

Checkliste ✓

Doppler- und Duplexsonografie

Helmut Kopp
Malte Ludwig

Checklisten der
aktuellen Medizin
Begründet von
F. Largiadèr, A. Sturm,
O. Wicki

5. Auflage



Online-Version in der eRef



Thieme



Hochgradige Stenose der A. femoralis superficialis. Rechts: Frequenzspektrum mit Berechnung der Strömungsgeschwindigkeit. Links: Farbkodierte Darstellung mit Position von Sample volume und Winkelkorrekturbalken.

1	SPTAd	SPTAd = Spatial Peak Time Average Intensity derated (Einheit: mW/cm^2). Maß für thermische Bioeffekte des Ultraschalls (Kenngröße der Sendeleistung des Ultraschallgeräts bezogen auf den PW-Doppler)
2	MI	MI = Mechanical Index (ohne Einheit). Maß für mechanische Bioeffekte des Ultraschalls (Kenngröße der Sendeleistung des Ultraschallgeräts bezogen auf den PW-Doppler)
3	L5 38 mm	Kurzbezeichnung des verwendeten Schallkopfes
4	4,0 MHz	Arbeitsfrequenz des PW-Dopplers
5	WF 125 Hz	Wandfilter
6	Angle 60	Winkel zwischen PW-Dopplermessstrahl und Gefäßachse/Winkelkorrekturbalken
7	SV 3 mm	Größe des Sample volumes
8	SVD 31 mm	SVD = Sample volume depth. Lokalisation des Sample volumes (hier in 31 mm Tiefe)
9	PRF 14286	Pulsrepetitionsrate des PW-Dopplers
10	Inverted	Darstellung der Strömungsrichtung in Bezug auf die Nulllinie – hier „Inverted“, weil die sich vom Schallkopf weg bewegende Strömung oberhalb der Nulllinie dargestellt wird
11	CV2 cm/s	CV2 = Graustufigung des Frequenzspektrums; cm/s = Skala der Spektrumdarstellung, hier in cm/s , weil mit Winkelkorrektur gearbeitet wird (möglich wäre auch eine Skalierung in kHz)
12	Gain Pre/Pos	Verstärkung des PW-Dopplersignals (vor und nach Filterpassage)
13	SPTAd	siehe Punkt 1 (Kenngröße der Sendeleistung des Ultraschallgeräts bezogen auf den Farbdoppler)
14	MI	siehe Punkt 2 (Kenngröße der Sendeleistung des Ultraschallgeräts bezogen auf den Farbdoppler)
15	29 cm/s	virtueller Geschwindigkeitsbereich der Farbdarstellung (möglich wäre auch eine Skalierung in kHz)
16	Farbskala	Farbskala mit symmetrischer Nulllinienposition. Rote Kodierung: Strömung, die sich auf den Schallkopf zubewegt. Blaue Kodierung: Strömung, die sich vom Schallkopf wegbewegt. Grüner Balken: Varianzkodierung ist zugeschaltet.

Inhaltsübersicht

Grauer Teil: Grundlagen

- 1 Technische Grundlagen, apparative Voraussetzungen und Hämodynamik ▶ **10**

Grüner Teil: Fluss-Schemata und Fallstricke

- 2 Fluss-Schemata ▶ **46**
- 3 Fallstricke bei der Doppler- und Duplexsonografie ▶ **56**

Blauer Teil: Spezielle Gefäßregionen

- 4 Arterien der oberen und unteren Extremitäten ▶ **68**
- 5 Venen der oberen und unteren Extremitäten ▶ **130**
- 6 Abdominale Arterien ▶ **183**
- 7 Abdominale Venen ▶ **212**
- 8 Extrakranielle hirnversorgende Arterien ▶ **235**
- 9 Intrakranielle hirnversorgende Arterien ▶ **282**

Anhang: Befundungskriterien und Fallbeispiele

- 10 Inhaltliche Befundungskriterien einer dopplersonografischen Untersuchung ▶ **305**
- 11 Fallbeispiele ▶ **308**
- 12 Wichtige Links ▶ **330**

Checkliste Doppler- und Duplexsonografie

Herausgeber und Autoren
Helmut Kopp
Malte Ludwig

5., überarbeitete Auflage

384 Abbildungen

Georg Thieme Verlag
Stuttgart • New York

Ihre Meinung ist uns wichtig! Bitte schreiben Sie uns unter

www.thieme.de/service/feedback.html



© 2017 Georg Thieme Verlag KG
Rüdigerstr. 14
70469 Stuttgart
Deutschland
www.thieme.de

Printed in Italy

1. Auflage 1999
2. Auflage 2001
3. Auflage 2007
4. Auflage 2012

Zeichnungen: Gay + Rothenburger, Sternenfels, Angelika Kramer, Stuttgart
Umschlaggestaltung: Thieme Konzeption
Umschlagfoto: Studio Nordbahnhof, Stuttgart
Satz: Druckhaus Götz GmbH, Ludwigsburg
Druck: LEGO S.p.A, in Lavis (TN)

DOI 10.1055/b-001-2169

ISBN 978-3-13-110935-4

1 2 3 4 5 6

Auch erhältlich als E-Book:
eISBN (PDF) 978-3-13-153115-5
eISBN (epub) 978-3-13-220985-5

Wichtiger Hinweis: Wie jede Wissenschaft ist die Medizin ständigen Entwicklungen unterworfen. Forschung und klinische Erfahrung erweitern unsere Erkenntnisse, insbesondere was Behandlung und medikamentöse Therapie anbelangt. Soweit in diesem Werk eine Dosierung oder eine Applikation erwähnt wird, darf der Leser zwar darauf vertrauen, dass Autoren, Herausgeber und Verlag große Sorgfalt darauf verwandt haben, dass diese Angabe **dem Wissensstand bei Fertigstellung des Werkes** entspricht.

Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag jedoch keine Gewähr übernommen werden. **Jeder Benutzer ist angehalten**, durch sorgfältige Prüfung der Beipackzettel der verwendeten Präparate und gegebenenfalls nach Konsultation eines Spezialisten festzustellen, ob die dort gegebene Empfehlung für Dosierungen oder die Beachtung von Kontraindikationen gegenüber der Angabe in diesem Buch abweicht. Eine solche Prüfung ist besonders wichtig bei selten verwendeten Präparaten oder solchen, die neu auf den Markt gebracht worden sind. **Jede Dosierung oder Applikation erfolgt auf eigene Gefahr des Benutzers.** Autoren und Verlag appellieren an jeden Benutzer, ihm etwa auffallende Ungenauigkeiten dem Verlag mitzuteilen.

Geschützte Warennamen (Warenzeichen ®) werden nicht immer besonders kenntlich gemacht. Aus dem Fehlen eines solchen Hinweises kann also nicht geschlossen werden, dass es sich um einen freien Warennamen handelt.

