale und damit denen der Echos. Je stärker das Signal, desto heller der Bildpunkt. Dieses Verfahren wird als Brightness-Mode (engl. brightness = Helligkeit) oder B-Mode bezeichnet. Bei

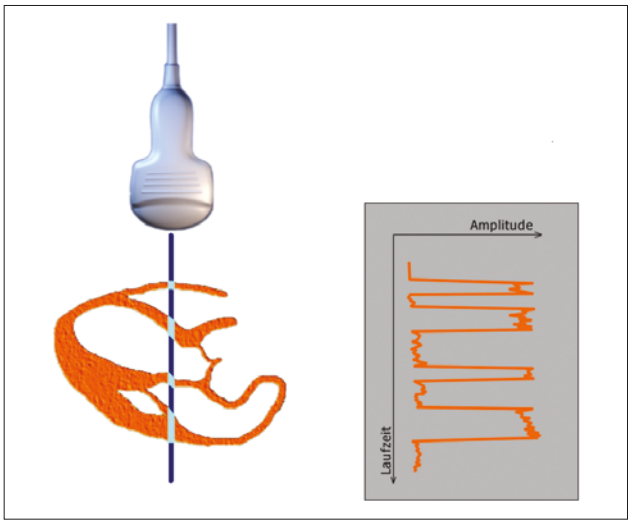



**Abb. 1.3:** A-Mode-Verfahren: Die Stärke der Echosignale einer Abtastzeile wird ortsgerecht in Form von Kurven (Amplituden) dargestellt.

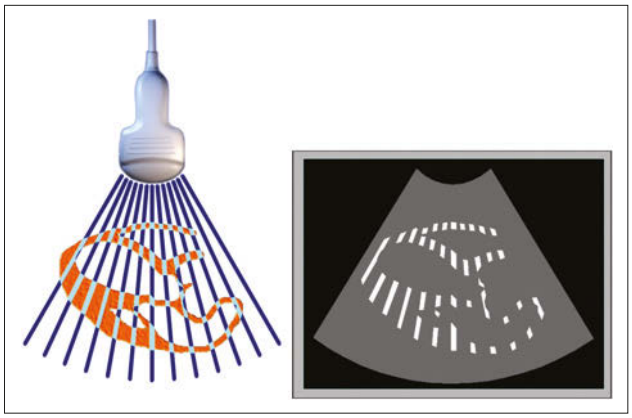


**Abb. 1.4:** B-Mode-Verfahren: Die Stärke der Echosignale wird durch Bildpunkte dargestellt. Starke Echosignale werden durch helle Bildpunkte abgebildet, schwache Echosignale durch dunklere Bildpunkte. Werden die Abtastzeilen nach jeder Ableitung seitlich verschoben, kann ein zweidimensionales Schnittbild wiedergegeben werden.

modernen Ultraschallsystemen lassen sich i.d.R. 256 verschiedene Helligkeitsstufen, sog. Grauwerte, abbilden. Die Anzahl der darstellbaren Grauwerte wird durch die Kontrastauflösung der Augen (und des Monitors) begrenzt. Das Ultraschallgerät kann sehr viel mehr Graustufen differenzieren (ca. 60 dB = 1 Mio. Graustufen), aber eben nicht auf dem Bildschirm darstellen. Mittels quantitativer Auswertung können diese Intensitätswerte unterschieden werden.

Die einzelnen Lichtpunkte sind zu einer Geraden aneinandergereiht. Der Schallstrahl wird nun vor jedem neuen Sendeimpuls seitlich verschoben. Werden die so gewonnenen neuen Linien entsprechend an der richtigen Stelle nebeneinander zur Darstellung gebracht, erhält man ein zweidimensionales Schnittbild (s. Abb. 1.4).

Zur Darstellung einer Linie mit einer Abbildungstiefe z von z.B. 15 cm benötigt man ca. 0,2 ms (vgl. „Impuls-Echo-Verfahren"). Bei einer Darstellungsbreite von 5 cm, einem Zeilenabstand von 0,5 mm und der bekannten Ultraschallgeschwindigkeit c von 1540 $ms^{-1}$ berechnet sich eine Abtastzeit von 20 ms. Daraus ergibt sich eine Bildwiederholfrequenz von 50 Hz, d.h. 50 Einzelbilder pro Sekunde. Dies ermöglicht eine Echtzeit-Bildgebung oder Realtime-Bildgebung.

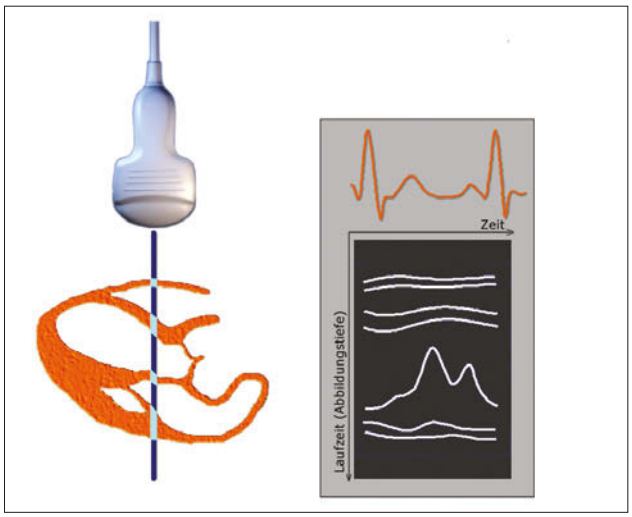



**Abb. 1.5:** M-Mode-Verfahren: Im Gegensatz zum B-Bild-Verfahren wird die Abtastzeile nicht seitlich verschoben, es wird immer an der gleichen Position abgetastet. Die Echosignale werden in Bildpunktlinien nebeneinander auf einer Zeitachse dargestellt. Bewegungsabläufe im durchschallten Gewebe werden in ihrem zeitlichen Verhalten präsentiert.

### M-Mode

Im M-Mode-Verfahren (Motion-Mode, engl. motion = Bewegung) wird im Gegensatz zur B-Bild-Darstellung der Schallstrahl nicht bewegt, sondern fix über dem zu untersuchenden Gewebe positioniert. Die einzelnen Linien werden nun nebeneinander auf einer Zeitachse zur Darstellung gebracht (s. Abb. 1.5). Nun ist es möglich, Bewegungsabläufe im durchschallten Gewebe in ihrem zeitlichen Verhalten sichtbar zu machen. Bei einer Darstellungstiefe von 15 cm wird eine Abtastzeit von 0,2 ms benötigt (vgl. „Impuls-Echo-Verfahren"). Das heißt, der Aufbau einer Vertikalzeile kann ca. 5000-mal pro Sekunde erfolgen. So ist es möglich, auch sehr schnelle Bewegungen, z.B. der Herzklappen, darzustellen. Da der Abbildungsmaßstab und die Skalierung der Zeitachse bekannt sind, lassen sich Bewegungen, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen exakt vermessen. Deshalb hat der M-Mode in der Echokardiografie große Bedeutung erlangt.

## Schallfeld

### Auflösungsvermögen

Als Auflösungsvermögen wird der Mindestabstand zwischen 2 Strukturen verstanden, bei dem sie noch als getrennte Objekte auf dem Bildschirm dargestellt werden können. Das Auflösungsvermögen wird in Millimetern angegeben. Es wird zwischen axialer Auflösung in Richtung zur Schallkeule und der lateralen Auflösung in der Bildebene senkrecht zur Schallkeule unterschieden. Die axiale Auflösung ist durch die Länge des Ultraschallimpulses bestimmt und beträgt i.d.R. eine oder mehrere Wellenlänge(n). Eine hohe Auflösung kann durch Verwendung höherer Ultraschallfrequenzen und der damit verbundenen kürzeren Wellenlänge erreicht werden. Die Penetrationsfähigkeit des Ultraschalls nimmt mit zunehmender Frequenz ab. So kann auf die Verwendung relativ niederer Frequenzen zur Ansicht tiefer liegender Gewebestrukturen nicht verzichtet werden. Die laterale Auflösung wird durch die „Dicke" der Schallkeule bestimmt. Abbildung 1.6 zeigt schematisch das Schallfeld eines einfachen Ultraschallwandlers. Das

Schallfeld setzt sich aus einem schlanken, gebündelten Nahfeld und einem divergierenden Fernfeld zusammen. Eine genaue Abtastung ist nur im Nahfeld möglich. Die laterale Auflösung ist proportional zum Schallkeulendurchmesser. Zur besseren Bündelung des Ultraschallstrahls wird dieser fokussiert.

## Fokussierung

Ein Ultraschallstrahl kann auf verschiedene Arten fokussiert werden. Die einfachste Weise ist die Verwendung einer akustischen Linse, da für die Schallausbreitung im Wesentlichen die physikalischen Gesetze der Wellenoptik gelten. Die Ultraschallkeule wird somit auf einen fixierten Punkt maximal gebündelt. Dieser Punkt wird als Fokuspunkt bezeichnet. Ebenso kann der Kristall in einer konkaven Form hergestellt werden. Dies wird als interne Fokussierung bezeichnet und findet in den Einkristallsystemen mechanischer Sektorscanner Anwendung.

Um eine möglichst variable Fokustiefe zu erreichen, wird die Ultraschallkeule elektronisch fokussiert. Moderne Ultraschallsonden sind in sog. Arrays aufgebaut und bestehen aus einer größeren Anzahl von in einer Reihe nebeneinanderliegenden Einzelelementen. Die Gesamtzahl der Einzelelemente bewegt sich je nach Schallkopftyp zwischen 60 und 256. Mehrere dieser einzelnen Kristallelemente werden nun zu einer Gruppe zum Senden und Empfangen eines Ultraschallstrahls zusammengefasst. Durch eine zeitlich versetzte Ansteuerung der Einzelelemente einer Gruppe kann eine konkave Wellenfront erzeugt werden. Diese Wellenfront läuft in einem Fokuspunkt zusammen. Der so erzeugte Schallstrahl ist hier maximal gebündelt und gewährt eine hohe laterale Auflösung (s. Abb. 1.7).

Durch Variation der Gruppenbreite und der zeitlichen Elementansteuerung ist eine Verschiebung der Fokuslage möglich. Dies erlaubt dem Anwender, die Fokuslage und damit den Ort maximaler Auflösung auf den diagnostisch interessanten Bereich einzustellen. Grundsätzlich kann nur innerhalb des Nahfeldbereiches, der durch die gewählte Apertur (Gruppenbreite) und Frequenz bestimmt wird, fokussiert werden. Große Gruppenbreiten erlauben tiefer im Gewebe liegende Fokuszonen – kleine Gruppenbreiten gestatten die Fokussierung nur in Schallkopfnähe. Bei modernen Ultraschallsystemen ist es möglich, mehrere dieser sog. Sendefokusse gleichzeitig zu definieren. Es muss dabei beachtet werden, dass derselbe Schallstrahl für jede Fokuslage erneut angesteuert werden muss und sich dadurch die Bildwiederholfrequenz vermindert. Eine Besonderheit bietet die Empfangsfokussierung. Da die Echos aus tiefer liegenden Regionen später am Schallkopf eintreffen als Echos aus dem Nahbereich, ist es möglich, den Empfangsfokus

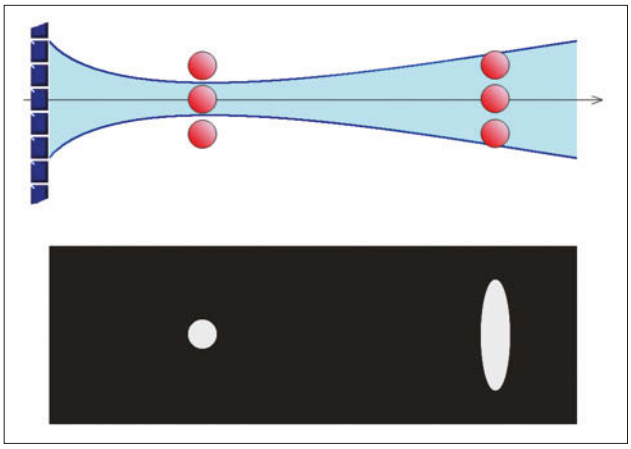


**Abb. 1.6:** Schematische Darstellung einer Schallkeule. Eine scharfe Abbildung ist nur im fokussierten Bereich möglich.

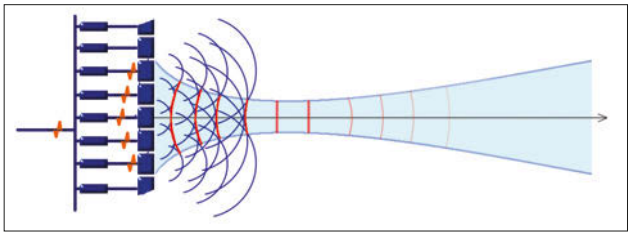


**Abb. 1.7:** Schematische Darstellung der elektronischen Fokussierung. Durch zeitlich unterschiedliche Ansteuerung der Einzelelemente einer Arraygruppe kann eine exakt fokussierte Ultraschallkeule erzeugt werden. Die Fokusposition kann durch eine Variierung der zeitlichen Ansteuerung geändert werden.

praktisch in die Tiefe mitlaufen zu lassen. Dieses Verfahren wird als dynamische Empfangsfokussierung bezeichnet. Die zur Fokussierung verwendeten Gruppenbreiten bewegen sich zwischen 8 und 128 Elementen.

## Kontrastauflösung und zeitliche Auflösung

Neben der oben beschriebenen Ortsauflösung müssen im diagnostischen Ultraschall auch die Kontrastauflösung und die zeitliche Auflösung diskutiert werden.

Die Kontrastauflösung (oder auch Graustufenauflösung) beschreibt die Differenzierung benachbarter, unterschiedlich stark echogener Strukturen. Sie ist umso besser, je geringer die Echostärkenunterschiede sind, die noch unterschieden werden können. Sie beschreibt auch die Anzahl der Abstufungen (Graustufen), die zwischen minimaler und maximaler Echostärke differenzierbar sind, den sog. Dynamikbereich. Der Dynamikbereich von Ultraschallechosignalen liegt über 100 dB, d.h., das Verhältnis zwischen den kleinsten und größten zu verarbeitenden Signalen ist größer als 10 Mrd.

Die zeitliche Auflösung beschreibt die Fähigkeit, zeitlich sehr eng aufeinanderfolgende Zustände zu unterscheiden. Sie ist umso besser, je kürzer das Zeitintervall zwischen 2 aufeinanderfolgenden Ereignissen ist, die noch als zeitlich getrennt wahrgenommen werden. Die zeitliche Auflösung wird auch als Bildrate (oder Bild-

wiederholfrequenz) bezeichnet. Sich schnell bewegende Organe, wie etwa das fetale Herz, müssen mit hohen Bildraten untersucht werden, um möglichst viele Detailinformationen (Einzelbilder) pro Herzzyklus zu erreichen.

## Scanverfahren

### Funktionsprinzip

Die Funktionsweise moderner Ultraschallscanner wird in Abbildung 1.8 veranschaulicht. Wie in Abbildung 1.7 beschrieben, werden zur Erzeugung einer Ultraschallkeule mehrere Einzelelemente eines Arrays zu einer Gruppe zusammengefasst. Solch eine Gruppe wird nahezu zeitgleich mit einem Ultraschallimpuls angeregt und erzeugt eine Ultraschallwelle, die in das Gewebe läuft. Dieselbe Gruppe empfängt nun die zurückkehrenden Echosignale. Nun wird z.B. auf der linken Seite ein Element zugeschaltet und auf der rechten Seite ein Element abgeschaltet. Diese neu gebildete Gruppe erzeugt wiederum eine Ultraschallwelle. Der so erzeugte neue Schallstrahl ist um eine Elementbreite verschoben (s. Abb. 1.8).

Die Zeilendichte (auch Vektordichte) kann durch Variierung der Gruppenbreite zusätzlich erhöht werden. Zunächst erzeugt eine Elementgruppe einen Ultraschallimpuls. Dann wird z.B. auf der linken Seite ein Element dazugeschaltet, ohne auf der rechten Seite eines abzuschalten. Die Achse des neu erzeugten Ultraschallstrahls ist nun um eine halbe Elementbreite gegenüber der vorherigen Gruppe verschoben. Nun wird auf der rechten Seite ein Element abgeschaltet, ohne auf der linken Seite eines zuzuschalten usw. Die Zeilenanzahl ist somit um den Faktor 2 erhöht. Allerdings verdoppelt sich auch die Zeit, um eine komplette Bildbreite abzutasten, d.h. die Bildwiederholfrequenz wird halbiert. Die Abtastung einer kompletten Bildbreite wird auch als Scan bezeichnet. Dementsprechend werden auch die nachfolgend beschriebenen Abtastverfahren als Scanverfahren bezeichnet.

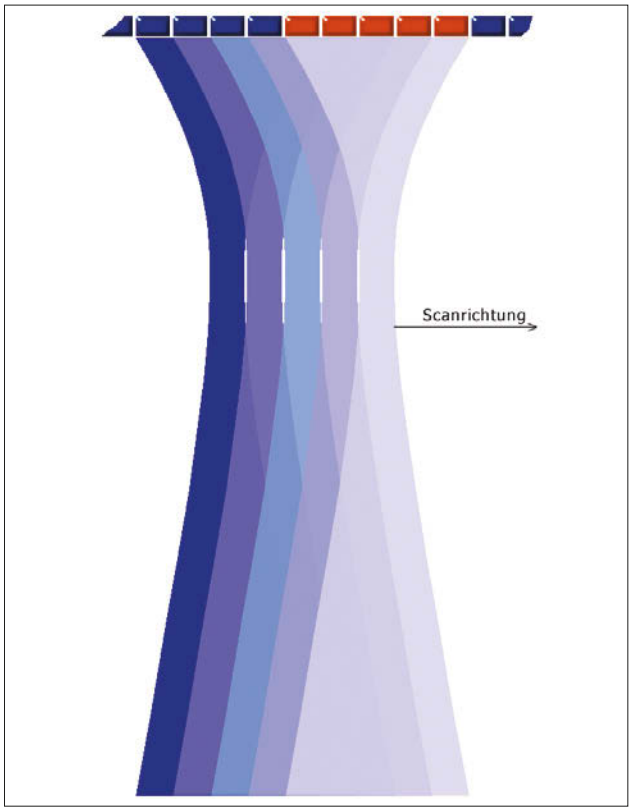



**Abb. 1.8:** Funktionsweise der Zeilenabtastung moderner elektronischer Schallsonden.

### Linear array

Beim Linear array oder Parallelscanner sind die Kristallelemente nebeneinander auf einer geraden Zeile angeordnet. Die einzelnen Ultraschallstrahlen laufen parallel zueinander, es ergibt sich ein rechteckiges Schnittbild (s. Abb. 1.9) mit gleichmäßiger Liniendichte. Die Elementanzahl eines Linear arrays variiert zwischen 60 und 256 Einzelelementen. Der Frequenzbereich von konventionellen Linear arrays liegt meist zwischen 5 und 20 MHz. Quer zur Schallrichtung (Elevationsrichtung) werden Linear arrays meist durch eine akustische Linse fokussiert.

### Curved oder Convex array

Die Curved oder Convex arrays stellen praktisch eine Sonderform der Linear arrays dar. Die Funktionsweise entspricht denen der Linear arrays. Der Unterschied besteht in einer gebogenen Kristallreihe, die ein fächerförmiges Schallfeld erzeugt (s. Abb. 1.10). Da die Zeilendichte schallkopffern abnimmt, reduziert sich mit zunehmender Tiefe das laterale Auflösungsvermögen.

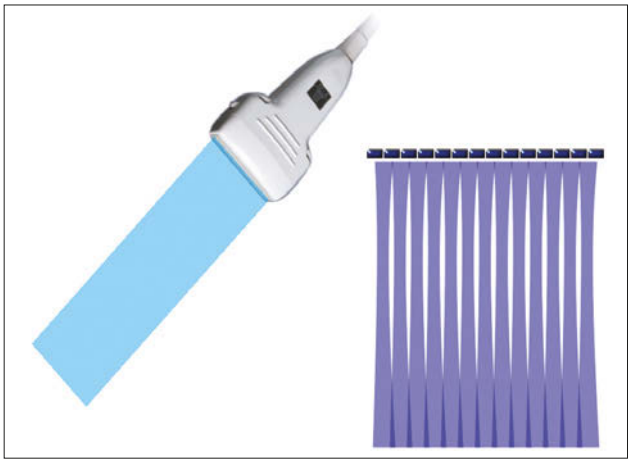


**Abb. 1.9:** Parallelscanner oder Linear array: Die einzelnen Kristallelemente sind nebeneinander auf einer geraden Zeile angeordnet und erzeugen ein rechteckiges Schallfeld.

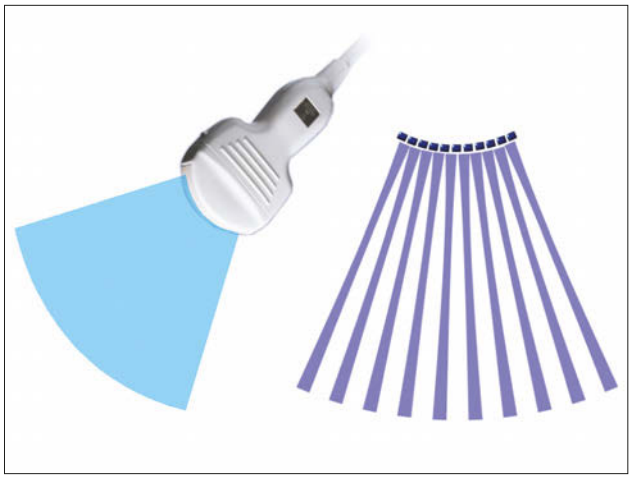


**Abb. 1.10:** Curved oder Convex array: Die einzelnen Kristallelemente sind radial angeordnet und erzeugen ein divergierendes Schallfeld.

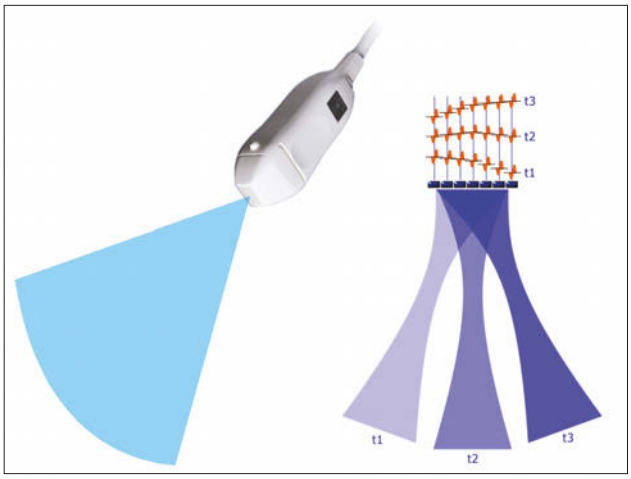



**Abb. 1.11:** Phased-array-Scanner: Die Schallkeulen werden entsprechend ihrer zeitlichen Ansteuerung unter einem Winkel aus dem Schallkopf ausgesendet.

Die Elementanzahl der Curved oder Convex arrays ist typischerweise größer als 96 Elemente. Die Radien liegen zwischen 30 und 80 mm. Die Frequenzbereiche variieren meist zwischen 2,5 und 9 MHz. Das Schallfeld hat meist einen Winkel von 60–90°.

## Sektorscanner

Der Unterschied zum Curved array besteht in einem kleineren Radius < 25 mm. Dadurch ergeben sich bei geringer Auflagefläche ein schmales Nahfeld und ein Abstrahlwinkel > 90°. Der Vorteil dieser Sonden wird beim Einblick durch kleine Schallfenster genutzt, wie in der Echokardiografie durch die Interkostalräume oder etwa in der transvaginalen Sonografie.