Das Werk, einschließlich aller seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwendung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen oder die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

Vorwort

„Die lohnendsten Forschungen sind diejenigen, welche, indem sie den Denker erfreuen, zugleich der Menschheit nützen“.

Johann Christian Doppler (1803 – 1853)

Hätte Johann Christian Doppler die überragende Bedeutung seiner Entdeckung für die medizinische Diagnostik jemals erleben können, so wäre er aus dem Staunen nicht mehr herausgekommen.

Die Doppler- und Duplexsonografie sind nach wie vor die elementaren Grundlagen der gefäßmedizinischen Diagnostik. Sie liefern nicht nur präzise Informationen über Morphologie und Lokalisation von Gefäßveränderungen, sondern auch über deren hämodynamische Relevanz.

Diese Checkliste ist entstanden auf der Basis langjähriger Tätigkeit der Autoren sowohl als zertifizierte Stufe-3-DEGUM-Kursleiter für Doppler- und Duplexsonografie als auch in Klinik und Praxis. Der Anfänger erhält exakte Hinweise zur Geräteeinstellung sowie zur praktischen Durchführung der Untersuchung. Der fortgeschrittene Anwender findet detaillierte Angaben auch zu selteneren Krankheitsbildern, wie z. B. der Mesenterialarterienstenose. Wie auch in den vorherigen Auflagen wurde großer Wert auf die Besprechung der wichtigsten Fehlerquellen und die häufigsten Fallstricke gelegt.

Zu allen Krankheitsbildern finden sich leitliniengerechte Hinweise zur weiterführenden Diagnostik sowie zum therapeutischen Vorgehen. In der nun 5. Auflage wurde das Buch vollständig überarbeitet und dem aktuellen Wissensstand angepasst. Zahlreiche Abbildungen wurden aktualisiert oder zusätzlich eingebracht.

Auch das beste Ultraschallbuch ist nur so gut wie sein Anwender. Daher möchten wir dem Leser auch mit dieser 5. Auflage der Checkliste möglichst umfassende praktische und zielführende Hilfestellungen in der vaskulären Ultraschalldiagnostik an die Hand geben.

Mainz und Tutzing, im September 2016

Helmut Kopp
Malte Ludwig

Anschriften

Dr. med. Helmut **Kopp**
Praxis für Gefäßmedizin
Wallstr. 3
55122 Mainz
angiomainz@t-online.de

Prof. Dr. med. Malte **Ludwig**
Chefarzt Innere Medizin
Leiter Gefäßzentrum
Benedictus Krankenhaus Tutzing
Bahnhofstr. 5
82327 Tutzing
m.ludwig@krankenhaus-tutzing.de

Inhaltsverzeichnis

Grauer Teil: Grundlagen

- 1 Technische Grundlagen, apparative Voraussetzungen und Hämodynamik ▶ 10**
 - 1.1 Entstehung und Ausbreitung von Ultraschallwellen ▶ 10
 - 1.2 Zweidimensionaler Ultraschall ▶ 11
 - 1.3 Dopplersonografie ▶ 16
 - 1.4 Duplexsonografie ▶ 27
 - 1.5 B-Flow ▶ 28
 - 1.6 Kontrastmittel-Sonografie ▶ 29
 - 1.7 Sonografie in 3D bzw. 4D ▶ 32
 - 1.8 Geräteeinstellung ▶ 34
 - 1.9 Artefakte ▶ 37
 - 1.10 Arterielle Hämodynamik ▶ 43

Grüner Teil: Fluss-Schemata und Fallstricke

- 2 Fluss-Schemata ▶ 46**
 - 2.1 Arterien der oberen und unteren Extremitäten ▶ 46
 - 2.2 Abdominale Arterien ▶ 48
 - 2.3 Venen der oberen und unteren Extremitäten ▶ 50
 - 2.4 Abdominale Venen ▶ 54
 - 2.5 Extrakranielle hirnversorgende Arterien ▶ 55
- 3 Fallstricke bei der Doppler- und Duplexsonografie ▶ 56**
 - 3.1 Allgemeine Fallstricke ▶ 56
 - 3.2 Spezielle Fallstricke ▶ 57

Blauer Teil: Spezielle Gefäßregionen

- 4 Arterien der oberen und unteren Extremitäten ▶ 68**
 - 4.1 Anatomie der Arterien der oberen Extremität ▶ 68
 - 4.2 Anatomie der Arterien der unteren Extremität ▶ 70
 - 4.3 Untersuchung der Arterien: Doppler-Druckmethode, Bestimmung des ankle-brachial-index (ABI) ▶ 72
 - 4.4 Untersuchung der peripheren Arterien mit der Stiftsonde ▶ 75
 - 4.5 Untersuchung der peripheren Arterien mit B-Bild ▶ 79
 - 4.6 Untersuchung peripherer Arterien mittels Duplexsonografie ▶ 84
 - 4.7 Normalbefund ▶ 88
 - 4.8 Periphere Arterienstenose ▶ 94
 - 4.9 Peripherer Arterienverschluss ▶ 107
 - 4.10 Mediasklerose ▶ 111
 - 4.11 Peripheres Arterienaneurysma ▶ 113
 - 4.12 Arteriendissektion ▶ 117

- 4.13 A.V.-Fistel, Shunt ▶ 120
- 4.14 Arterielle Kompressionssyndrome ▶ 125
- 4.15 Dokumentation ▶ 128
- 4.16 Fallbeispiele ▶ 129

- 5 Venen der oberen und unteren Extremitäten ▶ 130**
- 5.1 Anatomie der Venen der unteren Extremität ▶ 130
- 5.2 Anatomie der Venen der oberen Extremität ▶ 135
- 5.3 Übersicht sonografische Technik und Indikationen ▶ 137
- 5.4 Untersuchungsgang I – Frage nach Beinvenenthrombose ▶ 138
- 5.5 Untersuchungsgang II – Frage nach Armvenenthrombose ▶ 147
- 5.6 Untersuchungsgang III – Frage nach Klappeninsuffizienz ▶ 150
- 5.7 Normalbefund ▶ 156
- 5.8 Thrombose der V. femoralis superficialis ▶ 162
- 5.9 Thrombose der V. poplitea sowie der Unterschenkelvenen ▶ 167
- 5.10 Beckenvenenthrombose ▶ 169
- 5.11 Postthrombotisches Syndrom ▶ 172
- 5.12 Stamm- und Seitenastvarikose der V. saphena magna ▶ 174
- 5.13 Weitere pathologische Befunde ▶ 178
- 5.14 Dokumentation ▶ 181
- 5.15 Fallbeispiele ▶ 182

- 6 Abdominale Arterien ▶ 183**
- 6.1 Anatomie der abdominalen Arterien ▶ 183
- 6.2 Untersuchung abdominalen Arterien mit B-Bild ▶ 185
- 6.3 Abdominale Arterien/Duplexsonografie ▶ 186
- 6.4 Nierenarterienstenose ▶ 195
- 6.5 Stenose der A. mesenterica superior ▶ 198
- 6.6 Verschluss der A. iliaca externa ▶ 201
- 6.7 Aneurysma der Aorta abdominalis ▶ 203
- 6.8 Aortendissektion ▶ 206
- 6.9 Seltene Befunde abdominalen Arterien ▶ 210
- 6.10 Dokumentation ▶ 211

- 7 Abdominale Venen ▶ 212**
- 7.1 Anatomie der abdominalen Venen ▶ 212
- 7.2 Untersuchung abdominalen Venen mit B-Bild ▶ 214
- 7.3 Abdominale Venen/Duplexsonografie ▶ 215
- 7.4 Thrombose der V. cava inferior ▶ 226
- 7.5 Portale Hypertonie bei Leberzirrhose ▶ 228
- 7.6 Portale Hypertonie bei Pfortaderthrombose ▶ 231
- 7.7 Seltene Befunde bei Untersuchung abdominalen Venen ▶ 233
- 7.8 Dokumentation ▶ 233

- 8 Extrakranielle hirnversorgende Arterien ▶ 235**
- 8.1 Anatomie der extrakraniellen Arterien ▶ 235
- 8.2 Untersuchung extrakranieller Arterien mit Stiftsonde ▶ 238

- 8.3 Untersuchung der extrakraniellen Arterien mit B-Bild ▶ 244
- 8.4 Untersuchung extrakranieller Arterien mittels Duplexsonografie ▶ 247
- 8.5 Normalbefund ▶ 252
- 8.6 Stenosen im Karotisstromgebiet ▶ 257
- 8.7 Karotisverschluss ▶ 267
- 8.8 Stenose/Verschluss der A. subclavia ▶ 270
- 8.9 Stenosen und Verschlüsse der A. vertebralis ▶ 275
- 8.10 Karotidisdissektion ▶ 278
- 8.11 Glomustumor ▶ 279
- 8.12 Dokumentation ▶ 280

- 9 Intrakranielle hirnversorgende Arterien ▶ 282**
- 9.1 Anatomie der intrakraniellen Arterien ▶ 282
- 9.2 Intrakranielle Arterien/Dopplersonografie ▶ 284
- 9.3 Intrakranielle Arterien/Farbduplex ▶ 290
- 9.4 Normalbefund ▶ 292
- 9.5 Stenose der A. cerebri media ▶ 295
- 9.6 Stenose der A. basilaris ▶ 297
- 9.7 Sinus-cavernosus-Fistel ▶ 298
- 9.8 Mikroemboliesignale (MES) ▶ 301
- 9.9 Offenes Foramen ovale ▶ 302
- 9.10 Intrakranielle Arterien – seltene Befunde ▶ 302
- 9.11 Dokumentation ▶ 304

Anhang: Befundungskriterien und Fallbeispiele

- 10 Inhaltliche Befundungskriterien einer dopplersonografischen Untersuchung ▶ 305**

- 11 Fallbeispiele ▶ 308**
- 11.1 Fallbeispiel Arteriell 1 ▶ 308
- 11.2 Fallbeispiel Arteriell 2 ▶ 310
- 11.3 Fallbeispiel Arteriell 3 ▶ 312
- 11.4 Fallbeispiel Arteriell 4 ▶ 314
- 11.5 Fallbeispiel Arteriell 5 ▶ 316
- 11.6 Fallbeispiel Arteriell 6 ▶ 318
- 11.7 Fallbeispiel Venös 1 ▶ 320
- 11.8 Fallbeispiel Venös 2 ▶ 322
- 11.9 Fallbeispiel Venös 3 ▶ 324
- 11.10 Fallbeispiel Venös 4 ▶ 326
- 11.11 Fallbeispiel Venös 5 ▶ 328

- 12 Wichtige Links ▶ 330**

- Sachverzeichnis ▶ 331**

1 Technische Grundlagen, apparative Voraussetzungen und Hämodynamik

1.1 Entstehung und Ausbreitung von Ultraschallwellen

Grundlagen

- ▶ **Definition des Ultraschalls:** Longitudinale Druckpulswellen mit einer Frequenz zwischen 20.000 Hz und 1GHz werden als Ultraschall bezeichnet.
- ▶ **Größenordnung:** 1 Megahertz (MHz) entspricht 1 Million Schwingungen pro Sekunde. In der klinischen Diagnostik liegen die Frequenzen zwischen 2 und 10 MHz. Bei speziellen Einsatzgebieten wie intravaskulärem Ultraschall oder der Tumordiagnostik in der Dermatologie kommen Frequenzen bis 30 MHz zum Einsatz.

Kenngrößen von Ultraschallwellen

- ▶ **Wellenlänge Lambda (λ):** Räumlicher Abstand zweier benachbarter Maxima einer Sinusschwingung.
- ▶ **Frequenz (f):** Anzahl der Schwingungen pro Sekunde; $1/s = 1 \text{ Hz}$.
- ▶ **Periode:** Schwingungsdauer (in Sekunden).
- ▶ **Schallgeschwindigkeit (c):** Produkt aus Frequenz und Wellenlänge.
- ▶ **Schallintensität (I):** Amplitude der Auslenkung aus der Ruhelage. Einheit der Schallleistung in Ausbreitungsrichtung: mW/cm^2 .

Piezoelektrischer Effekt

- ▶ Beim **Anlegen einer Wechselfspannung an Keramikelemente** werden diese proportional zum Phasenwechsel der Spannung zu **pulsatilen Formänderungen** angeregt. Dieses Phänomen wird als **piezoelektrischer Effekt** bezeichnet. Die Frequenz der hierbei entstehenden Druckwellen liegt im Megahertz-Bereich. Umgekehrt können Ultraschallwellen beim Auftreffen auf Keramikkristalle diese wiederum in Schwingung versetzen und dadurch eine **elektrische Spannung** induzieren. Abhängig vom Schallwandler (S.13) wird das Schallfeld durch einen Einzelkristall oder linear nebeneinander angeordnete Kristalle erzeugt.