## Phased array

Der Phased-array-Schallkopf gleicht in der Kristallanordnung dem eines Linear arrays. Jedoch sind zur Generierung einer Abtastlinie nicht eine Elementgruppe, sondern alle Elemente beteiligt. Durch eine zeitlich versetzte Ansteuerung der Elemente kann eine Wellenfront erzeugt werden, die in einem Winkel zur Schallkopfoberfläche verläuft (s. Abb. 1.11). Durch eine Variation der Ansteuerung wird ein sektorförmiges Schallfeld erzeugt. Phased-array-Sonden haben eine geringe Auflagefläche von 12–20 mm bei einer Elementanzahl zwischen 64 und 128 Elementen. Der Sektorwinkel liegt zwischen 80 und 90°. Die Frequenzbereiche variieren meist zwischen 2 und 7 MHz. Anwendung finden diese Sonden hauptsächlich in der Kardiologie und der transkraniellen Sonografie.

## Bildoptimierung

Zur Diskussion über die Bildoptimierung können 3 Ebenen definiert werden, die die Qualität einer Ultraschalluntersuchung beeinflussen:

- das abzubildende Objekt – die Realität (patientenbedingt),
- das dargestellte Bild auf dem Monitor des Ultraschallgeräts (gerätebedingt) und die
- Interpretation des auf dem Monitor Gezeigten (untersucherbedingt).

Tabelle 1.2 zeigt einen schematischen Überblick über die Faktoren, die die Bildqualität beeinflussen.

Sonografiegeräte bieten vielfältige Einstellmöglichkeiten, um Befunde wirklichkeitsnah und repräsentativ abzubilden.

- **Monitoreinstellungen** dienen der Optimierung von Helligkeit und Kontrast, den Sehgewohnheiten und der Umgebungshelligkeit entsprechend (anpassen und sonst nicht verstellen).

**Tab. 1.2:** Faktoren, die die Bildqualität beeinflussen.

| Patientenseitig | Gerätebedingt | Untersucherseitig |
|---|---|---|
| Vorbereitung zur Untersuchung | Auflösung, Abbildungsleistung, Bildqualität | „Rechte Hand“: Applikation und Führung der Schallsonde |
| Manöver während der Untersuchung | Einsetzbarkeit, Anwendungsspektrum | „Linke Hand“: Bedienung des Ultraschallsystems |
| | Einstellmöglichkeiten am System | „Auge und Gehirn“: Sehen und Verstehen, Ausbildung, Erfahrung |
| | Bedienbarkeit/Handling | |

- **Schallkopfauswahl:** Je nach Anwendungszweck und Untersuchungsbedingungen sollten Schallköpfe unterschiedlicher Abtastgeometrie und Nennfrequenz zum Einsatz kommen.
- **Bildgestaltung:** Je nach Anwendung Einstellung des Bildformates (Tiefe, Breite, Abstrahlwinkel, Bildorientierung, Zoom).
- **Preprocessing** beeinflusst die Eigenschaften des Sendesignals und dient der Anpassung von Bildparametern zur Optimierung am „laufenden" Bild.
- **Postprocessing** beeinflusst die Verarbeitung des empfangenen Signals und erlaubt die Optimierung von Bildparametern auch am „stehenden" Bild, z.B. Änderungen an der Kennlinie im Verhältnis Echostärke zur Bildpunkthelligkeit für die Verbesserung des Bildkontrasts.
- Der **Dynamikbereich** definiert den Bereich relativer Echostärken (z.B. 50 dB), die als eine Graustufe abgebildet werden; er beeinflusst den Bildkontrast.
- **Leistung (Power):** Anpassung der vom Ultraschallsystem abgegebenen Leistung (vgl. mechanischer Index [MI] und thermischer Index [TI]). Diese sollte grundsätzlich so gering wie möglich gehalten werden. Für die Bildoptimierung sollten zunächst die Möglichkeiten der Verstärkereinstellung genutzt werden.

Echografische Schnittbilder kann man nur dann gut lesen und verstehen, wenn gleichartige Strukturen und Gewebe trotz Schallschwächung, Schallkeulengeometrie und anderer Faktoren an jeder Stelle des Bildes, insbesondere in der Nähe wie auch in größerer Entfernung vom Schallkopf und an den lateralen Bildrändern, (möglichst) gleich aussehen.

- **Gesamtverstärkung** (Gain): Nicht alle Objekte lassen sich bei einer gegebenen Sendeleistung gleich gut abbilden. Mit der Gesamtverstärkung kann man alle für ein gesamtes Bild empfangenen Signale in gleicher Weise regulieren: Alle Echos können stärker (heller) oder schwächer (dunkler) wiedergegeben werden (entsprechend der Lautstärkeregelung bei einem Radioempfänger).
- **Tiefenselektive Verstärkung** (TGC; vgl. „Time gain control"): Die Schallabschwächung ist nicht bei allen zu untersuchenden Objekten in jeder Tiefe gleich. Deshalb haben die Geräte Verstärker, die die empfangenen Signale laufzeitabhängig – also jeweils über die gesamte Bildbreite einer bestimmten Bildtiefe wirksam – entsprechend den Gegebenheiten einstellen lassen, um ein in jeder Tiefe gleichmäßig helles Bild erzeugen zu können.
- **Fokus und elektronische Fokussierung**: Schallkeulen haben eine u.a. von der Antennengröße abhängige Form. In einer bestimmten Tiefe zeigt sich eine „Taille", die man Fokus nennt; dort hat die Schallkeule den geringsten Durchmesser. Schallköpfe, die mit einzelnen Wandlern arbeiten, haben einen fixen Fokus, der weder für den Sende- noch für den Empfangsfall verändert werden kann. Da dies zu sehr unterschiedlichen Bildqualitäten im Bereich des Fokus einerseits und im Nah- (zwischen Fokus und Antenne) und Fernfeld (jenseits des Fokus) andererseits führt, benutzt man bei Array-Schallköpfen elektronische Vorrichtungen, die beim Senden oder Empfangen, ggf. auch bei beidem, die Form der Schallkeule entsprechend der Anwendung optimieren lassen.

## Ultraschallartefakte

Die Ultraschallbildgebung ist mit mehreren Artefakten (Bildfehlern) behaftet, da die als konstante Größen angenommenen Parameter, wie Schallgeschwindigkeit, geradlinige Schallausbreitung, Dämpfung usw., häufig von den tatsächlichen Parametern abweichen. Auch unzureichende Geräteeinstellungen sind oftmals die Ursache für Artefakte. Einige der nachfolgend beschriebenen wichtigsten Bildfehler sind bei entsprechender Erfahrung diagnostisch nutzbar und können zusätzliche Informationen über Gewebeeigenschaften liefern.

### Schallschatten

Einer der am häufigsten auftretenden Artefakte ist die Ausbildung von Schallschatten. An starken Reflektoren, d.h. an Strukturen mit gegenüber dem umgebenden Gewebe stark abweichendem Schallwellenwiderstand (z.B. Luft) oder an Strukturen mit hoher Dämpfung wie u.a. Knochen und Steine, wird der größte Teil der Ultraschallenergie zurückgeworfen bzw. absorbiert (vgl. „Reflexion und Brechung"). Nach einem solchen starken Reflektor steht deutlich weniger Energie als im umliegenden Gewebe zur Verfügung. Es bildet sich ein sog. Schallschatten (s. Abb. 1.12).

### Distale Schallverstärkung

Bei optimal eingestelltem Tiefenausgleich (vgl. „Time gain control") ist hinter schwach dämpfenden Arealen das Phänomen der sog. Schallverstärkung zu beobachten. In flüssigkeitsgefüllten Hohlräumen unterliegt der Ultraschall weniger Reflexionen und einer geringeren Absorption (Dämpfung) als im umliegenden Gewebe. Nach dem Austritt z.B. aus einer Zyste steht so noch nahezu dieselbe Ultraschallenergie zur Verfügung wie beim Eintritt. Das distal der Zyste gelegene Gewebeareal erscheint deshalb heller als die Umgebung (s. Abb. 1.13).

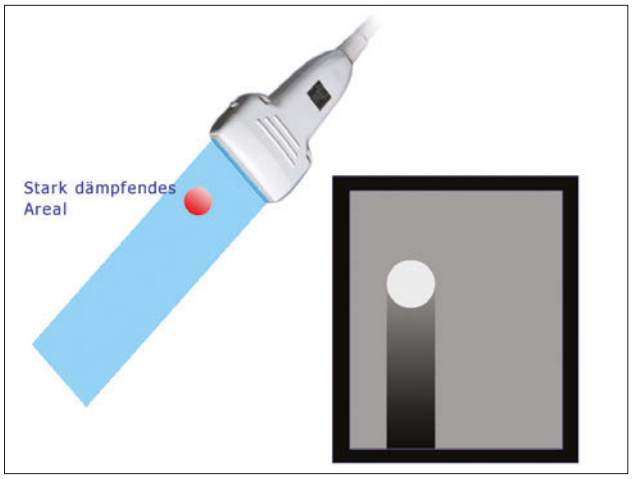



**Abb. 1.12:** Hinter stark dämpfenden Arealen oder starken Reflektoren ist ein Schallschatten zu beobachten, wie hier an einem schematischen Ultraschallbild dargestellt.

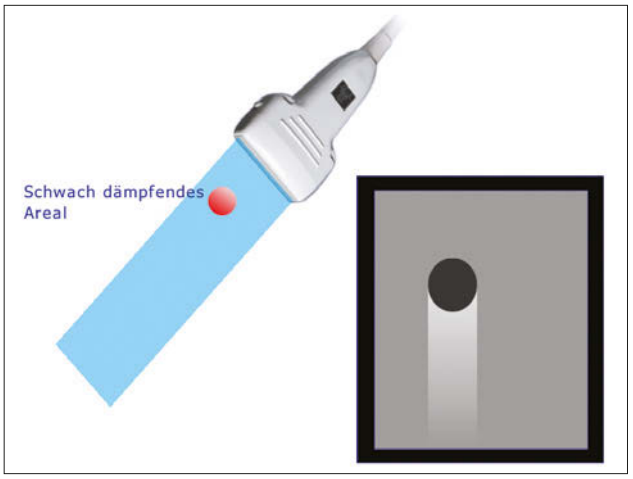



**Abb. 1.13:** Schematisiertes Ultraschallbild der distalen Schallverstärkung.

## Randschatten

Das Auftreten von Randschatten wird häufig auf Brechungs- und Beugungseffekte zurückgeführt. Die weitgehend parallel an den lateralen Randbereichen runder, flüssigkeitsgefüllter Räume auftreffenden Ultraschallstrahlen werden in das umgebende Gewebe abgelenkt (s. Abb. 1.14). Dies ist auch eine Erklärung für nicht durchgezeichnete Randstrukturen, z.B. am fetalen Schädel.

## Nebenkeulenartefakt

Das reale Schallfeld entspricht nicht unseren vereinfachten Modellvorstellungen eines dünnen, gebündelten Ultraschallstrahls. Vielmehr bilden sich im Nahfeld sog. Nebenkeulen, die auch als Sidelobes bezeichnet werden. Trifft nun eine Nebenkeule einen starken Reflektor, sendet dieser Echos in Richtung des Sidelobes zurück (s. Abb. 1.15). Da empfangene Echos aber immer als senkrecht auf den Schallkopf zulaufend interpretiert werden, kommt es zu einer fehlerhaften Darstellung. In modernen Ultraschallsystemen kann ein Teil der Nebenkeulenartefakte durch aufwendige Laufzeitberechnungen und Unterdrückung seitlich einfallender Echos reduziert werden.

## Reverberationsartefakt

Das auch als Wiederholungsecho bezeichnete Artefakt entsteht beim Auftreffen von Ultraschallwellen auf einen großflächigen starken Reflektor im Nahbereich. Ein Teil der ankommenden Schallwellen wird dort reflektiert und läuft als Echo zur Sonde zurück. Dort angekommen, wird das Echo von der Sonde empfangen. Es besteht jedoch die Möglichkeit, dass ein Teil des Echos ins Gewebe zurückreflektiert wird. Dadurch können Anteile der Schallwelle zwischen Sonde und Reflektor hin- und herpendeln. Die Struktur wird dann im Bild in gleichen Abständen mit in der Tiefe abnehmenden Helligkeiten dargestellt (s. Abb. 1.16). Das Phänomen des Re-

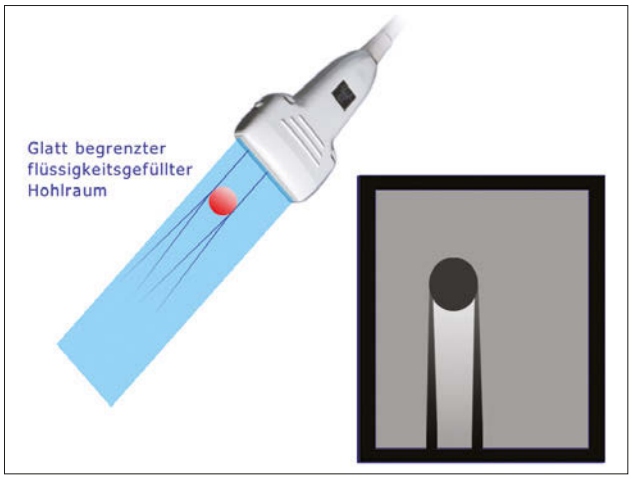



**Abb. 1.14:** Prinzip und schematische Darstellung der Randschattenbildung.

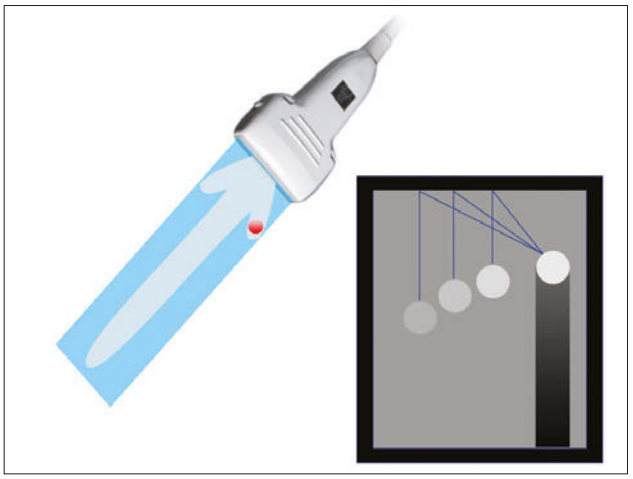


**Abb. 1.15:** Nebenkeulen oder „Sidelobe artifact". Entstehungsprinzip und schematisiertes Ultraschallbild.

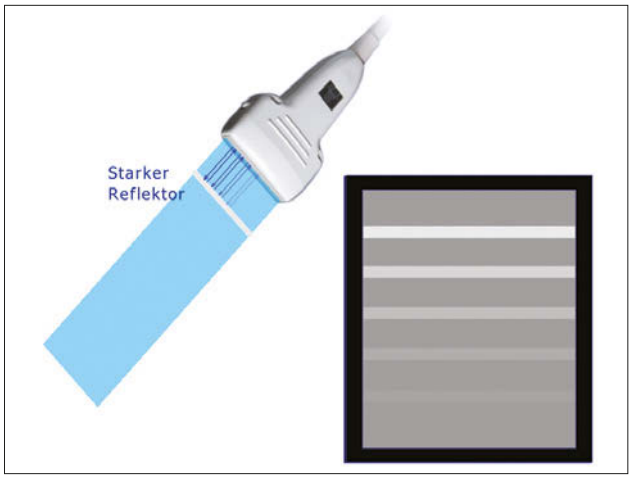



**Abb. 1.16:** Entstehungsprinzip und schematisches Ultraschallbild des Reverberationsartefakts, das oftmals auch als Wiederholungsecho bezeichnet wird.

verberationsartefakts tritt meist bei schallkopfnahen Grenzflächen mit einem großen Impedanzsprung (Weichteilgewebe/Luft) auf.

### Geometrische Verzeichnung

Beim Generieren eines Ultraschallbildes aus den empfangenen Echos wird von einer gewebeunabhängigen konstanten Ultraschallgeschwindigkeit sowie einer geradlinigen Ausbreitung der Schallwellen ausgegangen. Tatsächlich weist der Ultraschall in unterschiedlichen Geweben aber verschiedene Geschwindigkeiten auf. Der Schallstrahl wird auf seinem Weg durch das Gewebe auch durch Brechung und Beugung abgelenkt. Diese Abweichungen werden im Ultraschallsystem beim Bildaufbau nicht berücksichtigt. Dadurch kann es zu geringen geometrischen Fehlern bei der Darstellung kommen.

### Spiegelartefakt

Trifft der Schallstrahl schräg auf eine stark reflektierende Struktur (z.B. das Diaphragma), wird er schräg reflektiert und kann dann ein Echo an einer seitlich liegenden Struktur erzeugen. Wird dieses Echo dann auf dem Rückweg in gleicher Weise wieder abgelenkt, kann es zum Schallkopf zurückgelangen und ein Empfangssignal erzeugen. Dieses wird dann in Annahme einer geradlinigen Schallausbreitung hinter die spiegelnde Struktur projiziert.

## Dopplersonografie – physikalische Grundlagen

### Dopplersonografie – theoretischer Hintergrund

Der **Dopplereffekt** stellt die Basis für alle Dopplerverfahren dar. Er ist nach seinem Entdecker, dem österreichischen Physiker Johann Christian Doppler (1803–1853), benannt. Dieser beobachtete, dass das Licht der Sterne, die sich auf die Erde zubewegen, in Richtung Blau, d.h. zu kürzeren Wellenlängen bzw. höheren Frequenzen, verschoben wird. Entsprechend wird das Licht der sich von der Erde entfernenden Sterne in Richtung Rot verändert.

Bei der medizinischen Anwendung mittels Ultraschall wird die Frequenzverschiebung Δf, die das von bewegten Erythrozyten reflektierte Echosignal gegenüber der Frequenz f des Sendesignals erfährt, durch die Dopplerformel (s. Abb. 1.17) beschrieben.

Hierbei ist c die Schallgeschwindigkeit (im Mittel 1540 m/s im Gewebe), v die zu bestimmende Blutflussgeschwindigkeit und Θ der Einstrahlwinkel zur Achse des Gefäßes. Der Faktor 2 berücksichtigt, dass beim Echoverfahren der Dopplereffekt 2-mal wirksam wird (Schalleintritt und -austritt). Die Frequenzverschiebung Δf – im Folgenden auch Dopplerfrequenz genannt – ist ein direktes Maß für die Flussgeschwindigkeit v.

#### Dopplerverfahren

In der Medizintechnik gelangen prinzipiell verschiedene Dopplerverfahren zum Einsatz, die sich bez. Messfeld, Ergebnisdarstellung und Interpretation unterscheiden.

Hinsichtlich des Messbereichs kann zwischen eindimensionalen und zweidimensionalen Verfahren differenziert werden. Bei den eindimensionalen Verfahren wird das Gefäß von einem Einzelschallstrahl geschnitten und die Flussgeschwindigkeit nur längs dieser

**Tab. 1.3:** Konsequenzen aus der Dopplerformel.

| | |
|---|---|
| 1. | Die Frequenzverschiebung (Doppler-Shift Δf) hängt vom Einstrahlwinkel Θ ab: Δf ist bei möglichst parallel zur Gefäßachse einfallendem Schallstrahl am größten. |
| 2. | Bei senkrechtem Einfall ist cos Θ = 0, und es wird kein Dopplersignal registriert. |
| 3. | Zur Bestimmung der Geschwindigkeit v aus der Dopplerfrequenz Δf muss der Winkel Θ im B-Bild gemessen und u.U. eine Winkelkorrektur durchgeführt werden. |
| 4. | Bei einer gegebenen Größe von v ist Δf umso größer, je höher die Sendefrequenz f ist. Da, bedingt durch die Messtechnik, der Erfassung von Δf nach oben und nach unten Grenzen gesetzt sind, ergeben sich folgende Zusammenhänge: Zur Messung hoher Geschwindigkeiten v ist die Wahl einer niedrigen Sendefrequenz f vorteilhaft, für niedrige Geschwindigkeiten sollte f möglichst hoch gewählt werden. |

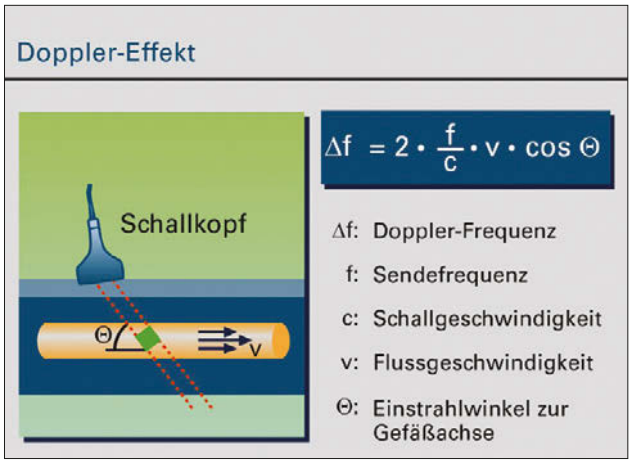



**Abb. 1.17:** Dopplerformel. Die Dopplerfrequenzverschiebung ist abhängig von der Geschwindigkeit der Ziele (Blutkörperchen), der Richtung, aber auch von der Frequenz f des ausgesendeten Signals.

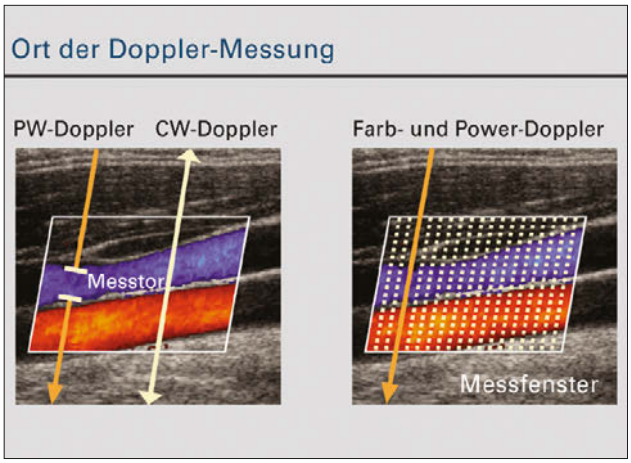



**Abb. 1.18:** Dopplerverfahren, Ort der Messung. Die Dopplerverfahren unterscheiden sich prinzipiell durch den Ort der Dopplermessung.

Schallstrahlrichtung gemessen. Diese Information wird meist in der spektralen Verteilung dargestellt, man spricht daher vom **spektralen Dopplerverfahren**.

Die **Messfelder** der Dopplerverfahren sind prinzipiell unterschiedlich:

Der **spektrale Doppler** ist ein **eindimensionales** Verfahren (entlang eines Schallstrahls) und umfasst:

- Information aus einem langen Bereich entlang des Schallstrahls → **cw-Doppler**
- Information von einem definierten Ort (Dopplerfenster) auf dem Schallstrahl → **pw-Doppler**

Beim **Farbdoppler** wird der Blutfluss in einem **zweidimensionalen Einzugsgebiet** mittels vieler Schallstrahlen erfasst. Auf diesen befinden sich viele Messtore (Dopplerfenster), an denen jeweils die Dopplerfrequenz errechnet wird (bzw. ein Autokorrelationsverfahren zur Anwendung kommt). Die so erhaltene Information wird durch ein Farbsignal kodiert, welches Informationen bez. der Richtung, der Geschwindigkeit und der Signalintensität enthalten kann. Dieses wird dem B-Bild farbkodiert – entweder über das gesamte B-Bild oder nur über einen Ausschnitt desselben (Farbfenster) – überlagert.

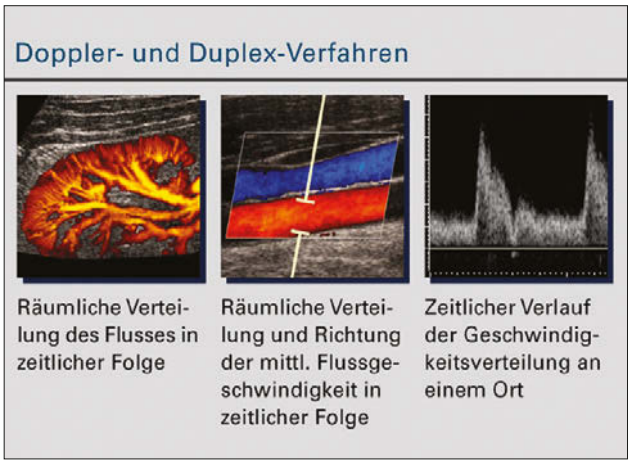



**Abb. 1.19:** Dopplerverfahren, Informationsgehalt. Die Dopplerinformation wird bei jedem Dopplerverfahren unterschiedlich akquiriert, aufbereitet und dargestellt.

Für die Dopplerverfahren lässt sich aus dem Ort der Messung und dem Informationsgehalt die folgende Charakterisierung ableiten (s. Tab. 1.4).

**Tab. 1.4:** Charakterisierung der Dopplerverfahren. RI = Resistenzindex, PI = Pulsatilitätsindex.

| Dopplerverfahren | Charakterisierung der Dopplerverfahren |
|---|---|
| Kontinuierlicher Spektraldoppler (cw-Doppler) | Messmittel ohne exakte Positioniermöglichkeit in axialer Richtung, Spektrum wie Pulsdoppler, jedoch ohne Limitation durch Aliasing. |
| Gepulster Spektraldoppler (pw-Doppler) | Messmittel mit definierter Positionierung des Messfensters in der Tiefe, für (maximale) Strömungsgeschwindigkeit und zeitlichen Verlauf der Strömung → Indizes: RI und PI, Flussvolumina (direkt und indirekt). |
| Farbdoppler | Farbkodierte Darstellung des mittleren Flusses, dessen Varianz und der Flussrichtung. Übersichtsmethode bez. Hämodynamik des Flusses, Vaskularität und Vaskularitätsmuster, Hilfsmittel zum korrekten Positionieren des Messtores/Samplevolumes zur Ableitung von Dopplerspektren (Pulsdoppler) und für deren korrekten Winkelkorrektur. Achtung: Die über die Farbskalierung ablesbaren Flussgeschwindigkeiten gelten nur für Flüsse mit gleichem Richtungssinn wie der Schallstrahl (Orientierung des Farbfensters)! |
| Intensitätskodierter Doppler (Powerdoppler) | Übersichtsverfahren wie Farbdoppler, jedoch ohne Geschwindigkeitskodierung; aufgrund der Integration der Signale über einen längeren Zeitabschnitt langsamer. Besondere Eignung für die Perfusionsmustererkennung. |

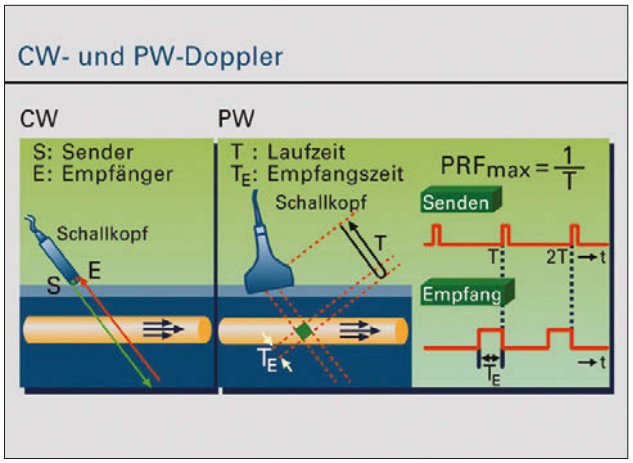



**Abb. 1.20:** Prinzip cw-/pw-Doppler (cw = Continuous wave; pw = Pulsed wave). Die Doppler unterscheiden sich prinzipiell in der Art des Sendens. cw: kontinuierliche Ultraschallaussendung und Akquisition der Dopplersignale; pw: gepulster Betrieb (wie im B-Bild); nur aus dem Tor (zurzeit: $T_E$) wird die Dopplerinformation abgeleitet. PRF = Pulsrepetitionsfrequenz, t = Zeit (Messzeit, Untersuchungszeit).

### Prinzip von cw- und pw-Doppler

Cw- und pw-Doppler unterscheiden sich zwar in der Art der Signalgewinnung, gleichen sich aber in der Signalverarbeitung und der spektralen Darstellung des Ergebnisses (Abb. 1.20). Im cw-Betrieb (Continuous wave) werden im Schallkopf 2 getrennte Kristalle eingesetzt, von denen der eine kontinuierlich sendet, während der 2. zur gleichen Zeit die eintreffenden Echosignale empfängt.

Der pw-Doppler (Pulsed wave) trägt dem Bedürfnis Rechnung, Flussgeschwindigkeiten an einem bestimmten Ort selektiv zu messen. Zum Senden und Empfangen dient ein gemeinsamer Kristall im Schallkopf, der wie beim B-Bild-Verfahren Folgen kurzer Impulse in den Körper übermittelt. Nach der Laufzeit T des Impulses zum gewünschten Ort der Dopplermessung und zurück wird das Messtor für den Empfang der Echos für kurze Zeit geöffnet. Größe und Tiefenlage des Messtors werden vom Untersucher unter Sichtkontrolle im B-Bild oder im Farbdopplerbild eingestellt. Die Laufzeit T bestimmt das kürzestmögliche Zeitintervall zwischen 2 aufeinanderfolgenden Sendepulsen. Die **Pulswiederholfrequenz PRF** (Pulsrepetitionsfrequenz) für den Sendepuls kann deshalb nicht höher als 1/T gewählt werden, ohne die eindeutige Tiefenzuordnung zu gefährden.

Da die in der Praxis benutzten PRF-Werte ebenfalls im Bereich der gemessenen Dopplerfrequenz Δf liegen, wird der Vorteil der Tiefenselektion beim pw-Doppler durch die Unsicherheit bei der Auswertung höherer Flussgeschwindigkeiten erkauft. Dies tritt bei Überschreitung des maximal nutzbaren Geschwindigkeitsmessbereichs auf und führt beim pw-Doppler, wie auch beim Farbdoppler, zum **Aliasing** (Aliasing-Effekt, Aliasing-Artefakt; s. Tab. 1.5 und Tab. 1.7).

## Technik der Dopplersonografie

Dopplertechnik bedeutet das Vorhandensein zweier verknüpfter Betriebsarten (Modes). Im Zusammenhang mit Dopplerverfahren handelt es sich zunächst um das **B-Bild** und den **pw-Doppler** (gepulster Spektraldoppler). Als Synonym wird auch nur vom „Pulsdoppler" gesprochen. Im B-Bild befindet sich eine Markierung für die Stelle, an welcher die Pulsdopplerinformation entnommen wird (Dopplertor, Sample volume, Messfenster). Das Dopplertor ist innerhalb des B-Bildes verschiebbar und in seiner Größe veränderbar. Hier ist meist auch die Ultraschallstrahlrichtung ersichtlich. Im Dopplerbetrieb wird zusätzlich zum B-Bild das spektrale Dopplersignal aus diesem Dopplertor abgeleitet und über der Zeitachse in das Monitorbild eingeblendet.

Das B-Bild liefert die anatomische Orientierung über Gefäßselektion und Gefäßverlauf und ist zur korrekten Platzierung des Dopplertors notwendig. Im Dopplertor erlaubt die Anzeige der Strahlrichtung eine korrekte Winkelkorrektur bei der Messung von Geschwindigkeiten.

Der Pulsdoppler präsentiert die Schar der Strömungsgeschwindigkeiten (y-Achse) an diesem Ort im zeitlichen Verlauf (x-Achse). Das Dopplerspektrum wird mittels der schnellen Fourier-Transformation (FFT) ermittelt, einem Rechenalgorithmus, der das Dopplerzeitsignal in seine Dopplerfrequenzanteile (inkl. Amplitude) zerlegt. Die gemessenen Frequenzen können vom System bei Eingabe des Winkels mittels der Dopplerformel in Geschwindigkeiten umgerechnet werden (s. Tab. 1.6). Deshalb ist die Winkelkorrektur auch nach der Erfassung noch möglich.

**Tab. 1.5:** Cw-Doppler.

| | |
|---|---|
| **Vorteil** | Keine Limitierung der maximal messbaren Flussgeschwindigkeit, kein Aliasing; sehr hohe Geschwindigkeiten in Stenosen messbar (Stenosegrad). |
| **Nachteil** | Durch den kontinuierlichen Betrieb des cw-Dopplers ist eine Zuordnung des Entstehungsorts eines Echos entlang des Schallstrahls nicht möglich. |
| **Einsatzgebiet** | Kardiologie: in Verbindung mit Phased-array-Schallköpfen. Das B-Bild wird zur genauen Platzierung benötigt, der cw-Doppler wird aufgrund der hohen Strömungsgeschwindigkeiten bei Stenosen und Insuffizienzen der Klappen eingesetzt. Angiologie: Stiftsonden zur Untersuchung peripherer und gehirnversorgender Gefäße. |

**Tab. 1.6:** Dopplersonografische Parameter des FFT-Spektrums (f [kHz] vs. Geschwindigkeit).

| Parameter | Englische Termini | Bedeutung |
|---|---|---|
| Maximale Dopplerfrequenz | Peak frequency | Maximale Flussgeschwindigkeit im gemessenen Volumen zu einem Zeitpunkt $t_o$ (z.B. für indirekte Flussbestimmung mittels Indizes). |
| Mittlere Dopplerfrequenz | Mean frequency | Mittlere Flussgeschwindigkeit aus $\Sigma fi / i$ zum Zeitpunkt $t_o$. |
| Dopplerfrequenz der maximalen Amplitude | Mode frequency | Geschwindigkeit der meisten Blutzellen im Volumen zum Zeitpunkt $t_o$. |
| Spektrumverbreiterung | Spectral broadening | Verbreiterung des Frequenzspektrums durch turbulente Strömung, z.B. nach einer Engstelle aufgrund von Verwirbelungen. |
| Torlänge | Sample volume, Gate | Bei großen Gefäßen erstreckt sich das Tor nicht ganz bis zur Wand; bei kleinen Gefäßen über das ganze Gefäß. Zur direkten Flussmessung (s. Abb. 1.21) sollte man Torbegrenzungen an die Innenseiten des Gefäßes legen. |
| $TAV_{max}$, $TAV_{mean}$ | Time averaged velocity | Über eine oder mehrere, ganze Herzperioden zeitlich gemittelte Geschwindigkeit $V_{max}$ bzw. $V_{mean}$ (für direkte Flussvolumenmessung). |

**Möglichkeiten und Grenzen der Methode**

Der Pulsdoppler und damit die Dopplersonografie stellt das Verfahren zur exakten Flussmessung dar. Es bestehen prinzipiell 2 Messmöglichkeiten: die direkte und die indirekte Flussmessung.

**Direkte Blutflussmessung.** Bei der direkten Volumenmessung sind Querschnittsfläche und mittlere Flussgeschwindigkeit möglichst korrekt zu messen. Zur Ermittlung der durchströmten Fläche ist das Gefäß exakt senkrecht im Querschnitt zu erfassen (Umfahren oder Durchmesserbestimmung [innen – innen!], beides mit limitierter Genauigkeit).

Zur Messung der zeitlich gemittelten mittleren Geschwindigkeit $TAV_{mean}$ benötigt man den Winkel und somit das Gefäß im Längsschnitt. Es ist darauf zu achten, dass Flussgeschwindigkeitsmessung und Flächenbestimmung genau an der gleichen Stelle stattfinden. Sowohl Gefäßquerschnittsbestimmung als auch Dopplertorplatzierung müssen an der Innenseite des Gefäßes erfolgen (Innen-Innen-Messung). Die Genauigkeit der direkten Volumenmessung ist meist insbesondere bei kleinen Gefäßen nicht ausreichend, sodass die indirekte Flussvolumenbestimmung gebräuchlicher ist.

**Indirekte Blutflussmessung.** Die indirekte Flussvolumenbestimmung geht von konstanten, bekannten Druckverhältnissen aus und trifft eine Aussage über den Widerstand R des Gefäßes und nach der Grundgleichung der Hämodynamik somit indirekt über den Fluss Q. Wie aus Abbildung 1.22 zu erkennen ist, unterscheidet sich ein Niederwiderstandsgefäß (linke Seite) von einem Hochwiderstandsgefäß (rechte Seite) anhand des Kurvenverlaufs. Dieser zeitliche Verlauf lässt sich durch Indizes wie RI (Resistenzindex; s. Abb. 1.23) und PI (Pulsatilitätsindex; s. Abb. 1.24) beschreiben. Während bei dem RI-Index nur 2 singuläre Werte (der systolische Spitzenwert und der enddiastolische Wert) zur Berechnung herangezogen werden, berücksichtigt der PI-Index über die TAV auch die Kurvenform. Diese Indizes RI und

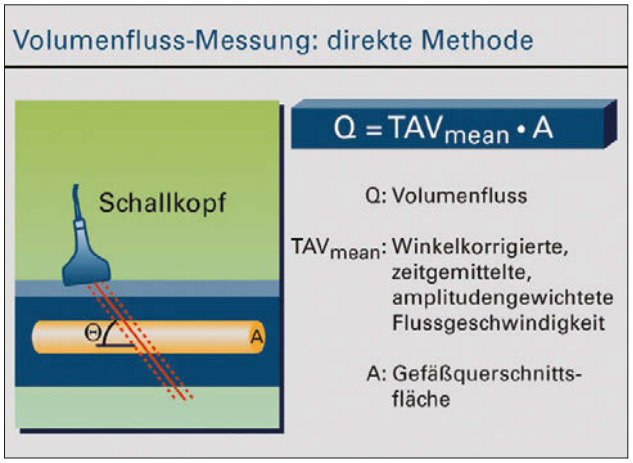



**Abb. 1.21:** Direkte Flussvolumenbestimmung. Die Ermittlung der $TAV_{mean}$, der über die Zeit gemessenen (Time averaged) mittleren Geschwindigkeit ($V_{mean}$) und der Querschnittfläche A, erlaubt die exakte Messung des Volumenflusses.

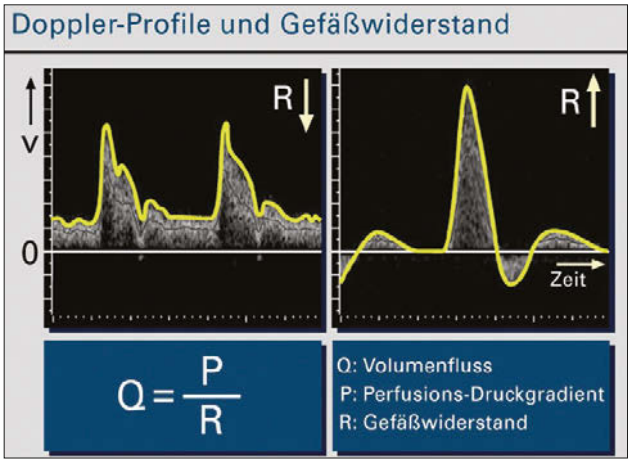



**Abb. 1.22:** Doppler-Profile und Gefäßwiderstand. Die Doppler-Profile (links: niedriger und rechts: hoher Gefäßwiderstand) erlauben eine indirekte Beurteilung des Gefäßwiderstands distal der Messstelle und damit die indirekte Aussage zum Flussvolumen. v = Flussgeschwindigkeit.

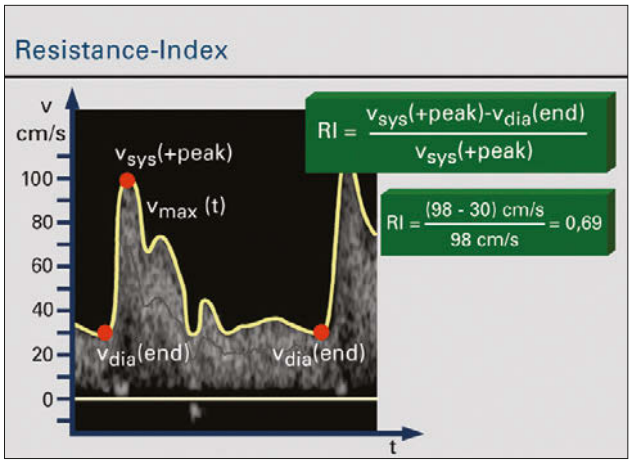



**Abb. 1.23:** Definition des Resistenzindex. RI = Resistenzindex, $V_{dia}$(end) = diastolische Endgeschwindigkeit, $V_{max}$ (t) = maximale Geschwindigkeit zum Zeitpunkt t, $V_{sys}$(+peak) = systolische Maximalgeschwindigkeit.

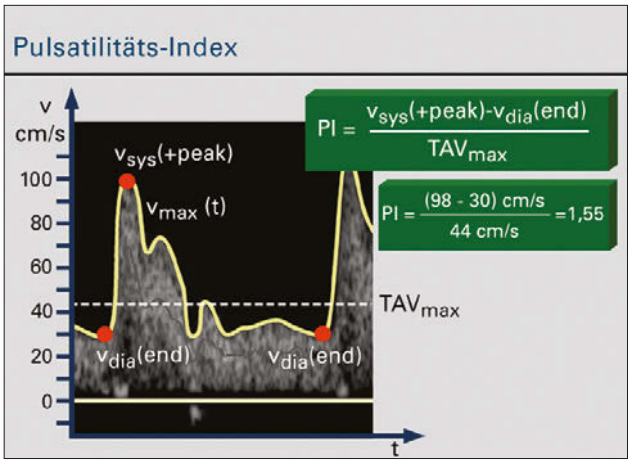



**Abb. 1.24:** Definition des Pulsatilitätsindex. PI = Pulsatilitätsindex, $TAV_{max}$ = mittlere Maximalgeschwindigkeit über einen (Herz-)Zyklus, $V_{dia}$(end) = diastolische Endgeschwindigkeit, $V_{max}$ (t) = maximale Geschwindigkeit zum Zeitpunkt t, $V_{sys}$(+peak) = systolische Maximalgeschwindigkeit.

PI sind weitgehend winkelunabhängig und können auch unter ungünstigen Dopplerwinkeln gemessen werden. Sie sind für Niederwiderstandsgefäße (enddiastolischer Wert > 0, kein Rückfluss) definiert.

Tipps zur Dopplersonografie (Geräteinstellung, praktisches Vorgehen) sind in Tabelle 1.7 zusammengefasst.

## Farbkodierte Dopplersonografie

Im Unterschied zur lokalen dopplersonografischen Spektralanalyse eines definierten Messfensters (Sample volume) entspricht die Farbdopplersonografie einer flächenhaften Darstellung von Fluss und Bewegungen in einem größeren Bildausschnitt (Farbfenster) mit einer endlichen Anzahl von Messpunkten (Sample volumes).

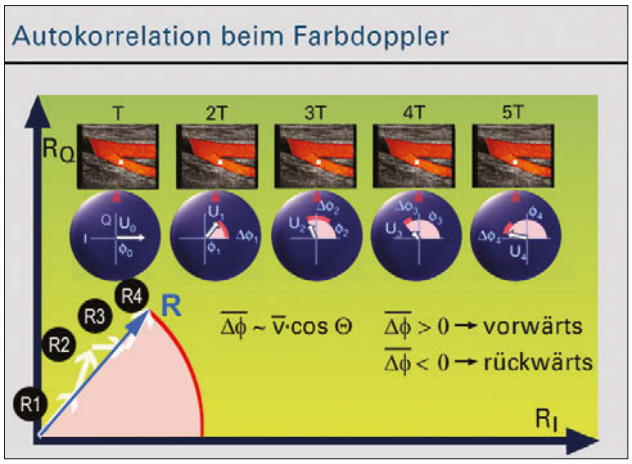



**Abb. 1.25:** Farbdoppler: Autokorrelation. Bei dem Autokorrelationsverfahren werden (für jedes Farbpixel) die Phasendrehungen der Vektoren des Phasendetektors zweier benachbarter Sendepulse als Maß für die Geschwindigkeit an diesem Farbpixel im Farbfenster herangezogen. Je höher die Anzahl solcher Resultate (hier 4 Resultate [Vektoren]: R1 ... R4), die vektormäßig aufsummiert werden, desto besser ist die Farbempfindlichkeit (→ Einstellparameter: zeitliche Mittelung). cos = Winkelfunktion, Q = Quotient, $R_I$ = Vektorbetrag in Richtung I (Raumkoordinate), $R_Q$ = Vektorbetrag in Richtung Q, T/2T/3T/4T/5T = Messzeitpunkte, U = Vektorbetrag, v = (mittlere) Flussgeschwindigkeit, ΔΦ = Änderung des Phasenwinkels zum Zeitpunkt T, Θ = (Phasen-)Winkelgeschwindigkeit.

Die farbkodierte Dopplersonografie stellt somit ein Dopplerverfahren dar, dessen Information den Einflussfaktoren, die in der Dopplerformel (s. Abb. 1.17) beschrieben wurden, entspricht. Die Messpunkte entlang einer Linie in Schallausbreitungsrichtung bilden innerhalb des **Farbfensters** die Farbzeilen. Das Farbfenster beinhaltet eine Anzahl von **Farbzeilen**.

Zur Ermittlung der farbkodierten Flussinformation (Farbpixel) auf den Farbzeilen wird das **Autokorrelationsverfahren** (s. Abb. 1.25) benutzt. Bei diesem Verfahren wird für jede Farbzeile mehrfach an dieselbe Stelle gesendet, und in geeigneter Weise werden die Informationen der jeweiligen Zeile mit den dazugehörigen der vorherigen Zeile korreliert. Anhand der Differenz der Phasenlage der demodulierten Echo-Informationen wird auf Geschwindigkeit und Richtung der bewegten Ziele (Blutzellen) geschlossen und dies farbkodiert. Dieses Verfahren benötigt deutlich weniger Rechenzeit als die beim Spektraldoppler verwendete Fourier-Analyse. Die farbkodierte Dopplerinformation wird auch kurz **Farbdoppler** genannt. Die in dem jeweiligen Farbpixel kodierte Information stellt die **mittlere Geschwindigkeit** an der Position des Pixels im B-Bild dar. Anhand des **Farbbalkens** sind mittlere Flussgeschwindigkeit sowie die Flussrichtung, bezogen auf die Schallausbreitung für die Farbzeilen, zuordenbar.