Ausbreitung von Ultraschall im Gewebe

- ▶ **Schallausbreitungsgeschwindigkeit:** Sie ist in verschiedenen Körpergeweben nahezu gleich und beträgt ca. 1540 m/s. Eine Ausnahme ist Knochengewebe, hier beträgt die Ausbreitungsgeschwindigkeit 3 500 m/s.
- ▶ **Physikalische Effekte:** Ultraschallwellen sind im Gewebe im Wesentlichen den folgenden vier physikalischen Effekten unterworfen:
 - **Reflexion** (Abb. 1.1a):
 - Reflexion ist definiert als Umkehr der Ausbreitungsrichtung von Schallwellen an einer Grenzfläche. Einfallswinkel und Ausfallswinkel des Schallstrahls sind gleich. Bedingung für die Reflexion von Schallwellen ist eine Dicke der Grenzschicht bzw. des anderen Mediums von mindestens einer Wellenlänge. Weitere Voraussetzung ist eine unterschiedliche Impedanz der Gewebe.
 - Akustische Impedanz: Schallwellenwiderstand; Materialkonstante, die sich als Produkt aus Schallausbreitungsgeschwindigkeit und Dichte des Mediums errechnet. Große Impedanzunterschiede haben eine überwiegende Reflexion der Schallenergie zur Folge, nur ein kleiner Teil erfährt eine Transmission (z. B. an der Grenzfläche Weichteilgewebe/Luft in der Lunge). Treffen Ultraschallwellen auf knöcherne Strukturen, resultiert wegen des deutlichen Impedanzunterschiedes eine überwiegende Reflexion; der kleine, transmittierte Anteil erfährt im Knochen eine starke Abschwächung durch hohe Absorption. Eine Abbildung

von Strukturen, die im Schallschatten eines Knochens liegen, ist daher nicht möglich.

- **Transmission** (Abb. 1.1c): Bei der Transmission werden Grenzflächen von Schallwellen durchdrungen. Die Transmission ist mit einer Abweichung von der geradlinigen Ausbreitung der Schallwellen verbunden. Dieses Phänomen wird als Beugung bezeichnet.
- **Streuung** (Abb. 1.1b): Treffen Schallwellen auf Strukturen, die *kleiner* als eine Wellenlänge sind, kommt es zu einer Ablenkung der Schallwellen in sämtliche Raumrichtungen. An den korpuskulären Elementen des Blutes kommt es zu einer kompletten Streuung. Die nach Streuung an den Erythrozyten wieder den Schallwandler erreichenden Signale sind im Gegensatz zu reflektierten Gewebeschos von sehr geringer Intensität.
- **Absorption**: Umwandlung von Schallenergie in Wärme. Neben Streuung und Reflexion ist die Absorption die hauptsächliche Ursache der Schallintensitätsminderung im Gewebe. Mit zunehmender Laufstrecke nimmt die Intensität des Schallimpulses exponentiell ab. Der Absorptionskoeffizient ist gewebespezifisch und liegt im Körpergewebe zwischen 0,6 und 1,5 dB/MHz · cm (Tab. 1.1). Weiterhin ist das Absorptionsverhalten frequenzabhängig: Bei hohen Frequenzen ist in gleicher Tiefe der Energieverlust stärker als bei niedrigen Frequenzen.

Tab. 1.1 • Akustische Impedanz und Absorptionskoeffizient in verschiedenen Geweben

Gewebe	akustische Impedanz ($10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$)	Absorptionskoeffizient (dB/MHz · cm)
Blut	1,61	0,2
Wasser	1,48	0,002
Weichteilgewebe	1,63	0,7
Knochen	7,80	10,0
Luft	0,0004	
Muskulatur	1,64 – 1,74	1,5

1.2 Zweidimensionaler Ultraschall

Puls-Echo-Prinzip

- ▶ **Vorbemerkung**: Das Puls-Echo-Prinzip ist die Grundlage jeder Bildgebung mit Ultraschall.
- ▶ **Prinzip**: Ein kurzer Schallimpuls (Dauer 1 – 2 Perioden, ca. 0,3 – 0,6 μs) wird in das Gewebe eingestrahlt. Die in den Körpergeweben nahezu gleiche Schallausbreitungsgeschwindigkeit ermöglicht über die Laufzeit der Schallimpulse eine exakte Tiefenlokalisation der Reflektoren. Vor Aussenden des nächsten Impulses muss das Eintreffen des aus der gewählten maximalen Tiefe stammenden Echos abgewartet werden.
- ▶ **Puls-Echo-Zyklus**: Abfolge von Impulsaussendung, Reflexion und Empfangen der Echos entlang eines Schallstrahls.
- ▶ **Darstellung**: Die Darstellung der reflektierten Echos kann auf unterschiedliche Weise erfolgen: *A-Mode* (Amplituden-Mode), *M-Mode* (Time-motion-Technik), oder *B-Mode* (Brightness-Mode). A-Mode und M-Mode sind in der angiologischen Diagnostik von untergeordneter Bedeutung und werden daher nicht weiter besprochen.
- ▶ **B-Mode**: Entsprechend der Intensität der reflektierten Signale erfolgt auf der jeweiligen Ultraschalllinie eine Zuordnung von verschiedenen Helligkeitsstufen

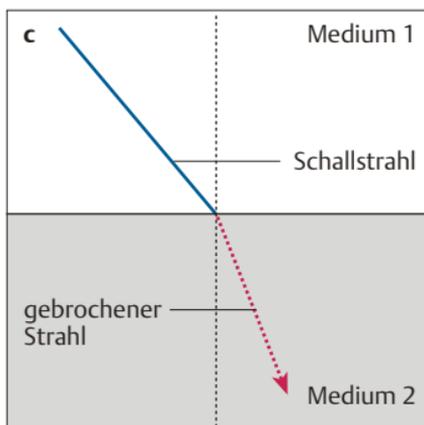
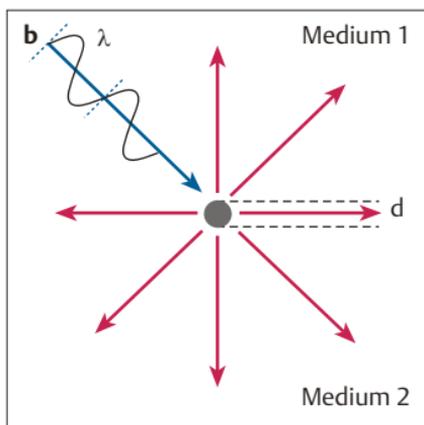
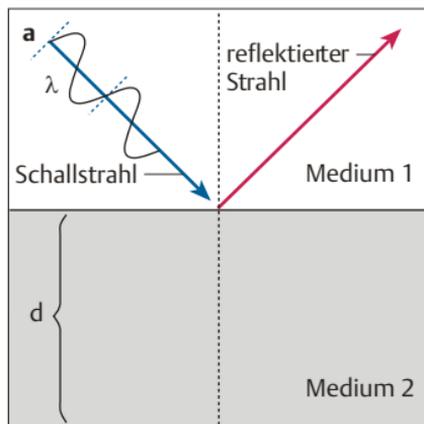


Abb. 1.1 •

a) Reflexion: λ kleiner als die Dicke der Grenzschicht bzw. des zweiten Mediums;
 b) Streuung: λ größer als die Dicke der Grenzschicht bzw. des zweiten Mediums;
 c) Transmission und Brechung: Die Grenzschicht wird von einer Schallwelle durchdrungen. Bei unterschiedlicher Ausbreitungsgeschwindigkeit in den beiden Medien kommt es zur Änderung der Ausbreitungsrichtung

(B-Mode = Brightness-Mode). Dazu stehen in der Regel 64 – 128 Graustufen zur Verfügung. Das zweidimensionale Ultraschall-Schnittbild setzt sich aus 64 – 256 nebeneinander liegenden Ultraschalllinien zusammen. In Abhängigkeit von der Arbeitsfrequenz des Schallkopfes beträgt die Liniendichte 5 – 20/cm.