### Bedeutung für den Anwender

Die Anzahl der zur Errechnung der Flussinformation der Farbzeile benutzten Sendepulse hat sowohl Einfluss auf die Bildrate als auch auf die Farbsensitivität. Der Einstellparameter für die zugrunde gelegte Anzahl von Sen-

**Tab. 1.7:** Dopplersonografie, Geräteeinstellung, praktisches Vorgehen (Geräteeinstellparameter und Kenngrößen des Pulsdopplers).

| Parameter; Erklärungen | Tipps zur Einstellung |
|---|---|
| **Pulsrepetitionsfrequenz (PRF)**; definiert aus dem zeitlichen Abstand zweier nacheinander folgender Sendepulse PRF = 1/T; stellt den Frequenzmessbereich dar. Messbereich (Spektrum, vertikal) = ± PRF/2; PRF entspricht somit dem Geschwindigkeitsmessbereich. | Das Dopplerspektrum wird vertikal optimiert: Die PRF wird so niedrig gewählt, dass das Spektrum noch kein Aliasing aufweist. |
| **Verstärkung (Gain)**; Empfangsverstärkung. | Verstärkungseinstellung so justieren, dass gerade noch kein Hintergrundrauschen zu sehen ist, aber noch ein frequenzfreies systolisches Fenster erkennbar bleibt. |
| **Wandfilter**; Hochpassfilter zur Unterdrückung der (langsamen) Wand- bzw. Gewebebewegungen. | Der Filter wird so hoch gewählt, dass Wand- oder Gewebebewegungen nicht mehr stören und trotzdem langsame Flüsse nicht abgeschnitten werden. Typische Werte: Arterien: 100 Hz; Venen: 30–50 Hz. |
| **Nulllinie (Baseline)**; Verhältnis von Vor- zu Rückfluss am gesamten Flussgeschwindigkeitsmessbereich. | Sinnvoll ist es, die Nulllinie nicht mittig zu platzieren, da dann der volle PRF-Messbereich zur Verfügung steht. Dies erweitert so den zur Verfügung stehenden Geschwindigkeitsmessbereich, insbesondere bez. Aliasing-Effekte. |
| **Sendeleistung**; applizierte Schallintensität. | So hoch wie zur Diagnose erforderlich, aber so niedrig wie möglich; zur Optimierung auf den Nahbereich besser reduzieren. |
| **Dopplerwinkel**; Winkel zwischen Schallausbreitung und Flussrichtung. | Sollte spitz sein (sonst kein verwertbares Dopplersignal), kann durch geeignete Applikation (Kippen des Schallkopfes) oder elektronischen Schwenk verbessert werden. Arbeitsbereich für Geschwindigkeitsmessungen:<br>0–30° → exakte Messung;<br>bis 60° → Messung möglich;<br>> 60° → Absolutmessung zu ungenau; Indizes (RI/PI) nutzen. |
| **Winkelkorrektur (Angle)**; die Kenntnis des Winkels erlaubt anhand der Dopplerformel die Umrechnung der gemessenen Frequenz in Geschwindigkeiten. | Der Winkel wird aus dem B-Bild ermittelt (z.B. anhand des Gefäßverlaufs). Die Winkelkorrektur verbessert ein unter ungünstigem Winkel aufgenommenes Signal nicht. Eine ggf. erforderliche Verbesserung des Dopplersignals muss durch andere Applikation oder den elektronisch geschwenkten Dopplerstrahl erzielt werden. |
| **Sendefrequenz**; für den Pulsdoppler separat wählbare Mittenfrequenz des Sendespektrums. | So hoch, dass noch genügend Signal zur Auswertung zur Verfügung steht, wie bei B-Bild (frequenzabhängige Dämpfung im Gewebe). Gemäß Dopplerformel, für schnelle Flüsse → niedrig (Kardiologie) und für langsame Flüsse → möglichst hoch (Venendiagnostik). |
| **Aliasing-Effekt**: Wird die Geschwindigkeit höher als der Messbereich es zulässt, so „klappt" das Spektrum um (Nyquist-Grenze: Dopplerfrequenz > PRF / 2). | Vermeidung:<br>1. PRF höher stellen,<br>2. Nulllinienverschiebung,<br>3. niedrigere Sendefrequenz,<br>4. ungünstigeren (größeren) Dopplerwinkel per Applikation einstellen. |

depulsen wird **zeitliche Mittelung** genannt. Je größer die Anzahl der eingesetzten Sendepulse ist, desto verlässlicher ist die Flussinformation, d.h. die Farbsensitivität steigt. Gleichzeitig wird jedoch mehr Zeit für die Ermittlung jeder Farbzeile benötigt, d.h. die Bildrate sinkt. So ist auch der deutliche Abfall der Bildrate bei Aktivierung der Farbdopplersonografie, bezogen auf das reine B-Bild, zu verstehen.

Auch die Anzahl der im Farbfenster befindlichen Farbzeilen hat einen starken Einfluss auf die Bildrate. Diese Anzahl wird mit der **Farbzeilendichte** variiert. Eine hohe Farbzeilendichte reduziert zwar die Bildrate, erhöht jedoch die laterale Auflösung der Flussdarstellung (Farbpixelbreite).

### Möglichkeiten und Grenzen der Methode

Aus physikalischer Sicht liefert die Farbdopplersonografie folgende Informationen:

- als Blickdiagnose
  - Fluss oder kein Fluss
  - Flussrichtung
  - Hämodynamik des Flusses
  - Hinweis auf eine Stenose in einem Gefäß (als Aliasing am Ort der Flussbeschleunigung)
  - Hinweis auf Existenz und ggf. Muster größerer Gefäße in parenchymatösem Gewebe
- für die Flussauswertung
  - Flussrichtung für Winkelkorrektur bei Pulsdoppler
  - durchflossener Bereich für Ermittlung des Stenosegrades über die Flächenbestimmung

Grenzen ergeben sich aus der starken Winkelabhängigkeit sowie aus der Abschattung durch vorgelagerte Strukturen. Im Prinzip gelten die gleichen Limitationen wie für den Pulsdoppler der Dopplersonografie. Die Geräteeinstellung für die Farbdopplersonografie und das praktische Vorgehen sind in den Tabellen 1.8 und 1.9 zusammengefasst.

**Tab. 1.8:** Farbdopplersonografie, Geräteeinstellung.

| Parameter | Erklärungen | Tipps zur Einstellung |
|---|---|---|
| **Pulsrepetitionsfrequenz** (PRF) (Scale) | Flussgeschwindigkeitsmessbereich. | Eher zu niedrig als zu hoch, um gute Farbfüllung des Gefäßes zu gewährleisten. Besser Aliasing (vgl. „Ultraschallartefakte“) der hohen Geschwindigkeiten als Unterdrückung der wandnahen, langsamen Flüsse in Kauf nehmen. |
| **Farbverstärkung** (Gain) | Analog zur B-Bild-Verstärkung, aber separat einstellbar. | Gerade so hoch, dass noch kein Farbrauschen im Farbfenster zu sehen ist; bei zu hoher Farbverstärkung kann Farbe über die Gefäßränder übertreten (Artefakt: Blooming). |
| **Farbfensterbreite** | Farbfensterbreite definiert über die Fensterbreite die Anzahl der Farbzeilen und hat somit Einfluss auf die Bildrate. | Falls eine hohe Bildrate wünschenswert ist, sollte die Farbfensterbreite so weit wie möglich reduziert werden. |
| **Farbfensterplatzierung** | Sie definiert anhand der am tiefsten im Gewebe liegenden Begrenzung die Zeit, die zwischen 2 Sendepulsen gewartet werden muss, und beeinflusst somit die maximale PRF (s.o.) und u.U. die Bildrate. | Falls eine hohe PRF und Bildrate wünschenswert ist, sollte die am tiefsten im Gewebe gelegene Begrenzung des Farbfensters so weit wie möglich in Richtung Schallkopfankoppelfläche verschoben werden. |
| **Winkel** (Angle, Beam steering) | Schwenken der Ausbreitungsrichtung für das Farbfenster, meist unabhängig vom B-Bild. | Schwenken des Farbfensters ist meist zur besseren Farbfüllung aufgrund der Winkelabhängigkeit des Dopplerverfahrens hilfreich. |
| **Farbzeilendichte** | Bestimmt die Anzahl der Farbzeilen im Farbfenster. | Höhere Zeilendichte ergibt bessere laterale Farbauflösung, aber auch niedrigere Bildrate. |
| **Farbfilter, Wandfilter** | Unterdrückung langsamer Wand- bzw. Gewebebewegungen. Der Farbfilter ist an die PRF gekoppelt. | So niedrig wie möglich; aber so hoch, dass kein störendes Flash-Artefakt auftritt. Erst die PRF optimieren, danach den Wandfilter. |
| **Zeitliche Mittelung** (Temporal averaging, Ensemble size) | Definiert die Anzahl der zur Autokorrelation herangezogenen Sendepulse für jede einzelne Farbzeile. | Hohe zeitliche Mittelung erhöht die Farbsensitivität, verringert jedoch die Bildrate. |
| **Persistenz** | Farbpixelinformation wird bei höherer Persistenz zeitlich länger dargestellt. Es ähnelt somit dem Nachleuchten (z.B. eines Röntgenschirms) oder der Korrelation des B-Bildes. Die Farbpersistenz erfasst jedoch im Gegensatz hierzu die (systolischen) Spitzenwerte und lässt diese je nach Grad der Persistenz unterschiedlich schnell abfallen. | Höhere Persistenz bewirkt bessere Erkennbarkeit schwacher Flüsse kleiner arterieller Gefäße, verändert aber auch den hämodynamischen Eindruck. |
| **Räumliche Mittelung, Rauschunterdrückung** | Durch Vergleich der Flussinformation eines Farbpixels mit den umgebenden Flussinformationen kann die Flussdarstellung verbessert und Farbrauschen reduziert werden. | Höhere Einstellwerte können u.U. den schwachen Fluss kleiner Gefäße unterdrücken. Daher ist, falls diese Einstellparameter überhaupt zugänglich sind, ggf. die Verstärkung wieder zu optimieren. Häufig sind diese Parameter nicht separat einstellbar, werden aber über die Anwendungs- oder Flussvoreinstellungen automatisch vom System für die jeweilige Anwendung optimiert. |
| **Sendeleistung** (Power) | Applizierte Schallintensität. | So hoch wie nötig zur sicheren Diagnose; bei Optimierung auf den Nahbereich eher reduzieren. |
| **Nulllinie** (Baseline) | Verhältnis von Vor- zu Rückfluss am Gesamt-Flussgeschwindigkeitsmessbereich. | Kann ähnlich wie bei Pulsdopplern zugunsten der höheren arteriellen Flussgeschwindigkeiten nicht mittig platziert werden. Erweitert so den zur Verfügung stehenden Geschwindigkeitsmessbereich bezüglich Aliasing-Effekte. |

**Tab. 1.8:** Fortsetzung.

| Parameter | Erklärungen | Tipps zur Einstellung |
|---|---|---|
| **Farbskala** (Color map) | Farbliche Kodierung der Flussgeschwindigkeitsinformation; verschiedene Skalen, auf Rot und Blau als Grundfarben basierend, vorhanden. | Die zur Verfügung stehenden Skalen unterscheiden sich u.a. bezüglich ihrer Gradation für langsame Flüsse. → Eine Skala wählen, die keine langsamen Flüsse unterdrückt. |
| **Varianz** (Variance) | Entspricht der spektralen Bandbreite des Flusssignals. | Die Beimischung einer gesonderten Farbe für die Varianz kann die bessere Erkennung und Bestimmung von schnellsten Strömungen, insbesondere Jets, ermöglichen. Sie wird daher häufig in der Kardiologie benutzt. |
| **Sendefrequenz** | Sendefrequenz für Farbdopplersonografie, unabhängig von B-Bild und Pulsdoppler. Die Sendefrequenz bestimmt wie beim B-Bild die Eindringtiefe, aber auch die gemessene Dopplerfrequenz (nicht die Geschwindigkeit). | Da aufgrund der Dopplerformel die gemessene Dopplerfrequenz bei konstanter Geschwindigkeit direkt proportional der Sendefrequenz ist, kann es sinnvoll sein, für langsame, oberflächennahe Flüsse die Sendefrequenz möglichst hoch zu wählen. Bei schnellen Flüssen und limitierter PRF kann man einen zusätzlichen Geschwindigkeitsmessbereich durch Reduzierung der Sendefrequenz gewinnen. |
| **Anwendungsvoreinstellungen, Flussvoreinstellungen:** „Autocolor“, „Quicksets“, „Untersuchungen“ | Alle (auch nicht von außen zugängliche) Einstellparameter werden mit einem Knopfdruck, der Applikation bzw. dem Flussverhalten entsprechend, optimiert. | Wahl der richtigen Voreinstellung erleichtert die ganze Untersuchung erheblich. |
| **Flussvoreinstellung:** „Low flow“ | Optimierte Farbgrundeinstellungen für langsamen, aber auch für schwachen Fluss. | Hohe zeitliche Mittelung, niedrigere PRF; Farbfilter niedrig, räumliche Mittelung hoch. |
| **Flussvoreinstellung:** „High flow“ | Optimierte Farbgrundeinstellungen für schnellen, aber auch für kräftigen Fluss. | Mittlere zeitliche Mittelung, höhere PRF, Farbfilter höher. |

**Tab. 1.9:** Optimierung der Farbeinstellung.

| Aktion | Beispiel |
|---|---|
| 1. Anwendungsgebiet für Gefäßdiagnostik wählen | Bsp.: zerebral vaskulär, peripher vaskulär, Gefäße im Abdomen etc. |
| 2. Flussvoreinstellung wählen | „High flow“, „Low flow“. |
| 3. Richtung, PRF, Nulllinie anpassen | Farbkodierung, Messbereich (Farbfüllung im Gefäß kontra Aliasing). |
| 4. Farbverstärkung optimieren | Es sollte gerade noch kein Farbrauschen erscheinen. |
| 5. Einstellparameter bez. Bildrate optimieren | Bsp.: Fensterdimension und -lage, Zeilendichte. |
| 6. Farbfilter adaptieren | Der Farbfilter ist von der PRF direkt abhängig und wird zur Unterdrückung von Flash-Artefakten eingesetzt. |

## Powerdopplersonografie („Power-Mode“)

Im Unterschied zur Farbdopplersonografie zeigt der Power-Mode (auch Angio-Mode, Energy Mode, Powerdoppler-Mode u.a.m. genannt) die (nicht richtungskodierte) **Intensität der Strömungen** an und ist **proportional zu dem Quadrat der Amplitude des Dopplersignals**. Dies entspricht dem Flussvolumen und wird in einem Farbfenster wie bei der geschwindigkeitskodierten Farbdopplersonografie zur Darstellung gebracht.

Während beim Farbdoppler der Phasenwinkel (der durch den Autokorrelationsalgorithmus errechneten Vektoren) berücksichtigt wird, zieht der Powerdoppler das Quadrat der Beträge dieser Vektoren zur Berechnung heran. Für die Ermittlung der Signalintensität aller Strömungsanteile bedarf es außerdem noch der Integration der Vektorinformation über ein Zeitintervall. Hieraus resultiert die zeitlich gemittelte Darstellung des Powerdopplers (ggf. mit Nachzieheffekt). Der Unterschied zwischen Farbdoppler und Powerdoppler wird in Abbildung 1.26 gezeigt. Während der Farbdoppler für jedes Farbpixel die mittlere Flussgeschwindigkeit ermittelt, errechnet der Powerdoppler die Summe aller Quadrate der Geschwindigkeitsanteile (Fläche im Diagramm), ebenfalls für jedes Pixel, farbig kodiert.

Der Powerdoppler ist weitgehend **winkelunabhängig**. Dies ist erstaunlich, da der Powerdoppler auch ein Dopplerverfahren darstellt und somit prinzipiell nur auf den Schallkopf (bzw. von diesem weg) gerichtete Signale erfassen kann (s. Abb. 1.27). Es gelingt jedoch in diesem Modus, auch bei senkrechter Applikation auf dem Gefäß

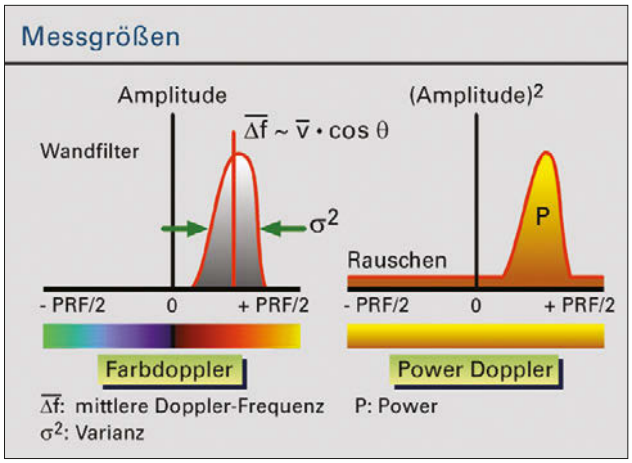



**Abb. 1.26:** Messgrößen des Farbdopplers und des Powerdopplers. Der Farbdoppler stellt die mittlere Frequenz, der Powerdoppler die Fläche unter der Frequenzkurve als Messgröße für jedes Farbpixel im Farbfenster dar. cos = Phasenwinkel, P = Power, PRF = Pulsrepetitionsfrequenz, U = Phasengeschwindigkeit, v = Flussgeschwindigkeit, Δf = mittlere Dopplerfrequenz, Θ = (Phasen-)Winkelgeschwindigkeit, $\sigma^2$ = Varianz.

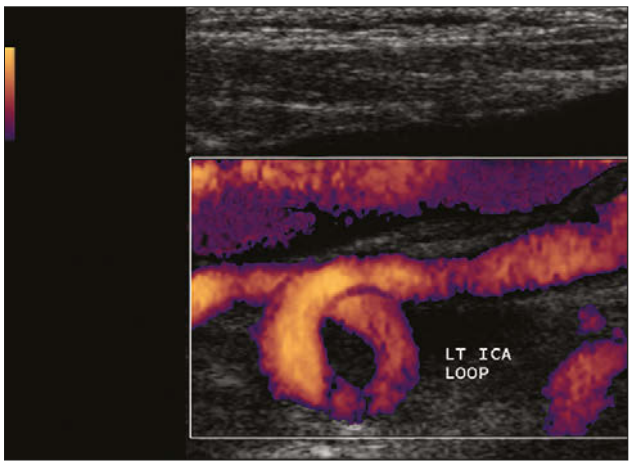



**Abb. 1.28:** „Winkelunabhängigkeit" des Powerdopplers. Aufgrund der weitgehenden Winkelunabhängigkeit des Powerdopplers gelingt es, schwierige Gefäßverläufe darzustellen.

noch ein Signal zu erhalten. Die Ursache hierfür liegt darin, dass auch bei senkrechter Applikation auf dem Gefäß das Spektrum noch breitbandig genug ist (d.h. Strömungsanteile in Schallkopfrichtung enthalten sind), um von Null verschiedene Spektrumanteile integrieren zu können. Es sind im fokussierten Schallstrahl immer Sendelinien vorhanden, die einen von 90° abweichenden Einfallswinkel zum Bildpunktvolumen aufweisen und somit noch einen spektralen Anteil liefern. Bei der Integration des Signals über einen längeren Zeitraum liefern diese noch genügend Energie, um als Farbsignal dargestellt zu werden.

Der Powerdoppler kennt kein Aliasing, da die Richtung der Geschwindigkeit bei der Berechnung unberücksichtigt bleibt. Aufgrund der Integration aller Flussanteile über ein Zeitintervall ist der Powerdoppler sensitiver bez. des Nachweises von stark durchbluteten Gefäßen im Gewebe. In der Angiologie bietet der Powerdoppler Vorteile bei der Fragestellung des Flussnachweises, der Erkennung und Abgrenzung von Stenosen (bessere Farbfüllung) sowie bei schwierigen Winkelverhältnissen.

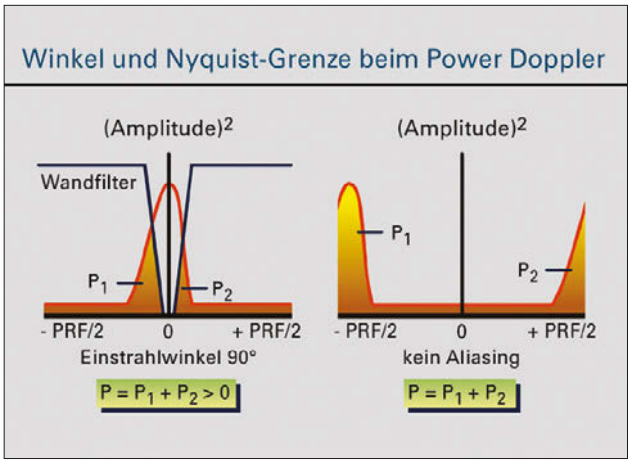



**Abb. 1.27:** Powerdoppler: „Winkelunabhängigkeit" und Freiheit von Aliasing. P = Nutzsignal, PRF = Pulsrepetitionsfrequenz.

Der **richtungskodierte Powerdoppler** (**z.B. direktiver Powerdoppler**) verbindet den Nutzen der höheren Sensitivität des Powerdopplers mit der Richtungsinformation des Farbdopplers, ohne quantitative Aussagen über die Geschwindigkeit zu liefern (s. Abb. 1.28). Er verhält sich jedoch wie ein Powerdoppler, d.h. er zeigt einen langsameren Bildaufbau und ist zur Beurteilung der Hämodynamik nicht so gut geeignet wie der Farbdoppler.

### Möglichkeiten und Grenzen der Methode

Der Powerdoppler ist in der Lage, langsamere Geschwindigkeiten und geringere Flüsse darzustellen und eignet sich daher bedingt zur Ermittlung von Gefäßmustern, z.B. in Raumforderungen. Kleinere Gefäße und Kapillarnetze können damit aber nicht aufgelöst werden. Dies ist nur mit der kontrastverstärkten Sonografie möglich.

## Ultraschallkontrastmittel und Kontrastmittelultraschall

Die Sonografie wurde als leicht verfügbare und patientenfreundliche Methode zur Darstellung von Gewebestrukturen (Anatomie) entwickelt. Basis dieser B-Bild-Sonografie sind Echogenitätsunterschiede verschiedener Gewebe und besonders struktureller Grenzflächen der Organe. Eine wesentliche Erweiterung erfuhr die Sonografie durch die Einführung der Doppler- und insbesondere Farbdopplerverfahren, welche zusätzlich die Darstellung des Blutflusses in Gefäßen (Vaskularisation) ermöglichen. Die Dopplersonografie hat allerdings einige wichtige Limitationen: Sie funktioniert nur bei höheren Flussgeschwindigkeiten (oberhalb der Wandbewegung), Flüssen mit einer definierten Richtung vom/zum Schallkopf und genügend großen Flussvolumina. Eine Darstellung kapillarer Flüsse (kleine Volumina, sehr lang-

same Geschwindigkeit), speziell in Tumoren mit komplexer Gefäßarchitektur, ist damit nicht möglich.

Ultraschallkontrastmittel wurden ursprünglich zur Verstärkung insuffizienter (verrauschter) Echosignale entwickelt. In Verbindung mit kontrastspezifischer Gerätetechnik ist aber eine völlig neue Anwendung möglich geworden: die Wiedergabe geringster Kontrastmittelmengen (Blutvolumen) im Gewebe (Parenchym). Dies erfordert eine sensitive (bis hin zu einzelnen Mikrobläschen!) und selektive (Unterscheidung des Kontrastsignals von Gewebesignalen und Rauschen) Detektion des Kontrastmittels, welche eine Darstellung der Blutversorgung bis auf die Ebene kleinster Gefäße erlaubt.

Mit dieser kontrastspezifischen Sonografie ist

- die Darstellung der Vaskularität (Gefäßdichte, relatives Blutvolumen) in Organen möglich,
- die Darstellung der Gefäßarchitektur im Parenchym möglich und es kann
- die Passage eines Kontrastmittelbolus durch das Gefäßsystem in Echtzeit gezeigt und quantifiziert werden (Ausbreitungsrichtung, Flussgeschwindigkeit, Transitzeit).