Auflösung

- ▶ **Definition:** Auflösungsvermögen ist die Fähigkeit eines Ultraschallsystems, zwei getrennte Gewebestrukturen auch im Ultraschallbild unterscheiden zu können. Das Auflösungsvermögen ist *abhängig von der Schallfrequenz* (Tab. 1.2): Mit hohen Frequenzen ist ein besseres Auflösungsvermögen zu erzielen als mit niedrigen.
- ▶ **Axiales Auflösungsvermögen** ist definiert als Auflösungsvermögen in Schallausbreitungsrichtung. Es ist nur von der Länge der zur Bilderzeugung verwendeten Schallimpulse abhängig und im Nah- und Fernbereich des Schallfeldes gleich. Das axiale Auflösungsvermögen ist besser als das laterale und beträgt das 1 – 1,5-fache der Wellenlänge der Arbeitsfrequenz. Bei einer Frequenz von 7,5 MHz liegt die axiale Auflösung bei ca. 0,2 – 0,3 mm.
- ▶ **Laterales Auflösungsvermögen:** Es beschreibt die Fähigkeit, zwei senkrecht zur Schallausbreitungsrichtung nebeneinander liegende Strukturen auch als getrennte Punkte abbilden zu können. Grundsätzlich ist das laterale Auflösungsvermögen schlechter als das axiale. Neben der Sendefrequenz ist es von der Schallfeldgeometrie sowie von Anzahl und Lage der Fokuszonen abhängig. Im Gegensatz zur axialen Auflösung wird die laterale Auflösung mit zunehmender Eindringtiefe schlechter. Bei einer Frequenz von 7,5 MHz beträgt bei einem elektronischen Linearschallkopf in einer Abbildungstiefe von 3 – 4 cm das laterale Auflösungsvermögen ca. 0,5 – 0,7 mm.

Tab. 1.2 • Das Auflösungsvermögen ist abhängig von der Wellenlänge des Ultraschalls. Bei hohen Schallfrequenzen und den damit verbundenen kleinen Wellenlängen sind axiales und laterales Auflösungsvermögen besser als bei niedrigen Schallfrequenzen.

Schallfrequenz (MHz)	Wellenlänge (mm)
3,5	0,44
5,6	0,31
7,5	0,21
10	0,15

Schallwandler

- ▶ **Schallkopftypen (syn. Transducer):**
 - **Linearscanner** (Abb. 1.2a):
 - Parallele Abtastung des Gewebes in Zeilen durch lineare Anordnung von bis zu 512 Wandlerelementen; dadurch viereckiges Schnittbild.
 - Vorteil: Im Nah- und Fernfeld gute Auflösung.
 - Nachteil: Große Auflagefläche, erschwerend z. B. bei kurzem Hals.
 - **Konvexscanner** (syn. Curved-array-Scanner) (Abb. 1.2c):
 - Funktionsprinzip linear wie Linearscanner, aber die Wandlerelemente sind auf der konvexen Auflagefläche angeordnet. Dadurch breites Schallfeld in der Tiefe bei kleiner Auflagefläche.
 - Nachteil: Begrenztes Auflösungsvermögen in größerer Tiefe.
 - **Sektorscanner** (Abb. 1.2b):
 - Drehung der Wandlerelemente (mechanisch), dadurch radiale Schallausbreitung.
 - Bei elektronischen Systemen phasenverschobene Anregung der Elemente (Phased-array-Scanner).
 - Sektorförmiges Schnittbild.
 - Vorteil: Kleine Auflagefläche bei großem Bildausschnitt, daher gut geeignet in der Tiefe (zwischen Rippen etc.).

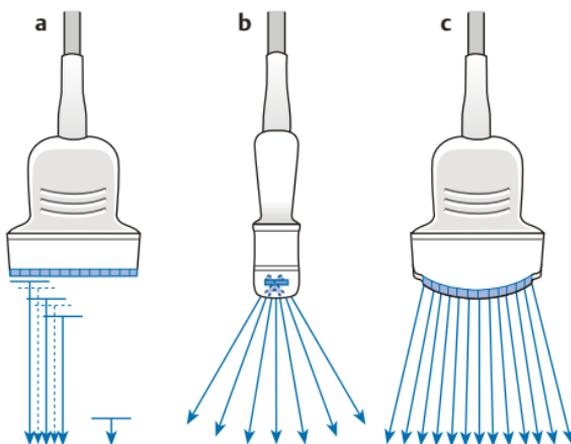


Abb. 1.2 • Schallkopftypen.

- a) Lineararray
- b) Sektorarray
- c) Konvexarray

► Mechanische Systeme:

- Es handelt sich entweder um Einkristall-Schallköpfe oder Annular-array-Schallköpfe mit ringförmig angeordneten Piezoelementen.
- Das Schallfeld wird durch oszillierende Bewegung des Kristalls erzeugt und ist sektorförmig.
- Bei aktuellen Ultraschallsystemen nicht mehr gebräuchlich.

► Elektronische Schallköpfe:

- Hier sind mehrere Piezoelemente nebeneinander angeordnet. Abhängig vom Schallkopftyp liegt die Zahl der Kristalle zwischen 64 und 256.
- Bei elektronischen Schallköpfen besteht die Möglichkeit eines Simultanbetriebs von B-Bild und Dopplermodus. Häufig kann der gleiche Schallkopf sowohl im B-Bild als auch im Dopplermodus mit unterschiedlichen Arbeitsfrequenzen betrieben werden.
- Beim Phased-array-Schallkopf sind die Piezoelemente wie beim Linear-Schallkopf geradlinig nebeneinander angeordnet. Durch zeitlich versetzte Anregung der Kristalle ist die Ausrichtung der Wellenfront jedoch variierbar (sektorförmige Schallfeldgeometrie). Im Unterschied zum Linear-array-Prinzip sind bei der Phased-array-Sonde alle Kristalle am Aufbau jeder einzelnen Bildlinie beteiligt.
- Bei elektronischen Lineararray-Schallköpfen zur Gefäßdiagnostik ist derzeit eine Strömungsmessung nur im PW-Dopplermodus möglich.
- Bei Lineararray-Schallköpfen ist durch zeitlich versetzte Anregung der Piezoelemente eine elektronische Anwinkelung des Dopplermessstrahles bzw. der Farbbox zur flächenhaften Strömungsdetektion möglich.