Relatives Blutvolumen und Flussgeschwindigkeit sind die Determinanten der parenchymatösen Perfusion, welche als Blutmenge (ml) pro Zeiteinheit (min) und Gewebemenge (g) definiert ist.

## Aufbau der Ultraschallkontrastmittel

Ultraschallkontrastmittel bestehen aus einer Hülle (Shell) und einem darin eingeschlossenen bzw. daran adsorbierten Gas. Sie werden deshalb auch als Mikrobläschen bezeichnet. Es gibt Präparate mit harter Schale (z.B. Galaktose-Mikropartikel, denaturiertes Albumin) und solche mit einer flexiblen Hüllmembran (z.B. Phospholipidhülle). Beim Gas unterscheidet man Präparate mit Luft (Produkte der 1. Generation) von solchen mit schwer wasserlöslichen Gasen (Produkte der 2. Generation). Letztere haben eine längere Kontrastdauer, da sich das enthaltene Gas nur schwer im umgebenden Blut löst (s. Tab. 1.10). Diese Mikrobläschen haben üblicherweise eine Größe von 2–10 µm, also etwa die Größe der roten Blutkörperchen. Im Gegensatz zu den gängigen CT- und MRT-Kontrastmitteln treten sie deshalb nicht in die interstitielle Flüssigkeit über, sondern verbleiben im Gefäßsystem. Es handelt sich also um sog. Blood-pool-Kontrastmittel. Dies vereinfacht beträchtlich die Beurteilung der Gewebeperfusion, da Kontrastmittelverteilung mit Blutverteilung gleichgesetzt werden kann.

Einige der Ultraschallkontrastmittel werden allerdings von phagozytierenden Zellen (z.B. Makrophagen, Kupffer-Zellen der Leber) erkannt und ins Zellinnere aufgenommen (phagozytiert). Diese Kontrastmittel sind somit keine reinen Blood-pool-Kontrastmittel mehr, sondern verteilen sich in 2 verschiedenen Kompartments. Sie repräsentieren den Blutfluss somit nur in der initialen Phase (< 1 min), danach überlagert die Resorptionsphase.

## Eigenschaften und Anwendung der Ultraschallkontrastmittel

### Echogene Eigenschaften

Die Echogenität der Mikrobläschen basiert auf einer Reflexion (Rückstreuung) der eingestrahlten Schallwelle an der Bläschenoberfläche (Wasser-Gas-Grenzfläche). Das Verhalten der Mikrobläschen im Schallfeld hängt in erster Linie vom Schalldruck, d.h. der Sendeleistung des Geräts, ab.

Bei sehr geringem Schalldruck verhalten sich die Mikrobläschen weitgehend statisch und streuen die eintreffende Schallwelle in ihrer Sendefrequenz zurück. Ultraschallkontrastmittel sind dabei sehr effektive Rückstreuer. Sie erhöhen die Signalintensität um mehr als 30 dB, was einem Faktor von 1000 bei der empfangenen Schallintensität entspricht. Mit zunehmendem Schalldruck tritt aber mehr und mehr ein nichtlineares Verhalten der Mikrobläschen in den Vordergrund. Die Bläschen beginnen zunächst zu oszillieren, wobei sie harmonische Schwingungen aussenden. Die Oszillation der Bläschen ist besonders stark in deren Resonanzfrequenz, die bei den derzeit verwendeten Kontrastmitteln im Bereich von 2–4 MHz liegt. Bei weiter zunehmendem

**Tab. 1.10:** Ultraschallkontrastmittel – Präparateübersicht.

| Name | Hersteller | Hülle | Gas | Zulassung |
|---|---|---|---|---|
| Echovist* | Bayer Schering Pharma | Galaktose | Luft | 1991 |
| Levovist | Bayer Schering Pharma | Galaktose | Luft | 1995 |
| Optison | GE Healthcare | Albumin | Perfluoropropan | 1998 |
| SonoVue | Bracco | Phospholipide | Schwefelhexafluorid | 2001 |
| Definity/Luminity | Lantheus Medical Imaging | Phospholipide | Perfluoropropan | 2001 |
| Sonazoid | GE Healthcare | Phosphatidylserin | Perfluorbutan | 2006 (Japan) |

* nicht lungengängig

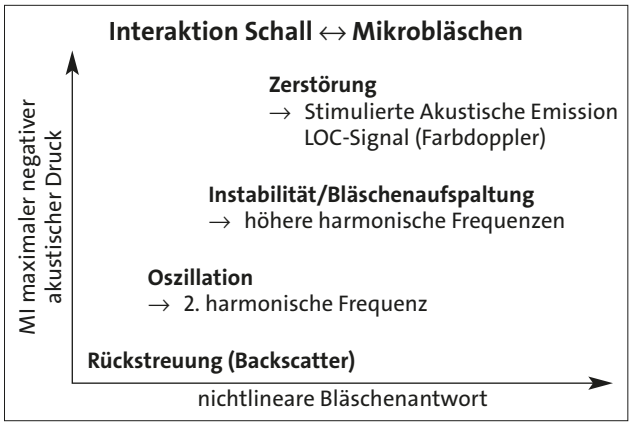



**Abb. 1.29:** Verhalten der Mikrobläschen in Abhängigkeit vom Schalldruck.

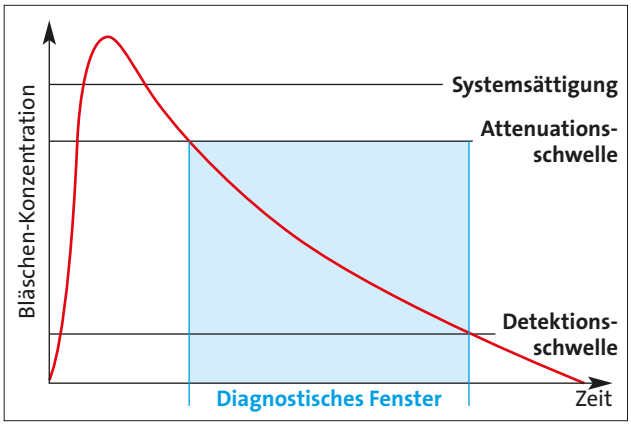



**Abb. 1.30:** Verlauf der Mikrobläschenkonzentration im Blut nach Bolusgabe.

Schalldruck werden die Mikrobläschen dann instabil, beginnen sich aufzuspalten und werden schließlich zerstört. Dabei senden sie kurzzeitig ein hoch energetisches Signal aus (SAE = stimulierte akustische Emission).

### Dosierung und Administration

Die Ultraschallkontrastmittel werden üblicherweise als intravenöse Bolusinjektion verabreicht. Um eine möglichst schnelle und vollständige Anflutung des Kontrastmittelbolus zu erzielen, wird ein Nachspülen (Flush) mit 5–10 ml physiologischer Kochsalzlösung empfohlen.

Nach Injektion erzielt man üblicherweise einen schnellen Anstieg der Mikrobläschenkonzentration, gefolgt von einer langsamen Auswaschung über mehrere Minuten hinweg (s. Abb. 1.30). Hierbei sind 3 Schwellenwerte zu beachten:

- Die Systemsättigung. Diese Schwelle wird häufig direkt zu Beginn der Kontrastanflutung erreicht. Dabei treten Übersteuerungsartefakte auf.
- Die Attenuationsschwelle. Oberhalb dieser Schwelle entsteht schallkopfnah aufgrund der hohen Mikrobläschenkonzentration ein sehr starkes Echosignal. Distal davon tritt eine Schallauslöschung auf (Schallschatten), wie hinter einer echodichten Gewebestruktur.
- Die Detektionsschwelle. Unterhalb dieser Schwelle ist die Mikrobläschenkonzentration zu gering und kann nicht mehr nachgewiesen werden.

Zwischen Detektionsschwelle und Attenuationsschwelle befindet sich das diagnostische Fenster, in dem die Bläschenkonzentration für die Bildgebung optimal ist. Die Signalstärke (Grauwert) ist dabei in etwa linear von der Bläschenkonzentration abhängig, was eine quantitative Beurteilung der Perfusion ermöglicht.

Die optimale Dosierung des Kontrastmittels ist dabei u.a. von der verwendeten Technik (B-Mode, Doppler-Mode, Kontrast-Mode etc.), der Einstellung und Sensitivität des Ultraschallgeräts, dem Zielorgan und der benötigten Kontrastverstärkung und Kontrastdauer abhängig. Bei den neueren Kontrastmitteln der 2. Generation reichen in Verbindung mit High-end-Geräten i.d.R. je nach Anwendung Dosierungen von 0,5–2,5 ml aus (SonoVue).

Generell können die Mikrobläschen auch als kontinuierliche Infusion verabreicht werden. Dies kann nützlich sein, um eine längere Untersuchungsdauer ohne initiale Überstrahlung zu erzielen, z.B. zur Untersuchung von Herz und Gefäßen. Eine dynamische Darstellung der An- und Abflutung des Kontrastmittels ist damit aber nur möglich, wenn die Mikrobläschen im Bildfeld kurzzeitig durch einen Flash mit hoher Sendeleistung zerstört werden (s.u.), um anschließend die Wiederanflutung im Kapillarbett zu beurteilen.

Ultraschallkontrastmittel können auch in Körperhöhlen (intrakavitär) appliziert werden, z.B. in die Harnblase zur Darstellung der harnableitenden Wege sowie zur Detektion eines vesikoureteralen Refluxes, wobei der retrograde Aufstieg der Mikrobläschen in das Nierenbecken dargestellt werden kann. Hierbei ist zu beachten, dass das Kontrastmittel stark verdünnt werden muss (ca. 0,1–1% Konzentration reicht aus), ansonsten tritt eine massive Abschattung distaler Regionen auf.

## Kontrastspezifische Bildgebungsverfahren

Die kontrastspezifischen Bildgebungsverfahren nutzen das nichtlineare Verhalten der Mikrobläschen zur selektiven Darstellung des Ultraschallkontrastmittels. Es gibt zahlreiche technische Ansätze, um das (nichtlineare) Kontrastmittelecho von dem (linearen) Gewebeecho und den Artefaktechos (Rauschen, Speckle, Clutter, Bewegungsartefakte im Doppler etc.) zu trennen. Die Trennung von Gewebe- und Kontrastmittelsignalen erfolgt dabei in Echtzeit durch die Gerätesoftware und nicht wie beim CT durch (untersucherabhängiges) Fenstern beim Review an der Workstation.

### Frequenzfilterverfahren

Beim Frequenzfilterverfahren (Harmonic imaging) werden die nichtlinearen Signale ab dem Frequenzbereich der 2. harmonischen Frequenz (d.h. der 2-fachen Sendefrequenz) durch einen Filter (Frequenzweiche) abgetrennt. Man verwendet also einen Teil des Frequenzspektrums zur Bildgebung, welcher ausschließlich aus nichtlinearen Signalen besteht. Das Filter blendet die Signalanteile der Grundfrequenz $f_0$ aus, und es werden nur Signale im Bereich der 2. harmonischen Frequenz $f_1$ zur Bildgebung verwendet (s. Abb. 1.31a).

Vorteile dieses Verfahrens sind eine Reduktion des Gewebesignalanteils (allerdings aufgrund der Entstehung harmonischer Anteile während der Laufzeit der Schallwelle keine vollständige Auslöschung) sowie eine deutliche Reduktion der Rauschartefakte. Nachteile des Frequenzfilters sind die notgedrungene Verwendung schmalbandiger Schallsonden mit schlechterer Detailauflösung (um eine Überlappung der beiden Frequenzbänder zu vermeiden) sowie die notwendige höhere Schallenergie (da der intensitätsstärkste Teil des rückgestreuten Signals nicht zur Bildgebung genutzt wird).

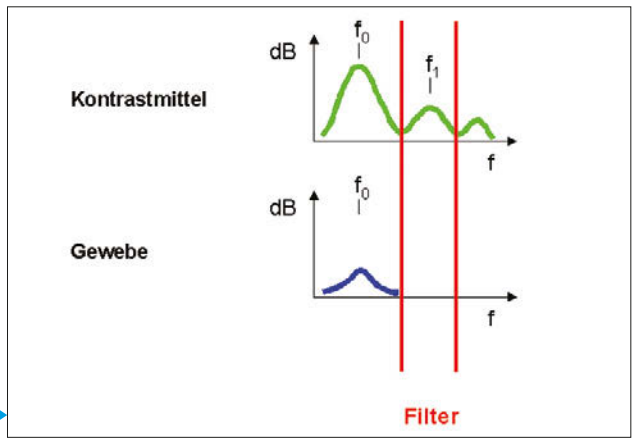
### Harmonic Powerdoppler

Der Farbdoppler verwendet zur Berechnung des Dopplersignals ein Autokorrelationsverfahren, d.h. er vergleicht 2 kurz hintereinander aufgenommene Echos und interpretiert Veränderungen als Bewegung. Wie oben erwähnt, wird im Harmonic imaging mit vergleichsweise hoher Schallenergie gearbeitet. Dabei werden relativ viele Mikrobläschen zerstört. Der Farbdoppler interpretiert das Verschwinden der Mikrobläschen (irrtümlicherweise) als sehr schnelle Bewegung und zeigt sie entsprechend als farbkodiertes Signal auf dem Bildschirm an. Es entsteht somit ein mikrobläschenabhängiges „Doppler"-Signal mit hoher Intensität (und zufälliger Richtung). Vorteile dieses Verfahrens sind eine sehr effektive Subtraktion des Hintergrundsignals (Gewebe) in Echtzeit (Real-time subtraction) und eine farbkodierte Darstellung entsprechend der Mikrobläschenkonzentration (bei richtiger Geräteeinstellung). Nachteile sind eine sehr hohe Anfälligkeit für Bewegungsartefakte sowie eine niedrigere Ortsauflösung durch die Anwendung eines Dopplerverfahrens.

### Pulssummationsverfahren

Die Pulssummationsverfahren (Pulsinversion, Phaseninversion oder Wideband harmonic imaging) benutzen ein völlig anderes Prinzip, um die nichtlinearen und linearen Signalanteile zu trennen. Hierbei werden mehrere aufeinanderfolgende Schallwellen einer Scanlinie miteinander verrechnet. Im einfachsten Fall werden eine positive Welle und eine negative Welle (mit invertierter Phase) voneinander abgezogen, wodurch sich rechnerisch bei linearen Signalen eine Auslöschung ergibt. Lineare Signale werden somit nicht dargestellt. Nichtlineare Signale (die auf der Basis einer unterschiedlichen Reaktion der Mikrobläschen auf positive und negative Wellen entstehen) löschen sich dagegen bei dieser Verrechnung nicht aus und werden abgebildet (s. Abb. 1.31b). Anstatt einer einfachen Pulsumkehr können auch andere mathematische Verrechnungen (z.B. Verdopplung und anschließende Halbierung der Amplitude, digitale Kodierung etc.) verwendet werden.

Der entscheidende Vorteil bei den Pulssummationsverfahren ist, dass (im Gegensatz zum Harmonic imaging) wieder breitbandige Schallköpfe mit besserer räumlicher Auflösung eingesetzt werden können. Da mehrere (kurze) Pulse pro Scanlinie ausgesendet werden müssen, ist allerdings die Bildrate im Vergleich zum normalen B-Mode herabgesetzt. Durch die Nutzung des gesamten Frequenzspektrums ist die Signalstärke insgesamt höher als beim klassischen Frequenzfilterverfahren. Neben einer besseren räumlichen Auflösung wird außerdem ein nochmals optimiertes Kontrast-Gewebe-Signalverhältnis erzielt (praktisch vollständige Unterdrückung des Gewebesignals). Die Pulssummationsverfahren sind heute die Standardtechnik für kontrastverstärkte Ultraschalluntersuchungen (Kontrastmittelultraschall, Contrast enhanced ultrasound = CEUS).



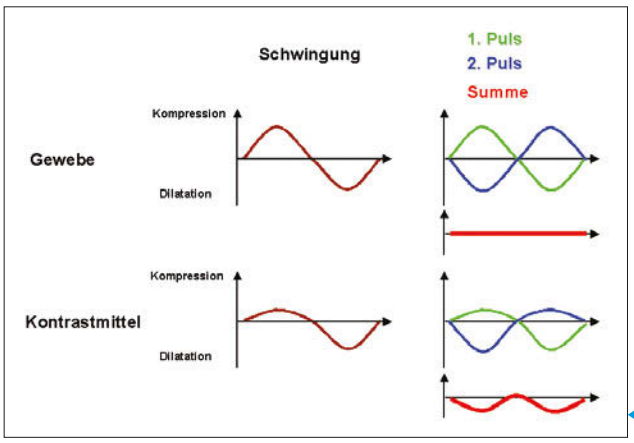




**Abb. 1.31a, b:** Frequenzfilterverfahren **(a)** und Pulssummationsverfahren **(b)**.

Inzwischen wird von allen wesentlichen Geräteherstellern ein kontrastspezifisches Bildgebungsverfahren angeboten. Die Verfahren werden ständig verbessert und weiterentwickelt.

**Untersuchung bei sehr geringer Sendeleistung (low MI-Imaging).** Da bei den Pulssummationsverfahren das gesamte Frequenzspektrum zur Bildgebung verwendet wird, kann die von den Mikrobläschen zurückgestreute Energie wesentlich besser ausgenutzt werden. Es kann deshalb im Vergleich zum Harmonic imaging mit sehr geringer Sendeleistung gearbeitet werden, was eine geringere Zerstörung der Mikrobläschen zur Folge hat. Besonders mit den neueren Präparaten mit flexibler Hülle (SonoVue, Definity) kann mit minimalem Schalldruck (mechanischer Index < 0,1) untersucht werden, bei dem die Mikrobläschen für lange Zeit unter Aussendung starker harmonischer Signale oszillieren, ohne zerstört zu werden. Hierdurch wird eine Darstellung des parenchymatösen Blutflusses unter kontinuierlicher Beschallung möglich (Real-time perfusion imaging).

Die Sendeleistung wird heute üblicherweise als mechanischer Index (MI) auf dem Bildschirm des Geräts angezeigt. Der MI errechnet sich aus dem maximalen negativen Schalldruck, dividiert durch die Quadratwurzel aus der Schallfrequenz. Es ist dabei aber zu beachten, dass aufgrund der Schallstrahlgeometrie und der zunehmenden Abschwächung in der Tiefe der tatsächliche lokale Schalldruck im Schallfeld stark variiert. Zudem unterscheidet sich die Berechnungsweise bei den verschiedenen Geräteherstellern. Die absoluten MI-Werte können deshalb nur als Anhaltspunkte dienen und sind von Gerät zu Gerät nicht direkt vergleichbar.

Prinzipiell gilt, dass mit zunehmendem mechanischen Index zwar die harmonische Antwort der Mikrobläschen stärker wird (intensiveres Kontrastsignal), aber (in noch größerem Maße) auch die harmonischen Komponenten aus dem Gewebe (bedingt durch Laufzeiteffekte), sodass insgesamt das Kontrast-Gewebe-Verhältnis schlechter wird. Im Kontrastbild wird dann das Gewebesignal nicht mehr vollständig unterdrückt, sondern ist als störender Hintergrund (bereits vor Anflutung des Kontrastmittels) sichtbar. Außerdem nimmt die Zerstörung der Mikrobläschen zu. Eine ausgewogene Anpassung der Sendeleistung (MI) ist deshalb für eine gute Kontrastdarstellung essenziell. Bei optimal eingestelltem Gerät ist das Kontrastbild vor Anflutung des Kontrastmittels schwarz (kein Hintergrundsignal), und nach Anflutung des Kontrastmittels ergibt sich eine homogene Kontrastierung des Parenchyms entsprechend der regionalen Durchblutung, ohne Abschattung in distalen Bildbereichen und ohne tiefenabhängigen Gradienten in der Bildhelligkeit. Ist bei sehr großem Bildfeld die Kontrastierung in der Tiefe trotz optimal eingestellten Bildes zu gering, so können die tiefer gelegenen Areale mit tieferer Sendefrequenz oder leicht erhöhter Sendeleistung (auf Kosten einer teilweisen Zerstörung der Mikrobläschen im Nahfeld) untersucht werden.

**Untersuchung bei maximaler Sendeleistung (SAE-Imaging).** Dieses Verfahren stammt eigentlich aus der Anfangszeit der Perfusionsdarstellung, als eine zerstörungsfreie, kontinuierliche Untersuchung mit niedriger Schallenergie aufgrund der eingeschränkten Gerätetechnik noch nicht möglich war. Beim SAE-Imaging wird zunächst ohne Beschallung (um ein vorzeitiges Zerstören der Mikrobläschen zu vermeiden) die Anflutung des Kontrastmittels im Parenchym abgewartet und dann im Farbdoppler-Mode bei maximaler Sendeleistung (MI) ein schneller Schwenk (Sweep) über das Gewebe geführt und im digitalen Bildspeicher abgespeichert. Hierbei werden praktisch alle Mikrobläschen im Parenchym gleichzeitig zerstört, wobei sie ein sehr starkes Signal aussenden. Das Verschwinden dieses Signals aufgrund der Zerstörung der Mikrobläschen wird vom Autokorrelationsalgorithmus des Farbdopplers als schnelle Bewegung (mit zufälliger Richtung) interpretiert und somit farbkodiert dargestellt. Bei der anschließenden Betrachtung der einzelnen Frames aus dem Bildspeicher lässt sich die ursprüngliche Verteilung der Mikrobläschen erkennen. Zu beachten ist, dass der SAE-Effekt nur in Regionen mit genügend hoher Schallenergie auftritt (im Nahfeld und in tieferen Regionen ist der Schalldruck evtl. für eine Zerstörung der Mikrobläschen zu gering). Obwohl es das sensitivste Verfahren zum Nachweis der Mikrobläschen darstellt, hat es aber aufgrund der untersuchungstechnischen Vorteile des Real-time imagings seine Bedeutung verloren und wird heutzutage praktisch nicht mehr angewendet.

### Qualitative Auswertung

**Vaskuläre Geometrie.** Mithilfe der kontrastverstärkten Sonografie können im Kontrast-Mode die venösen und arteriellen Gefäße als Grauwertbild (evt. farblich getönt) mit hoher Auflösung, überstrahlungsfrei und ohne Bewegungsartefakte dargestellt werden (CEUS-Angiografie). Panoramaschwenks und 3-D-Rekonstruktionen sind möglich. Die Erfassung der zu- und abführenden Gefäße sowie der nachgeschalteten kapillaren Endstrombahn (als parenchymatöse Kontrastierung) erlaubt die Beurteilung vaskulärer Abnormitäten. Bei fokalen Läsionen kann die Gefäßgeometrie einen wichtigen Beitrag zur Charakterisierung leisten.