Fokussierung

- **Definition:** Als Fokuszone wird im Schallfeld die Region mit der höchsten lateralen Auflösung bezeichnet.
- **Prinzip:** Für jeden Puls-Echo-Zyklus existiert nur eine Fokuszone in einer bestimmten Tiefe. Bei Anwendung mehrerer Fokuszonen muss daher pro Ultraschalllinie eine entsprechende Anzahl von Puls-Echo-Zyklen abgegeben werden. Die Dauer des Bildaufbaus wird dadurch verlängert. In der Regel können im B-Bild maximal 6 Fokuszonen gleichzeitig angesteuert werden.
- **Fokussierung bei elektronischen Schallköpfen:** Sowohl Position als auch Anzahl der Fokuszonen können variiert werden. Die Möglichkeit der Platzierung einer Fokuszone in einer bestimmten Tiefe bezieht sich auf die Richtung parallel zum Schallfeld. Bei dem neuen Verfahren der dynamischen Sendefokussierung (Dynamic Trans mit Fokus) werden mehrere Fokuszonen im Schallfeld hintereinander platziert. Die Fo-

kussierung senkrecht zur Ausrichtung des Schallfeldes erfolgt über eine akustische Linse und ist nicht variierbar (sog. Schichtdickenauflösung).

- ▶ **Fokussierung bei mechanischen Schallköpfen:** Bei Einelement-Schallköpfen ist der Abstand zwischen Schallkopf und Fokuszzone fest vorgegeben. Position und Anzahl der Fokuszonen sind nicht variierbar. Bei Annular-array-Schallköpfen kann die Lage der Fokuszzone verändert werden.

Signalverarbeitung

- ▶ **Preprocessing:** Elektronische Verzögerung und Integration der empfangenen Signale zur Verbesserung der Bildqualität und Auflösung.
- ▶ **Postprocessing:** Veränderung der Graustufen gespeicherter Signale zur Kontrastverstärkung.
- ▶ **Tiefenausgleich:** Ausgleich der Absorptionseffekte im Gewebe durch Verstärkung der später eintreffenden Signale, sog. TGC bzw. time-gain-compensation (S.34).
- ▶ **Gain (S.34):** Gesamtverstärkung aller rücklaufenden Signale, sollte mit der Sendeleistung abgestimmt werden.

Schallintensität

- ▶ **Definition:** Kennzeichnet die vom Ultraschallgerät abgegebene Leistung pro Fläche (Einheit: mW/cm²).
- ▶ **Häufige von Geräteherstellern angegebene Schallintensitäten:**
 - ISPTA = örtlicher Spitzenwert der zeitlich gemittelten Intensität, Spatial peak temporal average (häufigster angegebener Wert).
 - ISPTP = Spitzenwert des zeitlichen Intensitätsmaximums, Spatial peak temporal peak.
 - ISATA = örtlicher Mittelwert der zeitlich gemittelten Intensität, bezogen auf die Querschnittsfläche des Ultraschallstrahls.
- ▶ **Die Schallintensität nimmt zu**
 - Proportional zum Quadrat der Schallkopfmittenfrequenz.
 - Bei vermehrter Energieabgabe.
 - Bei stärkerer Fokussierung des Schallstrahls.
 - Bei Verlängerungen des abgegebenen Schallwellenimpulses sowie Erhöhung der Pulsrepetitionsfrequenz (PW-Doppler, Farbkodierung). Bei gleichem Schalldruck ist somit die Schallintensität im PW-Doppler sowie im Farbdopplermodus wesentlich höher als im B-Bild-Modus.

Mechanischer Index (MI)

- ▶ **Definition:** Quotient aus der negativen Druckamplitude und der Quadratwurzel der Mittenfrequenz des Ultraschallpulses.

$$MI = \frac{\text{negativer Spitzendruck}}{\sqrt{\text{Frequenz}}}$$

- ▶ Der MI ist eine dimensionslose Größe. Laut Online Display Standard (ODS) des AIUM (American Institute of Ultrasound) ist die Angabe des MI im Ultraschallbild Pflicht.
- ▶ Je höher der mechanische Index, desto wahrscheinlicher ist das Auftreten von Kavitationen im Gewebe.
- ▶ **Kavitation:** Bezeichnet die Ausbildung von Blasen und Hohlräumen in flüssigen Medien sowie deren Kollaps. Kavitationsblasen können in der Unterdruckphase einer Ultraschallwelle entstehen. Formen:
 - *Instabile Kavitationen:* Hier kommt es zum Kollaps der Kavitationsblase in der Kompressionsphase der Schallwelle. Dies ist verbunden mit hoher Energiefreisetzung und möglicher Schädigung des Gewebes.

1.3 Dopplersonografie

- **Stabile Kavitationen:** Der Innendruck der Blase entspricht dem hydrostatischen Druck plus der Oberflächenspannung. Diese Blasen schwingen um ihren Gleichgewichtszustand ohne Auftreten eines Kollapses.

► Auftreten von Kavitationen:

- Abhängig vom Unterschreiten eines Schwellenwertes der negativen Druckamplitude. Die Kavitationsschwelle ist abhängig von physikalischen Eigenschaften des Gewebes, vom Gasgehalt (Kontrastmittel) sowie der Charakteristik des Schallimpulses (Frequenz, Pulsdauer, PRF).
- Nach derzeitiger Kenntnis ist bei einem $MI < 0,7$ nicht mit dem Auftreten von Kavitationen zu rechnen.
- Es gibt jedoch Hinweise darauf, dass bei Anwendung von Ultraschall-Kontrastmitteln die Kavitationsschwelle bei einem MI bereits deutlich $< 0,7$ liegen kann.

Thermischer Index (TI)

- **Definition:** Quotient aus der aktuellen Ultraschall-Sendeleistung in Watt und der erforderlichen Ultraschall-Leistung zur Erzielung einer Temperaturerhöhung von 1°C (dimensionslose Größe).

► Formen:

- **TIS = thermal index soft tissue:** Index für Weichteilgewebe.
- **TIC = thermal index calcified tissue:** Index für kalzifizierten, schallkopfnahen Knochen, z. B. bei transkranieller Untersuchung.
- **TIB = thermal index bone:** Index bei fetaler Skelettuntersuchung.