**Perfusionsabnormitäten (Hyper-/Hypoperfusion).** Die parenchymatöse Perfusion muss aufgrund der langsamen Flussgeschwindigkeit im Kapillargebiet grundsätzlich mit geringer Schallenergie (low MI-Imaging) unter-

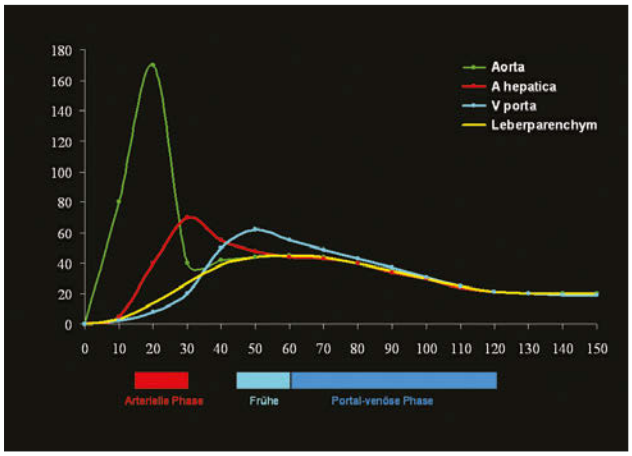



**Abb. 1.32:** Zeit-Intensitätsphasen der Leberperfusion.

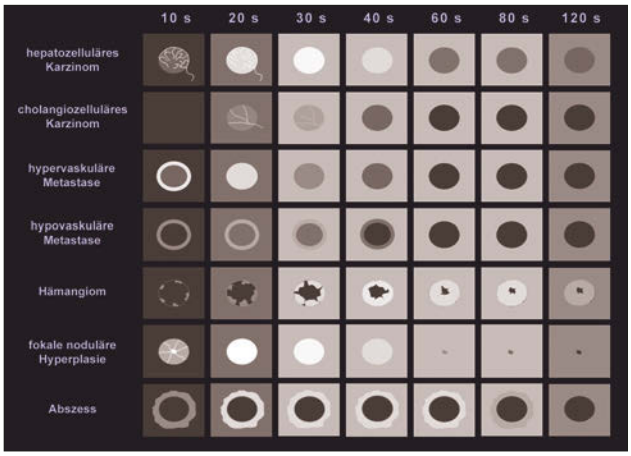



**Abb. 1.33:** Perfusionsprofile fokaler Leberläsionen.

sucht werden. Die kontinuierliche Untersuchung erlaubt eine einfache Beurteilung der Kontrastmitteldynamik im Gewebe. In manchen fokalen Läsionen lassen sich typische Kontrastierungsmuster darstellen, welche eine Charakterisierung der fokalen Läsion erlauben. Im Gegensatz zu kontrastverstärkten CT- und MRT-Untersuchungen verteilen sich die Mikrobläschen des Ultraschallkontrastmittels nur im Blutgefäßsystem (Blood-pool-Kontrastmittel), sodass die Kontrastan- und -abflutung exakt den Blutfluss im Gewebe widerspiegelt.

Besonders hilfreich ist die dynamische Darstellung der Anflutungsphasen in der Leber, da dort eine zweiphasige Anflutung zuerst über die A. hepatica und zeitlich verzögert (aufgrund des längeren Weges) über die V. porta erfolgt. Fokale Läsionen haben üblicherweise eine veränderte Gefäßversorgung mit entsprechend abnormalem Kontrastierungsmuster. Die Erfassung der verschiedenen Flussphasen im Lebergewebe (s. Abb. 1.32) erlaubt deshalb die Detektion und Charakterisierung fokaler Leberläsionen (s. Abb. 1.33). Die läsionstypischen Kontrastierungsmuster sind vergleichbar mit denen der Mehrphasen-Computertomografie oder der dynamischen Gadolinium-Kontrast-MRT. Der Kontrastmittelultraschall hat hier aber den Vorteil, dass alle (auch sehr frühe) Phasen kontinuierlich erfasst werden können, die Phasen (aufgrund des kleinen Injektionsvolumens) sauber getrennt werden können und die Abflutung aus dem Gewebe (aufgrund der fehlenden Diffusion in die interstitielle Flüssigkeit) deutlicher ausgeprägt ist. Außerdem lassen sich geringgradige Kontrastierungen aufgrund der fehlenden Überlagerung mit Gewebesignalen eindeutiger darstellen.

### Quantitative Auswertung

**Zeit-Intensitäts-Kurven (Time/Intensity curves, TIC).** Die An- und Abflutung des Kontrastmittels (Wash-in-/Wash-out-Kinetik) kann auch quantitativ gemessen werden (s. Abb. 1.34). Hierzu wird i.d.R. eine Messregion (ROI = Region of interest) festgelegt und die summierte Pixelhelligkeit (Intensität) in dieser Region im Zeitverlauf erfasst. Die Messung kann offline aus dem Videosignal erfolgen oder besser aus dem abgespeicherten digitalen Rohdatensatz (Empfangssignal vor Postprocessing und logarithmischer Komprimierung). Die meisten Ultraschallgeräte erlauben heute den Export von Untersuchungen im standardisierten DICOM-Format (Digital imaging and communications in medicine).

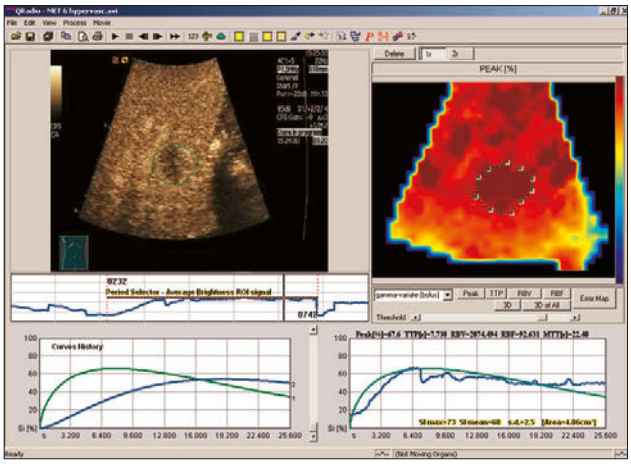



**Abb. 1.34:** Quantitative Auswertung einer dynamischen Kontrastsonografie mittels einer Auswertungssoftware (Bracco). Im linken oberen Quadranten wird der Videoclip geladen. Nach Definition des Bildbereiches und der zu verwendenden Kinetik (z.B. Boluskinetik) errechnet die Software für jeden Bildpunkt die Zeit-Intensitäts-Kurve. Charakteristische Parameter der Kontrastierungskurve lassen sich im rechten oberen Quadranten als Parameterbild anzeigen. Im rechten unteren Quadranten kann für jeden einzelnen Bildpunkt oder alternativ für einen frei wählbaren Bereich (Region-of-Interest) die gemessene (blau) sowie die gefittete (grün) Kurve dargestellt werden. Im linken unteren Quadranten werden die Kurven aller gemessenen Bereiche dargestellt, sodass sich mehrere Bereiche vergleichen lassen.

Die Intensität des Empfangssignals ist zunächst proportional zur Konzentration der Mikrobläschen im Gewebe. Die tiefenabhängige Signalabschwächung wird dabei durch eine tiefenselektive Nachverstärkung ausgeglichen. Hierbei können Verfälschungen des Messwertes entstehen, sodass grundsätzlich nur relative Intensitätsmessungen (Veränderungen in einer Region im Verlauf)

möglich sind. Durch eine tiefenabhängige Eichung kann dies jedoch ggf. korrigiert werden. Für die Darstellung des großen Umfangs an Signalintensitäten auf dem Bildschirm wird das Empfangssignal stark komprimiert, üblicherweise unter Verwendung einer logarithmischen Charakteristik. Schwache Signale werden dabei weniger komprimiert als starke Signale. Die Komprimierung wird durch die Einstellung des Dynamikbereichreglers beeinflusst. Dieses Postprocessing führt zu einem Informationsverlust beim Videosignal im Vergleich zum Empfangssignal (Rohdatensignal). Für die quantitative Auswertung ist es erforderlich, entweder die unkomprimierten Rohdaten zu verwenden oder die Komprimierung beim Postprocessing mithilfe der Auswerte-Software zu korrigieren (dafür müssen der Software die Informationen über das Postprocessing mithilfe von Kalibrierungsdateien zur Verfügung gestellt werden).

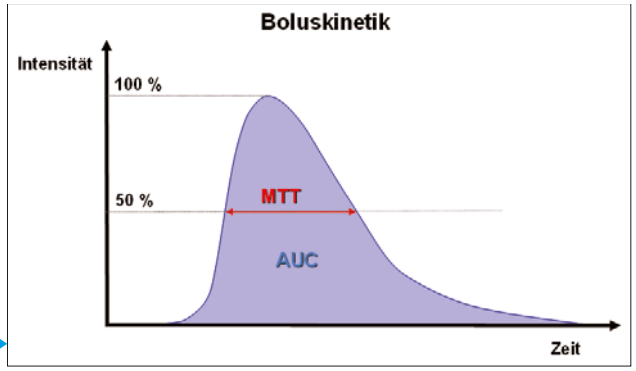
Die Zeit-Intensitäts-Kurve der gemessenen Werte ist zunächst nur eine Abfolge von Messpunkten. Um diese Kurve mathematisch zu beschreiben, muss ihr eine Kurve eines mathematischen Modells zugeordnet werden (Kurvenfit), welche den Verlauf möglichst gut wiedergibt. Diese gefittete Kurve lässt sich dann in Form einer Gleichung mit definierten Parametern beschreiben.

Soll die Kontrastanflutungsdynamik in verschiedenen Bildbereichen gemessen und verglichen werden, so wird die Darstellung als An- und Abflutungskurven schnell unübersichtlich. In diesem Fall kann man einzelne Parameter der Zeit-Intensitäts-Kurve (z.B. max. Intensität, Zeit bis zum Peak etc.) farbkodieren und für jeden Bildpixel dem 2-D-Bild überlagern. Dabei erhält man ein Parameterbild, welches die räumliche Verteilung einer Variablen des Kontrastierungsverlaufes darstellt (Parametric imaging). So können z.B. in einer Flussgeschwindigkeitsdarstellung bzw. Volumendarstellung Regionen mit hohem Fluss bzw. Volumen in hellerer oder rötlicher Farbe dargestellt werden. Eine solche parametrische Darstellung erlaubt die Dokumentation der kompletten Kontrastmitteldynamik in einem einzigen Bild.

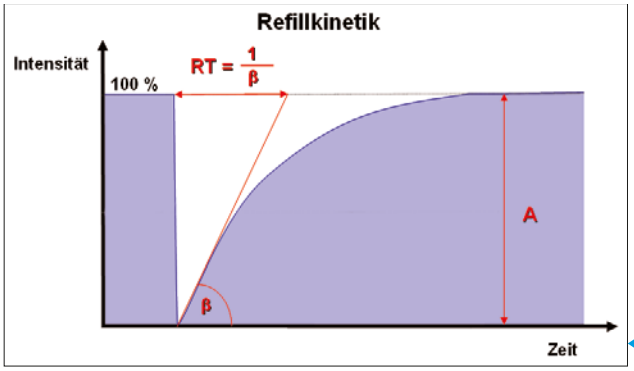
**Parametrisches Imaging.** Das parametrische Imaging beruht auf der Erfassung solcher Auswasch- oder Replenishment-Kurven und der Kalkulation charakteristischer, kurvenspezifischer Parameter (z.B. Zeit bis zum Peak, Steigung des Kurvenanstiegs, Halbwertszeit, Fläche unter der Kurve etc.). Die Kalkulation erfolgt aber nicht für eine größere Zielregion (Region of interest), sondern getrennt für jeden einzelnen Pixel. Mithilfe solcher parametrischer Bilder lassen sich leicht Regionen mit abnormaler (inhomogener) Perfusionscharakteristik abgrenzen, welche dann als Region of interest (ROI) definiert und mittels einer TIC quantitativ ausgewertet werden können. Es gibt kommerzielle Quantifizierungsprogramme auf dem Markt, welche solche Parameterbilder auf einfache Weise zur Verfügung stellen.

**Boluskinetik.** Die klassische Kinetik zur Untersuchung der parenchymatösen Durchblutung ist die Boluskinetik (s. Abb. 1.35a), d.h. die Erfassung der Kontrastan- und -abflutung im Gewebe nach einer Bolusinjektion. Das Modell basiert auf der Indikator-Verdünnungsmethode, bei der ein Indikator (Kontrastmittel) mit dem Volumenstrom durch ein sich linear verzweigendes System transportiert wird. Bei guter Durchmischung kann aus dem Konzentrationsverlauf des Indikators an einem Ort auf den Volumenfluss des transportierenden Mediums geschlossen werden. Die Area under the curve (AUC) in einer Region des Verteilungsraumes entspricht dabei dem relativen Blutvolumen und der Quotient von AUC und mittlerer Transitzeit (Zeit zwischen Anflutung und Abflutung, gemessen jeweils bei 50% der max. erreichten Intensität) dem relativen Blutfluss (Perfusionsindex).

**Abb. 1.35a, b:** Bolus- und Refill-Kinetik.




**(a)** Boluskinetik. Die AUC entspricht dem relativen Blutvolumen. Der Quotient aus AUC und MTT entspricht dem relativen Blutfluss. AUC = Area under the curve, MTT = Mean transit time.




**(b)** Refill-Kinetik. Der maximale Intensitätswert nach kompletter Wiederanflutung (A) entspricht dem relativen Blutvolumen. Das Produkt aus A und dem Anstiegswinkel β der Steigung der Wiederauffüllkurve entspricht dem relativen Blutfluss. Bei einem streng linearen Gefäßverlauf wäre die Wiederauffüllung ebenfalls linear und der Kehrwert von β entspräche der Wiederauffüllzeit (RT). Bei einem sich verzweigenden Netzwerk erhält man eine eher exponentiell verlaufende Wiederauffüllung.

**Refill-Kinetik.** Die Refill-Kinetik (Wiederauffüllkinetik; s. Abb. 1.35b) ist eine besondere Kinetik, welche nur bei der Kontrastsonografie möglich ist. Ausgehend von einem Gleichgewicht (Steady state) bei vollständiger Kontrastierung (kompletter Auffüllung des Kapillargebietes mit Mikrobläschen) werden die Mikrobläschen im Schallfeld mittels einiger Pulse mit maximaler Sendeleistung (Flash oder Burst) vollständig zerstört. Sofort nach Rückkehr in den Untersuchungsmodus (mit niedriger Sendeleistung) füllt sich das Parenchym aus den zuführenden Gefäßen (welche noch voller Kontrastmittel sind) wieder auf. Dies gleicht einer Injektion des Kontrastmittels unmittelbar in die zuführenden Gefäße eines Organs. Dadurch ist eine extrem hohe zeitliche Auflösung erreichbar, weil die Kinetik nicht durch die vorgeschaltete Herz-Lungen-Passage beeinflusst wird. Das maximale Niveau der Kontrastierung (A) entspricht hierbei dem relativen Blutvolumen im Zielgebiet und der Anstiegswinkel (β) – dies ist der Kehrwert der Zeit bis zur Wiederauffüllung – der Wiederauffüllrate. Das Produkt aus A und β entspricht dem relativen Blutfluss. Idealerweise wird das Plateau durch eine kontinuierliche Infusion des Kontrastmittels mit definierter Flussrate erreicht. Durch wiederholtes Flashen lassen sich in kurzer Zeit quantitative Messungen in mehreren Regionen (Schallebenen) vornehmen.

Die monoexponentielle Wiederauffüllkurve geht vereinfacht von einem regelmäßig verzweigten kapillaren Netzwerk aus. Genau genommen ist die kapillare Architektur im Parenchym komplexer, sodass in der Praxis eher eine s-förmige Wiederauffüllkurve gemessen wird. Die Form der Anstiegsflanke gibt dann einen Hinweis auf die Gefäßarchitektur der Mikrostrombahn. Die Anstiegsflanke (β-Wert) muss dann eher im Mittelteil der Wiederauffüllkurve gemessen werden. Entscheidend ist immer, dass die gefittete Modellkurve den wahren Verlauf der Kontrastanflutung möglichst realitätsnah wiedergibt.

## Zukünftige Entwicklungen bei den mikrobläschenbasierten Kontrastmitteln

### Molekulare Bildgebung

Die derzeit auf dem Markt befindlichen Ultraschallkontrastmittel sind, wie oben beschrieben, Blood-pool-Kontrastmittel, die frei mit dem Blutstrom transportiert werden. Sie stellen somit einen In-vivo-Marker der Blutverteilung dar. Bei der molekularen Bildgebung geht es darum, spezifische Strukturen (molekulare Targets) im Körper darzustellen. Dazu muss sich ein Marker (Kontrastmittel) während des Transportes durch den Körper fest an das entsprechende Target binden und dort so lange verbleiben, bis das frei zirkulierende (nicht gebundene) Kontrastmittel ausgewaschen ist. Dann kann die Verteilung des spezifisch gebundenen Kontrastmittels in der Bildgebung dargestellt werden. Die Menge des gebundenen Kontrastmittels entspricht dabei der Menge an vorhandenen Bindungsstellen (molekulare Targets).

> Mikrobläschen sind exzellente Marker für die molekulare Bildgebung. Die kontrastspezifische Sonografie ist eine hochsensitive Methode zum Nachweis von Mikrobläschen – bis hin zur Detektion einzelner Bläschen. Dies ist für den Nachweis vergleichsweise weniger Bindungsstellen (im Vergleich zum kompletten Blutvolumen) unbedingt erforderlich.

In der Membran der Mikrobläschen können recht einfach spezifische Moleküle (Liganden) zur selektiven Bindung an molekulare Targets andocken. Eine Limitation der Mikrobläschen ist, dass damit nur Targets in der Gefäßwand erreicht werden können, weil die üblichen Mikrobläschen das Gefäßbett nicht verlassen können. Es ist aber möglich, Nanopartikel mit wesentlich kleinerem Durchmesser herzustellen, welche die Gefäße verlassen und sich dann auch an Zellen im Gewebe oder sogar an intrazelluläre Strukturen binden können.

Für die selektive Bindung eines Liganden in der Membran eines Mikrobläschens ist es erforderlich, dass ein genügend enger Kontakt zum korrespondierenden Target zustande kommt und dieser lange genug besteht. Die Herstellung einer molekularen Bindung benötigt eine vergleichsweise lange Kontaktzeit, die bei einem im Blutstrom vorbeifließenden Mikrobläschen ggf. nicht erreicht wird. Der Kontakt der Mikrobläschen zur Gefäßwand kann durch Beschallung verstärkt werden. Die Schallwelle übt einen mechanischen Impuls auf die Mikrobläschen aus, welcher bei geeigneter Wahl der Schallparameter das Mikrobläschen an die Wand drückt. Durch Einbau unspezifischer Kontaktmoleküle (z.B. Komplementfaktoren) kann der Kontakt zur Gefäßwand zeitlich verlängert werden, damit die spezifischen Liganden genügend Zeit zum Eingehen einer molekularen Bindung haben. Mikroskopisch gesehen rollen solche Mikrobläschen dann an der Gefäßwand entlang (ähnlich wie aktivierte Leukozyten), bis sie an eine entsprechende Bindungsstelle andocken.

Solche molekülspezifischen Mikrobläschen werden im Tierversuch schon erfolgreich eingesetzt, und die ersten Präparate sind bereits in der klinischen Entwicklung. Erste klinische Studien am Menschen sind bereits publiziert. Zielmoleküle sind z.B. der VEGF-2-Rezeptor (eine Tyrosinkinase, die als Marker für die Neoangiogenese gilt) oder P-Selektin (ein Zelladhäsionsmolekül, das z.B. bei Entzündungen von Endothelzellen stark exprimiert wird).

**Lokale Therapie (Drug-delivery-Systeme)**

Die als Kontrastmittel verwendeten Mikrobläschen enthalten in ihrem Lumen ein Gas, das eine akustische Grenzfläche zum umgebenden Blut schafft. In die Mikrobläschen lassen sich aber auch pharmakologisch aktive Substanzen einbauen. Auf diese Weise erhält man ein Transportsystem (Drug-delivery-System), das Arzneimittel vom Körper abgeschirmt zum Zielort transportieren und dort lokal freisetzen kann. Die Freisetzung kann z.B. über eine lokale Zerstörung der Mikrobläschen durch Beschallung erfolgen.

- Die Dosierung am Zielort kann über die Dauer und Intensität der lokalen Beschallung gesteuert werden. Darüber hinaus können die Mikrobläschen im Schallfeld so in Schwingung versetzt werden, dass sich pulsierende Wellen in ihrer Membran (sog. Mikrojets) ausbilden. Dadurch kann der Übertritt von Substanzen (z.B. der transportierten Wirkstoffe) in das Gewebe verstärkt werden – ein Effekt, den man als Sonoporation bezeichnet. Dies verstärkt die lokale Wirkung eines Arzneimittels zusätzlich.
- Alternativ können solche beladenen Mikrobläschen auch mit einem target-spezifischen Liganden versehen werden. Diese finden selbstständig ihren Bestimmungsort und binden sich dort an entsprechende molekulare Strukturen. Bei längerer Verweildauer wird abhängig von der Stabilität und Dichtigkeit dieser Mikrobläschen der Wirkstoff nach und nach freigesetzt.

Mit solchen Drug-delivery-Systemen lassen sich lokal stark erhöhte Wirkstoffkonzentrationen erzielen. Dies ist z.B. dann sinnvoll, wenn ein hochwirksames Arzneimittel seine Wirkung nur lokal (d.h. ohne systemischen Effekt) erzielen soll. Auf diese Weise lässt sich das therapeutische Fenster (Bereich zwischen erwünschter Wirkung und nicht erwünschten Nebenwirkungen bzw. toxischen Effekten) von Arzneimitteln wesentlich vergrößern.

Solche Mikrobläschen lassen sich auch zur Verpackung von genetischem Material (z.B. Plasmide) benutzen. Man erhält dann ein Gene-delivery-System. Für die Transfektion genetischen Materials müssen die natürlichen Barrieren zwischen Blut und Zellkern der Zielzelle überwunden werden. Hierfür ist ein entsprechend geeigneter Vektor erforderlich. Dies können Adeno- oder Retroviren sein oder eben auch Lipidvesikel, wie sie in der Membran entsprechend hergestellter Mikrobläschen vorhanden sind. Die Verbindung solcher lokaler Therapien mit der Bildgebung, also einer Möglichkeit, die lokalen Prozesse sichtbar zu machen und beeinflussen zu können, eröffnet sehr interessante Perspektiven, die derzeit in zahlreichen Forschungslabors in vitro und in vivo (am Tiermodell) evaluiert werden.

## Elastografische (elastometrische) Methoden

In den vergangenen Jahren wurden verschiedene Technologien mit dem Ziel entwickelt, die mechanischen Eigenschaften eines Gewebes nichtinvasiv zu erfassen und darzustellen. Bei den meisten Verfahren steht dabei die Erfassung der Gewebefestigkeit im Vordergrund, um z.B. ähnlich der Palpation festere Gewebeareale (etwa Tumoren oder entzündliche Prozesse) zu visualisieren oder über die Gewebefestigkeit z.B. zirrhotische Umbauprozesse der Leber zu erfassen. Dabei haben sich unterschiedliche Ansätze entwickelt:

- Zum einen existieren Technologien, die durch von außen applizierten mechanischen Druck auf das zu untersuchende Gewebe die relative Gewebefestigkeit in oberflächlichen Bereichen erfassen können (Kompressionssonografie, Strain imaging).
- Auf einem anderen Ansatz basieren verschiedene Techniken, die diverse physikalische Phänomene auswerten, die entstehen, wenn ein Gewebe von einer Schallwelle durchlaufen wird. Dazu gehört auch die Transiente Elastografie, Acoustic radiation force impulse imaging (ARFI) sowie 2-D-Scherwellenelastografie.

### Kompressionssonografie

Das Prinzip der Elastizitätsdarstellung beruht auf der unterschiedlichen Verformbarkeit und Verschieblichkeit eines Objektes in einem elastisch unterschiedlichen Medium. Unter anderem wird sich unter gleicher Druckbelastung weicheres Gewebe stärker verformen als festere Gewebestrukturen. Diese Verformung wird aus den Ultraschalldaten abgeleitet und visualisiert. Entzündliche Veränderungen oder Tumoren führen zu einer Veränderung der normalen Gewebestruktur. Dies führt in der Regel zu deren Verhärtung, d.h. zu einer Veränderung des Elastizitätsmoduls (engl. Young's modulus). Die Darstellung der Gewebeelastizitäten kann somit einen potenziell wichtigen Beitrag zur Diagnostik von Tumorerkrankungen und inflammatorischen Prozessen liefern.

Wird auf das Gewebe ein geringer Druck ausgeübt, verschieben sich die sequenziell empfangenen Echofrequenzmuster zueinander. Bleibt dabei der Abstand zwischen 2 „Frequenzspitzen" gleich, handelt es sich um eine „festere" Gewebestruktur, vermindert sich der Abstand zwischen 2 Frequenzspitzen, handelt es sich um elastisch deformierbares Gewebe. Die empfangenen Echofrequenzmuster werden nun kontinuierlich ausgewertet, und aus den ermittelten Verschiebungen innerhalb der Echofrequenzmuster werden sog. Dehnungsmuster rekonstruiert. Daraus lassen sich Rückschlüsse auf die lokale Elastizität des untersuchten Gewebeareals

ableiten. Bereiche mit hoher Elastizität (weiches Gewebe) erscheinen dabei als Orte hoher Dehnung, Bereiche mit geringerer Elastizität (festes Gewebe) als Orte mit geringer Dehnung.

Das beschriebene Prozedere wird gleichzeitig an mehreren nebeneinanderliegenden Ultraschallvektoren angewendet, um die Gewebeelastizität in einem zweidimensionalen Bereich abzuschätzen. Bei der erweiterten kombinierten Autokorrelationsmethode werden zudem die Echofrequenzmuster nebeneinanderliegender Ultraschallstrahlen verglichen. Dies dient dazu, ein mögliches seitliches Ausweichen verhärteter Gewebeareale während der Druckeinleitung aus der zweidimensionalen Schallebene heraus zu detektieren. Mit modernen Rechnersystemen ist es möglich, bis zu 30 zweidimensionale Elastogramme pro Sekunde zu berechnen.

Die durch Kompression induzierte Gewebeverformung wird innerhalb einer Region of interest (ROI) gemessen und kann durch eine transparente farbliche Überlagerung des B-Bildes optisch dargestellt werden. Grundlage hierzu ist die erweiterte Autokorrelationsmethode. Zur besseren Darstellung und vor allem zur Charakterisierung von Läsionen werden die elastografischen Informationen dem konventionellen B-Bild farbkodiert überlagert.

Wie oben schon dargestellt wurde verformt Druck, der gleichmäßig auf ein Gewebe einwirkt, weiches Gewebe stärker als hartes. Während eines Kompressionsvorganges werden mithilfe der beschriebenen erweiterten kombinierten Autokorrelationsmethode die Radiofrequenzmuster entlang eines Ultraschallstrahls über die Zeit verglichen, woraus die Verformbarkeit der im Ultraschallstrahl liegenden Strukturen bestimmt wird. Gleichzeitig werden die infolge des ausgeübten Drucks seitlich ausweichenden Strukturen ebenfalls erfasst, die somit nicht mehr in der Schallebene gelegen sind und zu Fehleinschätzungen führen können.

Nicht geeignete Registrierungen können je nach Voreinstellung vom System unterdrückt werden („Frame rejection“, „Noise rejection“).

- Die durch Frame rejection unterdrückte Bildinformation, die während einer nicht zulässigen Verschiebung der Bildebene oder bei zu schwachem Signal generiert wird, kann zu Artefakten führen.
- Die Noise rejection filtert Bildregionen heraus, in denen die Signalamplitude für eine Korrelation mit dem vorhergehenden Bild nicht stark genug ist (z.B. Zysten, tiefe Regionen) oder signifikant abweicht.

Bei Einstellung eines zu hohen Schwellenwertes für die Bildakzeptanz werden zu wenige Bilder mit farblich kodiertem Elastogramm angezeigt. Diese Bilder weisen kaum Störungen durch Fehlmessungen auf, sind aber nicht verwertbar. Mit Senkung der Schwelle werden ausreichend Informationen angezeigt; es steigt aber das Risiko, durch Artefakte veränderte Aufzeichnungen zu bekommen, was zu Fehleinschätzungen führen kann.

Die Kompressionselastografie ist ein qualitatives Verfahren. Das heißt, Gewebeelastizitäten können nur relativ zueinander erfasst und dargestellt werden. Eine quantitative Erfassung des tatsächlichen Elastizitätsmoduls (Young's modulus) ist nicht möglich. Semiquantitative Auswertungsmodi sind in der Entwicklung, etwa Berechnungen „elastischer Indizes“ (vgl. Resistenzindizes bei Doppleruntersuchungen) zwischen physiologischen Gewebearealen und tumorösen bzw. inflammatorischen Prozessen. Eingesetzt werden auch die Darstellung semiquantitativer Histogramme und Verhältnisse (Strain Ratio). Es wird aktuell auch eine Kombination der Kompressionssonografie mit der Scherwellenelastografie angeboten, die beide Methoden zur Beurteilung der Lebersteifigkeit nutzt.

Die Kompressionssonografie wurde von der Firma Hitachi als Realtime-Elastografie (RTE) in die klinische Routine eingeführt und ist heutzutage in vielen hochauflösenden Ultraschallgeräten verfügbar. Das hier beschriebene Verfahren der Ultraschall-Elastografie lässt sich sowohl mit fast allen Standardschallsonden umsetzen als auch mit Spezialsonden, wie etwa endokavitären Sonden ohne zusätzliche Apparaturen, ähnlich einer Farbdoppleruntersuchung. Die Druckeinleitung erfolgt manuell durch den Anwender. Zusätzliche Apparaturen, etwa zu einer Schwingungserzeugung oder zur Messung des eingeleiteten Drucks, sind nicht notwendig.

Momentan unterliegt die Ultraschall-Elastografie noch bestimmten Limitationen:

- Dazu gehört u.a. die eingeschränkte Tiefeneindringung von ca. 40 mm.
- Eine zu geringe Sensitivität besteht bei ungleichförmiger und v.a. zu hoher Druckapplikation.
- Aber auch anatomische Gegebenheiten limitieren das Verfahren, so z.B. eine unregelmäßige Körperoberfläche durch Knochenvorsprünge und eine unzureichende Darstellung direkt umgebender Gewebestrukturen mit unzureichenden Unterschieden der elastischen Gewebeeigenschaften.
- Von Bedeutung ist ebenfalls, dass die Kompressionselastografie eine vergleichende Methode ist und somit genügend Referenzgewebe mit darstellen muss.

Die möglichen klinischen Anwendungsgebiete für die Ultraschall-Elastografie sind vielfältig: mit konventionellen Linear- und Curved-array-Sonden zur Untersuchung oberflächlicher Organe wie etwa Mammae, Schilddrüse, Testis, Lymphknoten, Leber, Milz oder Weichteilgewebe, mit Rektalsonden etwa zur Untersuchung der Prostata, mit Vaginalsonden bei gynäkologi-

schen Fragestellungen und mit Echoendoskopen zur Untersuchung mediastinaler Lymphknoten, des Pankreas und anderer gastrointestinaler Fragestellungen.

Aktuelle Entwicklungen beinhalten insbesondere die Evaluierung von elastografisch zielgerichteten Biopsietechniken (insbesondere von Lymphknoten und Prostata), aber auch von Schilddrüsenveränderungen, Mammatumoren und Pankreasläsionen. Hinzu kommen die vielfältigen Anwendungsmöglichkeiten hinsichtlich oberflächlich gelegener Strukturen (Haut- und Weichteilgewebe). Die Beurteilung von Sehnen und gelenkspezifischen Veränderungen ist ebenfalls möglich. Das Monitoring antiangiogenetischer Therapiekonzepte wird ebenfalls in die Anwendungsmöglichkeiten elastografischer Techniken Einzug halten.

### Scherwellenelastografie

Grundlage für die Bestimmung der Elastizität (Gewebefestigkeit) der Leber ist der Zusammenhang zwischen Gewebedichte und Schallgeschwindigkeit. Die Schallgeschwindigkeit innerhalb eines Gewebes ist abhängig von der Gewebedichte. Je dichter (fester) ein Gewebe, desto schneller ist die Schallausbreitungsgeschwindigkeit.

Ein Parameter zur Differenzierung bei vielen chronischen Lebererkrankungen ist die Bestimmung des Schweregrades des fibrotischen Umbaus der Leber. Die Fibrose ist auch ein wichtiges Kriterium zur Therapieplanung bei chronischer Hepatitis B und C. Bei der chronischen Virushepatitis C ist die Therapiedauer bei zirrhotischem Umbau der Leber in der Regel länger (12 oder 16 Wochen gegenüber 8 Wochen ohne Leberzirrhose) und die zusätzliche Gabe von Ribavirin kann bei Leberzirrhose empfohlen sein. Ein langfristiger Therapieerfolg lässt sich zudem anhand des Rückgangs des Fibrosegrades beurteilen. Der frühere Diagnostikstandard des fibrotischen Umbaus bei chronischen Lebererkrankungen war die Biopsie, die aktuell in den meisten Fällen durch die Scherwellenelastografie (SWE) ersetzt werden konnte. Die SWE erlaubt bei normalen Werten mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit (> 98%) eine fortgeschrittene Leberfibrose auszuschließen. Bei Messung deutlich erhöhter Werte müssen einige Parameter ausgeschlossen sein, um die Diagnose einer Leberzirrhose stellen zu können. Hierzu gehören:

- entzündliche Aktivität in der Leber (Transaminasen > 5-fach als Ausdruck der Inflammation)
- obstruktive Gallenwegserkrankungen
- Rechtsherzinsuffizienz
- körperliche Betätigung
- Nahrungsaufnahme
- Leberinfiltrationen, beispielsweise durch Tumoren

Eine quantitative Elastografiemessung der Leber kann auch eine Alternative zur wiederholten Leberbiopsie darstellen.

Um die Schallausbreitungsgeschwindigkeit zu messen, werden verschiedene ähnlichwertige Systeme genutzt. Aufgrund der niedrigen Frequenz der Schallwelle beträgt die Schallgeschwindigkeit etwa 1 m/s. Diese Ausbreitungsgeschwindigkeit variiert geringfügig, abhängig von der Dichte, d.h. Festigkeit bzw. Elastizität des Lebergewebes. Dieser physikalisch gemessene Wert kann in Kilopascal (kPa) umgerechnet werden.

### Leberfibrosemessungen, transiente Elastografie (FibroScan)

Bei der transienten Ultraschall-Elastografie mit einem Schallgeber (Sonde) wird ein niederfrequenter mechanischer Impuls mit einer Frequenz von 50 Hz über die Haut und das subkutane Gewebe in die Leber gesendet. Der sich ausbreitende Impuls verursacht eine Welle mechanischer Deformitäten, eine sog. Scherwelle. Diese Scherwelle breitet sich im Lebergewebe aus.

Nach Aussendung des niederfrequenten Impulses wird mit einer im gleichen Schallgeber integrierten hochfrequenten Ultraschallsonde das Gewebe abgetastet. Die Schallgeschwindigkeit des hochfrequenten Ultraschalls ist wesentlich höher (ca. 1540 m/s) als die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Scherwellen. Damit lässt sich die Ausbreitung der Scherwelle erfassen und über einen definierten Messbereich die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Scherwelle messen. Aus der gemessenen Ausbreitungsgeschwindigkeit kann nun die Elastizität der Leber bestimmt werden, ausgedrückt in Kilopascal (kPa).

Um Messfehler einzugrenzen, wird die Untersuchung standardisiert durchgeführt. Ein nicht nüchterner Patient wird dabei in Rückenlage (manchmal günstiger in leichtgradiger Linksseitenlage) mit hinter dem Kopf verschränktem rechten Arm untersucht. Dies gewährleistet einen optimierten Zugang zum rechten oberen Leberquadranten. Der Schallgeber wird mit Ultraschallgel im rechten Winkel zur Haut aufgesetzt. Der durch den Untersucher auf die Kontaktstelle ausgeübte Druck ist standardisiert und wird über einen visuellen Indikator am System angezeigt.

Die Messreihe besteht aus 10 Einzelmessungen, das endgültige Ergebnis entspricht dem Mittelwert aller Messungen. Einige Studien zeigten Schwankungen von ≤ 4% innerhalb der Messwerte und hatten somit eine sehr gute Reproduzierbarkeit, wohingegen andere Studien schlechtere Ergebnisse demonstrierten.

Limitierende Faktoren der Untersuchung mittels transienter Ultraschall-Elastografie sind Adipositas und Aszites. Bei Patienten mit Adipositas ist die Reproduzier-

barkeit der Messergebnisse aufgrund der längeren subkutanen Vorlaufstrecke deutlich eingeschränkt. Aszites oder auch anatomische Anomalien (etwa große Leberzysten) liefern nicht verwertbare Ergebnisse.

### Acoustic radiation force impulse imaging (ARFI) mittels Punkt-Scherwellenelastografie (pSWE)

Acoustic Radiation Force ist ein Phänomen, das mit der Ausbreitung akustischer Wellen in einem Medium zusammenhängt, welches in der Lage ist, diese akustischen Wellen (Schallwellen) zu beeinflussen, genauer gesagt abzuschwächen. Diese sog. Dämpfung setzt sich zusammen aus Streuung und Absorption der akustischen Welle. Die Dämpfung ist abhängig von der Frequenz der Schallwelle. In „weichen" Geweben dominiert die Absorption.

Wird ein Gewebe von einer akustischen Welle durchlaufen, so wird es angeregt, in derselben Frequenz und Richtung zu schwingen. Bei hohen Frequenzen kann das Gewebe nicht schnell genug auf den Wechsel zwischen Kompressions- und Kavitationsphase der akustischen Welle reagieren, und so kommt es zu einer Phasenverschiebung zwischen Gewebebewegung (-schwingung) und der akustischen Welle. Die Schwingung im Gewebe bleibt hinter der akustischen Schwingung zurück. Die dabei übertragene Energie auf das Gewebe zeigt sich in 2 Phänomenen: in der thermischen Erhitzung desselben und im sog. Nachschwingen des Gewebes nach „Abschalten" der akustischen Welle in derselben Richtung.

Die Interaktion zwischen akustischer Welle und Gewebe wird nun genutzt, um Informationen über die mechanischen Eigenschaften des durchschallten Gewebes zu erhalten, zusätzlich zu den bisher zur Ultraschallbildgebung genutzten.

Das Ausmaß, die Lokalisation, die räumliche Ausbreitung und die Zeitdauer der oben beschriebenen Interaktion, auch als Acoustic Radiation Force bezeichnet, kann kontrolliert werden, um spezifische Gewebeeigenschaften zu erfassen.

Das Nachschwingverhalten ist abhängig von der Gewebedichte, der Dauer und Energie der eingestrahlten akustischen Welle. Die Auslenkung der einzelnen Gewebepartikel aus der Ruhelage beträgt etwa 1–10 µm, die Dauer des Anregungsimpulses der akustischen Welle 30 µs bis 300 µs, je nach Untersuchungstiefe. Diese Auslenkung (Elongation) der Gewebepartikel ist abhängig von der Gewebefestigkeit und kann mit konventioneller Ultraschallbildgebung (B-Bild) erfasst werden.

Das Zurückschwingen der Gewebepartikel nach Auslenkung durch den Anregungsimpuls in ihre ursprüngliche Position ist bedingt durch die sog. Scherkraft. Die Scherkraft ist gewebeabhängig; sie zwingt die Gewebepartikel in ihre Ausgangsposition zurück und erzeugt dabei Scherwellen. Diese Scherwellen schwingen quer, d.h. orthogonal zur Ausbreitungsrichtung (Transversalwellen), im Vergleich zu den Logitudinalwellen (Kompressionswellen) des Anregungspulses bzw. der zur Abtastung bzw. Messung eingesetzten Ultraschallwellen.

Im Gegensatz zu den zur Abtastung eingesetzten Ultraschallwellen breiten sich Scherwellen mit geringerer Geschwindigkeit im Gewebe aus: Die Fortpflanzungsgeschwindigkeit von Scherwellen ist etwa 1000-fach geringer als die von Kompressionswellen und sehr stark abhängig von Gewebespezifitäten. Die Scherwellen werden sehr schnell vom Körper absorbiert, d.h. sie breiten sich nur lokal um ihren Entstehungsort aus.

Zur Messung wird ein konventioneller Ultraschallpuls ausgesendet und die Echosignale werden empfangen. Dieser Impuls ist der Untersuchungstiefe entsprechend fokussiert. Die gewonnenen Rohdaten (RF-Daten) werden als Referenz gespeichert. Nach diesem Referenzpuls wird an derselben Stelle ein höherenergetischer Impuls, auch als Pushing pulse bezeichnet, ausgesendet. Er erzeugt im Gewebe die oben beschriebene Auslenkung bzw. Displatzierung der Gewebeelemente.

Nun erfolgen die Aussendung und der Empfang mehrerer Pulszyklen. Die empfangenen Echorohdaten der einzelnen Pulse, auch als Tracking line bezeichnet, werden aufgezeichnet. Auch parallel zur Tracking line werden Ultraschallvektoren abgetastet und die Daten aufgezeichnet, um die entstehenden Scherwellen zu erfassen und auszuwerten. Aus diesen aufgezeichneten Daten kann nun die Reaktion der Gewebeelemente auf den Pushing pulse ermittelt werden. Dies geschieht mit bekannten Kreuzkorrelationstechniken und Methoden, welche die Phasenverschiebung in Bezug auf die vorher gewonnenen Referenzdaten abschätzen. Solche Verfahren sind aus den Dopplertechnologien bekannt. Dieses Prozedere wird nun an nebeneinanderliegenden Ultraschallvektoren wiederholt, um ein zweidimensionales Abbild zu generieren.

Das oben beschriebene Verfahren ist zeitaufwendig. Deshalb ist es notwendig, parallele Abtastverfahren einzusetzen, die es ermöglichen, mehrere parallele Ultraschallvektoren gleichzeitig zu empfangen und zu berechnen. So ist nahezu eine Realtime-Bilddarstellung möglich.

Durch die Auswertung des Nachschwingverhaltens des Gewebes in axialer Richtung und die Erfassung der Scherwellencharakteristik ist es möglich, Aussagen über die Gewebeelastizität besonders auch in größeren Untersuchungstiefen zu erhalten.

### Leberfibrosemessungen, 2-D-Scherwellenelastografie

Die 2-D-Scherwellenelastografie stellt die jüngste Form dieser Technologie dar. Sie hat den Vorteil, dass sie bei Bereitstellung ultraschneller Prozessoren eine hohe Verarbeitungsgeschwindigkeit hat und somit in größeren Gewebebereichen auch potenziell repräsentativere Ergebnisse erzielen kann. Bei der Untersuchung der Leber werden in der Regel 3 Messungen empfohlen. Die Beachtung von Qualitätsmerkmalen ist erforderlich (Interqartile Range, auch im Verhältnis zum Median der Messwerte). Diese Methode wird aktuell von Supersonic und Siemens angeboten.

### Sind die SWE-Methoden ohne Einschränkung vergleichbar?

Nein, ein sicherer Vergleich der Messergebnisse der verschiedenen Methoden ist nicht möglich und es müssen die gerätespezifischen Normwerte und die verschiedenen Grenzwerte bei unterschiedlichen Erkrankungen beachtet werden. Auf die Publikationen der Europäischen und Welt- Ultraschallgesellschaften (EFSUMB und WFUMB) wird verwiesen.

Auch zur Scherwellenelastografie von Schilddrüse, Prostata, Bauchspeicheldrüse, Niere und Milz gibt es erste Studienergebnisse, die interessant sind, allerdings noch weiter evaluiert werden müssen.

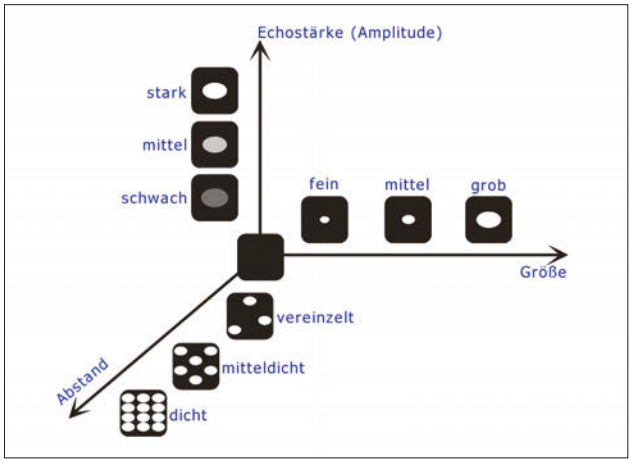



**Abb. 1.36:** Zur Beschreibung von Echos bzw. einem Echomuster kann ein dreidimensionaler Sprachraum dienen, dessen Koordinaten „Stärke", „Größe" und „Abstände" vom Begriff „echofrei" ausgehen.

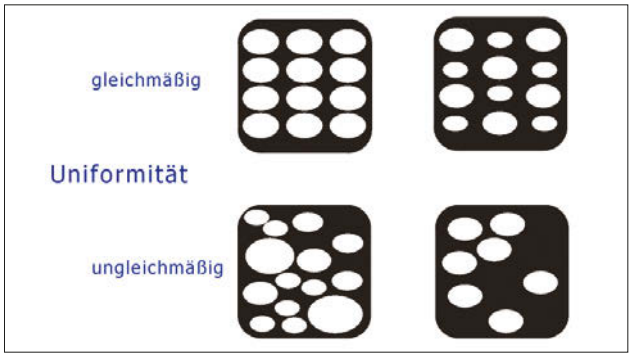



**Abb. 1.37:** Der Parameter „Uniformität"/„Gleichmäßigkeit" gibt weitere Möglichkeiten zur Differenzierung und Beschreibung eines Echomusters.

## Beurteilungskriterien und Befundbeschreibung

Anatomische und pathologisch-anatomische Gegebenheiten lassen sich erstaunlich wirklichkeitsgetreu in sonografischen Schnittbildern wiedergeben. Ihr Verständnis basiert auf dem Sehen und Erkennen unterschiedlicher Helligkeiten und Formen, der Gestaltwahrnehmung, der Kenntnis der Anatomie, Makropathologie und Physiologie, dem Wiedererkennen typischer Bilder, dem Erfassen der Bedeutungen des Abgebildeten sowie der Erfahrung mit der Methode.

Elemente einer strukturierten Wahrnehmung eignen sich auch als Basis für ein allgemein anwendbares Konzept zur Beschreibung und Kommunikation über Bilder – dies gilt auch für Sonografiebilder.

Die Orientierung beginnt mit dem Feststellen der Lage eines Organs oder einer Veränderung. Diese lässt sich mit allgemein in der Anatomie gebräuchlichen Termini beschreiben.

Die Form eines Organs oder einer Veränderung kann bestimmt und deren Größe ausgemessen werden. Verständliche Formangaben resultieren aus dem Vergleich mit geometrischen Figuren oder Körpern. Maße in Millimetern oder Zentimetern sind, wenn sinnvoll und möglich, anderen Größenangaben vorzuziehen.

Echomuster können mit den im Folgenden erläuterten Begriffen beschrieben werden.

### Grundlagen der Terminologie

Eine sonografische Beschreibung von Organen und abgegrenzten Veränderungen kann mithilfe des folgenden Schemas erstellt werden. Es empfiehlt sich, zunächst deskriptiv vorzugehen. Aufgrund der Fülle von Informationen, die ein Ultraschallbild liefert, ist ein Schema nötig, um nichts zu übersehen. Erst in einem 2. Schritt sollte man über eine Interpretation des Dargestellten nachdenken und dies etwa mit dem Zusatz „… vereinbar mit …" kennzeichnen.

- Lage
  - orthotop, andere in der Anatomie gebräuchliche Termini
- Form
  - rund, oval, lobuliert etc.