Tissue Harmonic Imaging (THI)

► Prinzip:

- Die Ausbreitung eines Schallimpulses im Gewebe ist mit einem Wechsel von Überdruck- und Unterdruckzonen verbunden. In komprimiertem Gewebe erfolgt die Schallausbreitung schneller als in dekomprimiertem. Die daraus resultierende Deformierung der Schallwelle führt zu sog. harmonischen Schwingungen, also Schwingungen mit dem 2-, 3- und Vielfachen der Grundfrequenz. Die Schallkeulen dieser harmonischen Schwingungen sind deutlich schmaler als die Schallkeule der Ausgangsfrequenz. Ergebnis ist eine verbesserte laterale Auflösung.
- Die Trennung der harmonischen Schwingungen von der Grundfrequenz erfolgt mit der Phaseninversionstechnik. Im Anschluss an einen Schallimpuls wird der folgende Impuls mit einer Phasenverschiebung von 180° ins Gewebe eingestrahlt. Die beiden rücklaufenden Signale werden überlagert. Hierdurch wird eine Unterdrückung der Grundfrequenz sowie der ungeraden harmonischen Schwingungen erzielt, während die geraden harmonischen Signalanteile verstärkt werden.
- Die niedrigen Amplituden der harmonischen Schwingungen werden mit zunehmender Eindringtiefe höher, sodass die THI-Technik in größerer Tiefe verstärkt wirksam wird.

- **Vorteil:** Deutliche Verbesserung der lateralen Auflösung von Ultraschallbildern (Abb. 1.3).

1.3 Dopplersonografie

Grundlagen

- **Prinzip:** Werden mechanische oder elektromagnetische Wellen an einer sich bewegend Struktur reflektiert, weisen auftreffende und reflektierte Wellen eine unterschiedliche Frequenz auf. Bewegt sich der Reflektor auf den Schallwandler zu, so ist die Frequenz der reflektierten Welle höher als die Sendefrequenz (Abb. 1.4b). Entfernt sich der Reflektor dagegen vom Schallwandler, ist die Frequenz der reflektierten Welle niedriger als die Sendefrequenz (Abb. 1.4c).

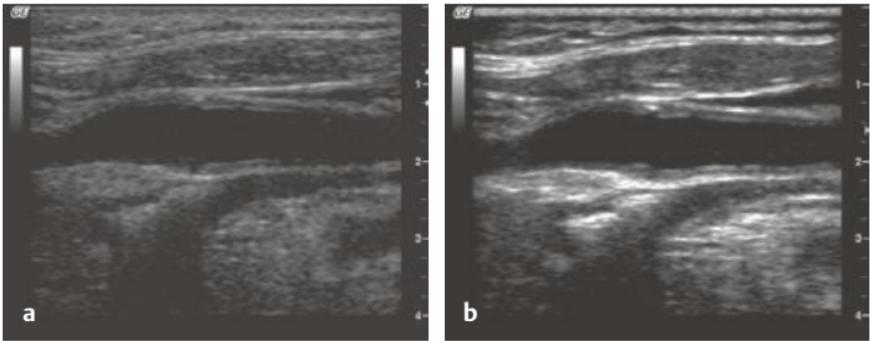


Abb. 1.3 • a und b
a) ohne THI, b) mit THI

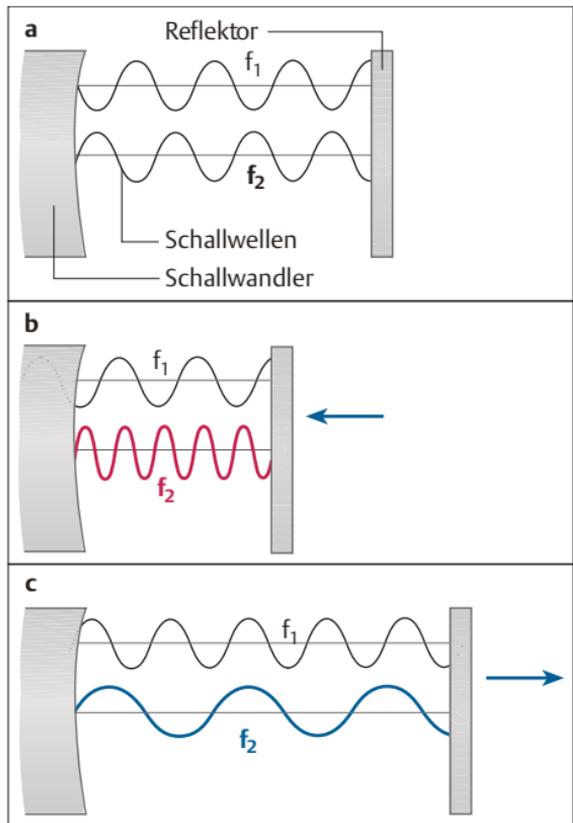


Abb. 1.4 • a – c
Dopplerprinzip; f_1 = Sendefrequenz, f_2 = empfangene Frequenz.

- a) Reflektor ortskonstant: $f_2 = f_1$;
b) Reflektor bewegt sich auf den Schallwandler zu: $f_2 > f_1$;
c) Reflektor bewegt sich vom Schallwandler weg: $f_2 < f_1$

► **Frequenzverschiebung oder Doppler-Shift** (Abb. 1.5): Die Differenz zwischen Sendefrequenz und empfangener Frequenz wird als Frequenzverschiebung oder Doppler-Shift (Δf) bezeichnet.

- Die Dopplergleichung beschreibt die Abhängigkeit der Frequenzverschiebung Δf von der Sendefrequenz f , von der Strömungsgeschwindigkeit des Blutes v , von der Schallausbreitungsgeschwindigkeit c , sowie vom Cosinus des Winkels, mit dem der Schallstrahl auf das Blutgefäß trifft. Konstant sind die jeweilige Sendefrequenz f und die Schallausbreitungsgeschwindigkeit c .

1.3 Dopplersonografie

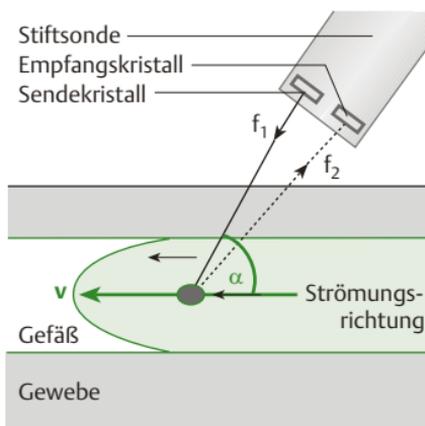


Abb. 1.5 • Schematische Darstellung des Dopplereffektes. Der sich mit einer bestimmten Geschwindigkeit von der Dopplersonde (CW-Doppler) fortbewegende Erythrozyt wird unter einem Winkel α vom Ultraschallstrahl mit einer Frequenz von $f_1 = 4,0$ MHz getroffen. Die Frequenz des nach Reflexion empfangenen Schallstrahles beträgt $f_2 = 3,998$ MHz. Die Dopplerfrequenzverschiebung (Dopplershift) beträgt $f_1 - f_2 = \Delta f = 2$ KHz

frequenz und die Schallausbreitungsgeschwindigkeit im Gewebe (1540 m/s = mittlerer Geschwindigkeitswert für Weichteilgewebe).