- Größe
  - wenn möglich, in 3 Dimensionen, Angabe in cm oder mm möglich
- Begrenzung
  - glatt, unscharf, polyzyklisch
- Echomuster (s. Abb. 1.36–1.38)
- Echostärke (die Helligkeit der Bildpunkte im B-Mode)
  - echofrei, schwächer, gleiche, stärkere Echos (im Vergleich zur Umgebung)
- Echogröße
  - feine, mittlere, grobe Echos
- Abstände
  - vereinzelte, mitteldichte, dichte Echos
- Uniformität
  - gleichmäßig, ungleichmäßig

Trotz aller Vereinheitlichung ist die Beschreibung eines Sonogramms subjektiv und mit den heutigen Verfahren wenig ausreichend oder objektiv quantifizierbar.

So empfiehlt es sich, z.B. die Echogenität diffuser oder fokaler Befunde vergleichend zu beschreiben – bspw. die Echogenität des Leberparenchyms mit der Echogenität der Niere zu vergleichen – als deutlich oder gering schwächer bzw. stärker echogen oder isoechogen. Gleiches gilt für fokale Befunde, die man im Vergleich zum umgebenden Gewebe beschreiben sollte.

In modernen Geräten wird außerdem das empfangene Signal durch Bildverarbeitungsalgorithmen und Postprocessing-Verfahren in ein Bildschirmbild umgewandelt, um den Informationsgehalt zu verbessern und Details besser visualisieren zu können. Hierbei entsteht ein sekundäres Echomuster, welches nicht unbedingt Rückschlüsse auf das primäre Echomuster erlaubt. Dies sollte bei der Befundbeschreibung berücksichtigt werden.

Bezieht man die Farbdopplerverfahren mit ein, so sollte man vereinheitlichend von der Vaskularisation eines Befunds sprechen.

Im Allgemeinen sollte wieder vergleichend beschrieben werden:

- Vaskularisationsausmaß
  - stärker, gleich oder schwächer vaskularisiert als das umgebende Gewebe
- Geometrische Verteilung
  - peripher stärker bzw. schwächer vaskularisiert
  - zentral stärker bzw. schwächer vaskularisiert
- Vaskularisationsdefekte
  - spezielle Veränderungen bei organuntypischen Befunden

Auf organspezifische Besonderheiten – durch Anatomie und Aufbau („Architektur“, „Struktur“) der Organe bedingt – ist speziell zu achten (z.B. Gefäße in der Leber, Wand der Gallenblase etc.) und in der Befundbeschreibung einzugehen. Gegebenenfalls sind weitere Beobachtungen wichtig und zu notieren, wie z.B. das Auftreten von Artefakten. Obgleich kein primär sonografischer Befund, kann auch das Auslösen von Schmerzen (Ort, Art und Stärke) entscheidende differenzialdiagnostische Hinweise liefern.

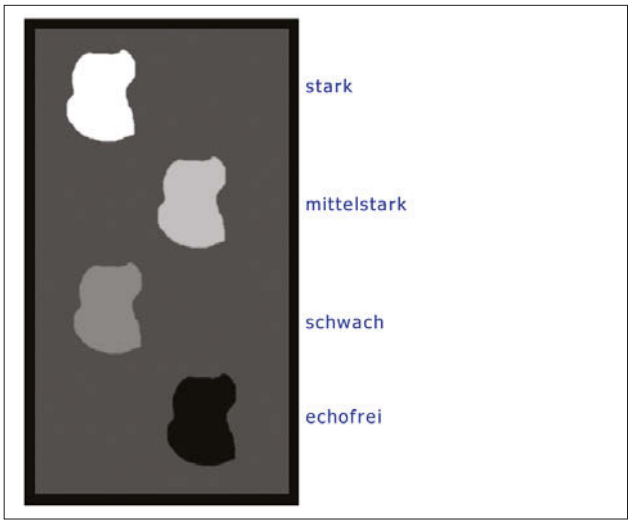



**Abb. 1.38:** Im B-Bild-Sonogramm kann man nicht nur von der Helligkeit eines einzelnen kleinen Bildpunkts auf die (relative) Stärke des repräsentierenden Echos und ggf. der Echogenität einer kleinen Struktur schließen. Auch die Helligkeit eines Areals bzw. einer größeren Region im Bild zeigt unterschiedlich stark reflektierendes Material oder Gewebe an (echofrei, schwach echogen, mittelstark echogen und stark echogen).

Die Befundinterpretation beruht (bewusst oder unbewusst) auf einer derart strukturierten Wahrnehmung, meist und möglichst unter Einbeziehung anamnestischer und klinischer Daten.

### Probleme der Terminologie

In der Kommunikation über Ultraschallbefunde werden häufig die Begriffe „echoarm“ sowie „echoreich“/„echodicht“ verwendet. So wird vereinfachend das, was „dunkel“ auf dem Monitor erscheint, „echoarm“ genannt, hell aussehende Bezirke dagegen „echoreich“ oder „echodicht“.

Doch begibt man sich dabei in die Gefahr, missverstanden zu werden. Denn manchmal wird „echoarm“ synonym mit „schwach reflektierend“ oder auch unabhängig von der Echostärke für wenige Echos pro Fläche benutzt. „Echoreich“ steht gelegentlich für „dicht angeordnete Echos“, wird aber auch für „starke Echos“ gebraucht. Zusätzlich werden die Begriffe „echoarm“ für Echomuster mit schwachen Reflexen und großen Abständen der Echos voneinander und „echoreich“ für dicht angeordnete, starke Echos verwendet. (Einmal wird „echoreich“ und „echoarm“ auf die Abstände der Echos voneinander, zum anderen aber auf die Stärke der Reflexion bezogen, oder es wird beides miteinander verbunden.) Manchmal wird auch ein „verhältnismäßig hell/dunkel“ mit „echoreich“/„echoarm“ bezeichnet,

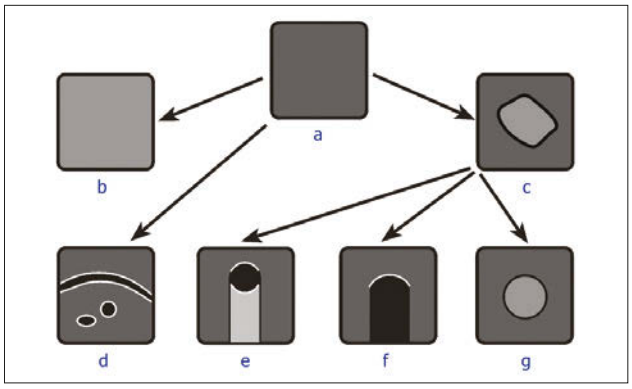



**Abb. 1.39a–g: (a)** symbolisiert einen Normalbefund, **(b)** eine diffuse Veränderung, **(c)** eine umschriebene Veränderung, **(d)** zeigt schematisch die typischen Aspekte von Gefäßen im sonografischen Bild, **(e)** Bild einer Zyste, **(f)** Konkrement, Stein, Verkalkung mit Schatten, **(g)** symbolisiert einen Tumor.

wobei dann z.B. (relativ) „echoreich" durchaus noch „echoarm" sein kann!

Begriffe wie „liquide", „solide", „zystisch" u.Ä. sollten zur Befundbeschreibung nicht verwendet werden, denn sie sind eher Befundinterpretationen; zur Beschreibung sind sie allenfalls mit dem Zusatz „wie" zu versehen.

Um Missverständnisse und Informationsverluste zu vermeiden, wird die hier vorgestellte präzisere Terminologie empfohlen; sie erlaubt eine wesentlich differenziertere Betrachtung und Beschreibung.

### Typische Befunde

Die Kenntnis typischer Ultraschallbilder von Körperregionen, von normalen Organen, Varianten und pathologischen Befunden (vgl. die jeweiligen Kapitel) sowie von häufigen organunabhängig charakteristischen Befunden und Diagnosen („Archetypen") ist für das Lesen und Verstehen von Sonogrammen erforderlich.

Allgemein lässt sich zwischen sog. diffusen Veränderungen und fokalen Läsionen unterscheiden:

Diffuse Veränderungen betreffen meist das gesamte Organ und zeigen sich z.B. an Form- und Größenänderungen, auch am veränderten Echomuster (z.B. am stärker echogenen Parenchym; s. Abb. 1.39b) bzw. an organspezifischen Merkmalen (z.B. weite Lebervenen bei Stauungsleber).

Fokale Läsionen/umschriebene Veränderungen bezeichnen räumlich begrenzte Abweichungen (s. Abb. 1.39c) vom (typischen bzw. idealen) Normalbefund (s. Abb. 1.39a).

Eine Zyste als kugeliges bis ellipsoides flüssigkeitsgefülltes Gebilde stellt sich echografisch typischerweise rund oder oval, echofrei, glatt begrenzt und meist mit dorsaler Schallverstärkung sowie mit Randschatten dar (s. Abb. 1.39e).

Tumoren sind im sonografischen Bild ggf. an der Form- und Strukturveränderung des betroffenen Organs sowie an dem vom normalen Befund und von der Umgebung differenten Echomuster zu erkennen (s. Abb. 1.39g).

Konkremente und Verkalkungen identifiziert man an den starken Echos, die ihre Oberfläche markieren, und am Schatten, der die überdurchschnittliche Schwächung des Schalls anzeigt (s. Abb. 1.39f).

Sonografiebilder von Gefäßen sind abhängig vom Schnitt: Quer getroffen sieht man sie als runde oder ovale echofreie Gebilde, im Längsschnitt erscheinen sie als bandförmige Strukturen, die meist durch eine dünne Linie mittelstarker Echos begrenzt sind (s. Abb. 1.39d). Arterien, Venen und andere Gefäße (z.B. Gallengang, Pankreasgang und Harnleiter) können oft schon mit der B-Bild-Sonografie durch Lage und typischen Verlauf unterschieden (und erkannt) werden. Zusätzlich helfen weitere Kriterien zur Differenzierung: Große Arterien pulsieren, haben meist einen kreisrunden Querschnitt und sind kaum komprimierbar. Große Venen können pulsieren, kleinere tun dies kaum. Venen können im Querschnitt oval sein, fast immer sind sie relativ leicht kompressibel. Gallengang, Pankreasgang und Harnleiter können ebenfalls Lumenschwankungen aufweisen, diese spielen sich aber langsam ab. Ergänzend ist anzumerken, dass echofrei nur „keine Echos", evtl. „keine Reflektoren" bedeutet und nicht „liquide" – obgleich sich viele Flüssigkeiten sonografisch charakteristischerweise echofrei darstellen. Umgekehrt bedeuten Echos nicht zwangsläufig, dass es sich um „solides" Gewebe handelt, auch wenn dies der typische Aspekt ist – (in) Flüssigkeiten können ebenfalls echogebende Materialien sein. Starke Echos verweisen nicht zwangsläufig auf ein „hartes" Material und schwache Echos nicht notwendigerweise auf

**Tab. 1.11:** Echostärken typischer Befunde.

| Echostärke | Beispiele normaler Befunde | Beispiele abnormaler Befunde |
|---|---|---|
| Echofrei | Blutgefäße, Gallenblase, Harnblase, Knorpel | Zyste, Aszites |
| Schwach | Markpyramiden | Lymphom, akute Pankreatitis |
| Schwach bis mittelstark | Leber, Milz, Nierenrinde, Pankreas, Muskulatur | Fokale noduläre Hyperplasie der Leber, Nierenkarzinom |
| Mittelstark | Schilddrüse, Hoden, Pankreas | Fettleber, Sinusfibrolipomatose, Hämangiom |
| Mittelstark bis stark | Organoberflächen, Sinus renalis, Lig. teres, Pankreas | Hämangiom, Angiomyolipom |
| Stark | Luft, Gas, Knochen | Konkrement, Verkalkung, Metall, Aerobilie |

„weiches“ Gewebe. Tabelle 1.11 listet, abhängig vom Parameter „Echostärke“, Beispiele typischer normaler und pathologischer Befunde auf. Diese Aufstellung kann darüber hinaus auch als Richtlinie für die Erstellung und Bewertung von B-Bild-Sonogrammen dienen.

## Dokumentation

Soll eine sonografische Untersuchung nicht nur „Sonoskopie“, sondern „Sonografie“ sein, dann sind die Befunde – sich jeweils ergänzend – in Wort und Bild zu dokumentieren. Eine Dokumentation ist aus verschiedenen Gründen erforderlich: Sie dient zur Erinnerung an Untersuchung und Ergebnis, ist ein Mittel zur Kommunikation und Befundmitteilung, auch ein forensischer Aspekt kann hinzukommen. Formal ist sie der Beleg für die Untersuchung, evtl. sind Vorschriften, z.B. der kassenärztlichen Vereinigungen, zu beachten.

An die Text- und Bilddokumentation werden formale und inhaltliche Ansprüche gestellt.

### Schriftliche Dokumentation

Bei der schriftlichen Dokumentation sonografischer Befunde sollten Patient, Untersuchungsart, Ort bzw. Institution, Datum und Untersucher angegeben sein. Indikation (warum soll sonografiert werden), Fragestellung (welche Fragen soll die Sonografie beantworten), Befundbeschreibung (Lage, Form, Größe, Echomuster u.a.) und -interpretation bzw. die sonografische(n) Diagnose(n) gehören ebenfalls dazu. Gegebenenfalls sind Anmerkungen, Kommentare sowie differenzialdiagnostische Überlegungen etc. erforderlich.

### Bilddokumentation

Formale Anforderungen: Die Bilddokumentation (z.B. Foto, Print, Video, HDD, MO, DICOM und andere) soll Patient, Institution und Untersucher erkennen lassen. Die Untersuchungsart ist aus den Bildern zu ersehen, Datum, Uhrzeit und Maßstab sind meist automatisch enthalten. Die Angabe der Schnittebene und der Patientenposition (per Text oder Body marker) ist nützlich. Nach Möglichkeit ist die Dokumentation dynamischer Videoclips anzustreben. Dies ermöglicht vor allem eine deutlich bessere Nachvollziehbarkeit der dokumentierten Schallebene sowie des dokumentierten Zeitpunktes. Insbesondere bei der Detektion fokaler Läsionen erlaubt die Dokumentation des gesamten Schwenks durch das Organ ein Nachvollziehen des durchsuchten Volumens und der Bildqualität.

Inhaltlich wird gefordert, die Befunde repräsentativ abzubilden. Dies ist nur bei guter Bildqualität und mit einer angemessenen Anzahl von Bildern bzw. Videoclips zu verwirklichen. Nur so sind später auftretende Befunde mit dem Vorbefund vergleichbar.

## Literatur

Bamber J, Cosgrove D, Dietrich CF et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. Ultraschall Med 2013; 34: 169–184.

Bönhof JA. Ultrasound Artifacts – Part 1. Ultraschall Med 2016; 37: 140–153; quiz 154–145. [Diesem Grundlagenkapitel zugrunde liegende Beschreibung von Technik, Ultraschallartefakten und Terminologie, veröffentlicht im offiziellen Journal der DEGUM und EFSUMB. Dr. Jörg Bönhof hatte das hier vorgestellte Grundlagenkapitel in früheren Auflagen konzipiert.]

Bönhof JA. Ultrasound Artifacts – Part 2. Ultraschall Med 2017; 38: 130–148. [Weitere diesem Grundlagenkapitel zugrunde liegende Beschreibung von Technik, Ultraschallartefakten und Terminologie, veröffentlicht im offiziellen Journal der DEGUM und EFSUMB.]

Claudon M, Dietrich CF, Choi BI et al. Guidelines and good clinical practice recommendations for contrast enhanced ultrasound (CEUS) in the liver – update 2012: A WFUMB-EFSUMB initiative in cooperation with representatives of AFSUMB, AIUM, ASUM, FLAUS and ICUS. Ultraschall Med 2013; 34(1): 11–29. [Es gibt auch eine deutschsprachige Übersetzung.] Artikel identisch (WFUMB) in: Ultrasound Med Biol 2013; 39: 187–210 [Aktuelle Leitlinien zum Kontrastmittelultraschall der Leber.]

Dietrich CF, Averkiou M, Nielsen MB et al. How to perform Contrast-Enhanced Ultrasound (CEUS). Ultrasound Int Open 2018; 4: E2–E15. [Praktische Anleitung zum Kontrastmittelultraschall, die internationale Perspektive.]

Dietrich CF, Bamber J, Berzigotti A et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of liver ultrasound elastography, update 2017 (long version). Ultraschall Med 2017; 38: e16–e47. [Aktuelle Beschreibung der elastografischen Methoden sowie aktuelle Leitlinien zur Elastografie der Leber.]

Dietrich CF, Barr RG, Farrokh A et al. Strain elastography – how to do it? Ultrasound Int Open 2017; 3(4): E137–E149. [Praktische Anleitung zur Kompressionselastografie.]

Dietrich CF, Bartsch L, Turco V et al. Knöpfologie in der B-Bild-Sonografie. Gastroenterologie Up2date 2018; 14: 347–367. [„Knöpfchenkunde“, praktische Bildoptimierung.]

Dietrich CF, Bibby E, Jenssen C et al. EUS elastography: How to do it? Endosc Ultrasound 2018; 7: 20–28. [Praktische Anleitung zur Kompressionselastografie, Darstellung der Prinzipien für die transkutane Sonografie und Endosnografie.]

Dietrich CF, Greis C. Kontrastmittelsonografie des Abdomens. Dtsch Med Wochenschr 2016; 141: 1019–1024. [Praktische Anleitung zum Kontrastmittelultraschall, die deutsche Perspektive.]

Dietrich CF, Ignee A, Greis C et al. Artifacts and pitfalls in contrast-enhanced ultrasound of the liver. Ultraschall Med 2014; 35: 108–125; quiz 126–107. [Welche Artefakte müssen beim Kontrastmittelultraschall beachtet werden?]

Dietrich CF, Rudd L, Saftiou A et al. The EFSUMB website, a great source for ultrasound information and education. Med Ultrason 2017; 19: 102–110. [Diese Arbeit erläutert die freien Zugangsmöglichkeiten zu den Leitlinien und Positionspapieren der EFSUMB (European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology), die in enger Zusammenarbeit mit der DEGUM erarbeitet wurden, sowie zum EFSUMB „Case of the month“ und anderen nützlichen Veröffentlichungen auf der EFSUMB-Website (www.efsumb.org).]

Dong Y, Sirli R, Ferraioli G et al. Shear wave elastography of the liver – review on normal values. Z Gastroenterol 2017; 55: 153–166 [Diese Arbeit erläutert die Vergleichbarkeit verschiedener Scherwellenelastografiemethoden.]

Jenssen M, Kubale R, Bartsch L et al. Knöpfologie in der Doppler-Sonografie. Gastroenterologie Up2date 2019, 15: 43–46. DOI 10.1055/a-0630-4144 [„Knöpfchenkunde“, praktische Bildoptimierung.]

Jenssen C, Tuma J, Moller K et al. Ultrasound artifacts and their diagnostic significance in internal medicine and gastroenterology – part 2: color and spectral Doppler artifacts. Z Gastroenterol 2016; 54: 569–578. [Weitere diesem Grundlagenkapitel zugrunde liegende Beschreibung von Technik und Ultraschallartefakten, veröffentlicht im offiziellen Journal der DGVS.]

Sidhu PS, Cantisani V, Dietrich CF et al. The EFSUMB guidelines and recommendations for the clinical practice of contrast-enhanced ultrasound (CEUS) in non-hepatic applications: update 2017 (long version). Ultraschall Med 2018; 39: e2–e44. [Aktuelle Leitlinien zum Kontrastmittelultraschall im Rahmen nichthepatischer Einsatzgebiete.]

Tuma J, Jenssen C, Moller K et al. Ultrasound artifacts and their diagnostic significance in internal medicine and gastroenterology – Part 1: B-mode artifacts. Z Gastroenterol 2016; 54: 433–450. [Weitere diesem Grundlagenkapitel zugrunde liegende Beschreibung von Technik und Ultraschallartefakten, veröffentlicht im offiziellen Journal der DGVS (Deutsche Gesellschaft für Verdauung und Stoffwechsel).]

## Prüfen Sie Ihr Wissen zum Kapitel „Grundlagen“

https://bit.ly/uk-grundlagen-test

**Frage 1: Physikalische Effekte der Sonografie sind (Mehrfachnennungen sind möglich):**
- ☐ Reflexion
- ☐ Brechung
- ☐ Streuung
- ☐ Interferenz
- ☐ Absorption

**Frage 2: Sonografische Bildaufbauverfahren sind (Mehrfachnennungen sind möglich):**
- ☐ Impulsechoverfahren
- ☐ A-Mode
- ☐ B-Mode
- ☐ C-Mode
- ☐ M-Mode

**Frage 3: Wichtige Parameter des Schallfelds sind (Mehrfachnennungen sind möglich):**
- ☐ Axiales Auflösungsvermögen
- ☐ Laterales Auflösungsvermögen
- ☐ Fokussierung
- ☐ Kontrastauflösung
- ☐ Zeitliche Auflösung

**Frage 4: Welche Schallköpfe werden genutzt (Mehrfachnennungen sind möglich)?**
- ☐ Linear-array-Schallkopf
- ☐ Curved-array-Schallkopf
- ☐ Sektorschallkopf
- ☐ Vektorschallkopf
- ☐ Phased-array-Schallkopf

**Frage 5: Typische Ultraschallartefakte beinhalten (Mehrfachnennungen sind möglich):**
- ☐ Schallschatten
- ☐ (Schallkopfdistale) Schallverstärkung
- ☐ Nebenkeulenartefakte
- ☐ Resiparationsartefakte
- ☐ Spiegelartefakte

**Frage 6: Dopplersonografische Verfahren sind (Mehrfachnennungen sind möglich):**
- ☐ Farbdopplersonografie
- ☐ Spektraldopplersonografie
- ☐ Powerdopplersonografie
- ☐ Massive Dopplersonografie
- ☐ Kurvenreiche Dopplersonografie

**Frage 7: Parameter der Farbdopplersonografie sind (Mehrfachnennungen sind möglich):**
- ☐ Dopplerfrequenz
- ☐ Pulsrepetitionsfrequenz
- ☐ Verstärkung (Gain)
- ☐ Wandfilter
- ☐ Nulllinie

**Frage 8: Parameter der Farbdopplersonografie sind (Mehrfachnennungen sind möglich):**
- ☐ Sendeleistung (Power)
- ☐ Farbskala
- ☐ Varianz
- ☐ Sendefrequenz
- ☐ Höhen-/Tiefenmodifikation

**Frage 9: Ultraschallkontrastmittel sind (Mehrfachnennungen sind möglich):**
- ☐ SonoVue
- ☐ Optison
- ☐ Sonazoid
- ☐ Reflaxon
- ☐ Stardust

**Frage 10: Die Ultraschall-Elastografie ermöglicht (Mehrfachnennungen sind möglich):**
- ☐ Lebersteifigkeitsmessung
- ☐ Pankreassteifigkeitsmessung
- ☐ Schilddrüsensteifigkeitsmessung
- ☐ Hodensteifigkeitsmessung
- ☐ Milzsteifigkeitsmessung

**Frage 11: Begriffe der Ultraschall-Elastografie sind (Mehrfachnennungen sind möglich):**
- ☐ ARFI
- ☐ RUFI
- ☐ Transiente Elastografie
- ☐ Strain imaging
- ☐ Scherwellenelastografie

**Frage 12: Das sonografische B-Bild-Echomuster kann durch die folgenden Parameter beschrieben werden (Mehrfachnennungen sind möglich):**
- ☐ Echostärke
- ☐ Echogröße
- ☐ Abstände der Echos
- ☐ Uniformität der Echos
- ☐ Vaskularität