- Ist neben der gemessenen Frequenzverschiebung auch der Winkel zwischen Schallstrahl und Gefäßachse bekannt, kann die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes berechnet werden.

$$\text{Dopplergleichung } \Delta f = \frac{2f \cdot v \cdot \cos\alpha}{c}$$

► **Beurteilung:**

- Strömung, die sich auf die Sonde zu bewegt, führt zu einer Erhöhung der reflektierten Frequenz, Strömung in entgegengesetzter Richtung dagegen zu einer Frequenzerniedrigung. So ist eine Richtungserkennung möglich, es erfolgt eine Kennzeichnung der Frequenzverschiebung mit + oder -.
- Entsprechend der Cosinus-Funktion ist bei gleicher Strömungsgeschwindigkeit die Frequenzverschiebung Δf umso höher, je flacher der Einfallswinkel des Schallstrahls ist. Theoretisch kann bei senkrecht auftreffendem Schallstrahl keine Frequenzverschiebung zustande kommen ($\cos 90^\circ = 0$). Wegen Divergenz des Schallstrahls mit zunehmender Entfernung vom Entstehungsort kann jedoch auch bei relativ steil aufgesetzter Sonde, z. B. bei Untersuchung der A. tibialis posterior am Innenknöchel, noch ein Dopplersignal registriert werden (Abb. 1.6).

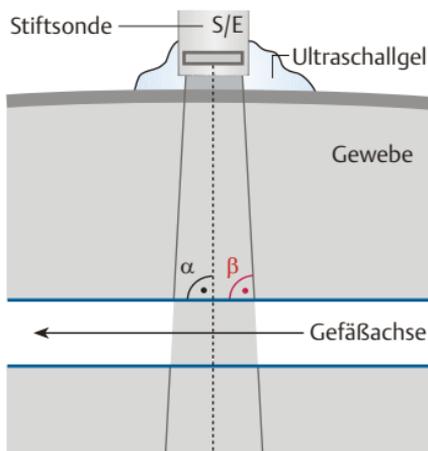
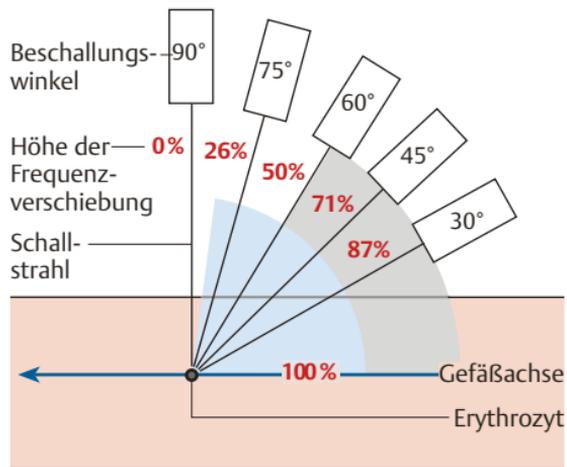


Abb. 1.6 • Divergenz des Schallstrahls mit zunehmender Tiefe. S/E = Sende- und Empfangselement. $\alpha = 90^\circ$; $\beta < 90^\circ$. Im Randbereich des Schallstrahls beträgt der Winkel zwischen Gefäßachse und Dopplermessstrahl nicht mehr 90° , somit ist die Bedingung für das Zustandekommen einer Frequenzverschiebung gegeben. Ein so gewonnenes Signal ist zur formalanalytischen Beurteilung jedoch nicht geeignet

- Die theoretisch günstigste Bedingung für die Ableitung eines Strömungssignals wäre ein Winkel von 0° zwischen Gefäßachse und Schallstrahl, denn $\cos 0^\circ = 1$. Mit zunehmend steilerem Winkel vergrößert sich die Abweichung der gemessenen von der unter Optimalbedingung ableitbaren Frequenzverschiebung. Bei Kenntnis des Winkels kann zwar prinzipiell aus jedem Dopplersignal die zugrunde liegende Strömungsgeschwindigkeit errechnet werden, es sollte jedoch darauf geachtet werden, dass das Signal bereits unter einem günstigen Winkel gewonnen wird. In der täglichen Routine sind sehr flache Winkel häufig nicht zu erzielen. Ein Winkel von $30 - 60^\circ$ zwischen Schallstrahl und Gefäßachse sollte angestrebt werden.
- Ein unter steilem Winkel abgeleitetes Signal kann zur Bestimmung des systolischen Perfusionsdrucks ausreichend sein, ist aber zur formanalytischen Bewertung ungeeignet. Eine form- und frequenzanalytische Bewertung sollte nur erfolgen, wenn der Winkel zwischen Schallstrahl und Gefäßachse 60° nicht überschreitet (Abb. 1.7).

Abb. 1.7 • Winkelabhängigkeit der Frequenzverschiebung. Beschallungswinkel = Winkel zwischen Gefäßachse und Schallstrahl. Nur Signale, die aus dem schraffierten Winkelbereich abgeleitet werden, sind für eine form- und frequenzanalytische Bewertung geeignet. Signale, die aus dem blau markierten Bereich stammen, können zur Bestimmung des systolischen Perfusionsdrucks herangezogen werden



Dopplerverfahren

► CW-Doppler (CW = continuous wave) (Abb. 1.8):

- Der CW-Doppler arbeitet im kontinuierlichen Sende- und Empfangsbetrieb und benötigt daher zwei Kristalle.
- Aufgrund seines Betriebsmodus hat er keine Tiefenselektivität. Sämtliche vom Schallstrahl getroffenen Reflektoren, die eine Frequenzverschiebung bewirken, tragen zum Dopplersignal bei.
- Bei Beschallung einer Arterie mit dahinter liegender Begleitvene stellt das Dopplersignal die Summe aus arterieller und venöser Strömungsinformation dar.
- Dem Nachteil der fehlenden Tiefenselektivität steht der Vorteil einer korrekten Erfassung auch sehr hoher Geschwindigkeiten gegenüber, da die Strömungsinformation beim CW-Doppler keinem Alias-Phänomen (S. 21) unterworfen ist.

► PW-Doppler (PW = pulsed wave):

- Der PW-Doppler arbeitet mit einem einzigen Kristall, welcher sich abwechselnd im Sende- und Empfangsbetrieb befindet.
- Entsprechend der Zeitverzögerung zwischen Aussenden eines Wellenpaketes und Umschalten auf Empfang kann über die Laufzeit des Ultraschalls eine Tiefenzuordnung der Strömungsinformation erfolgen.

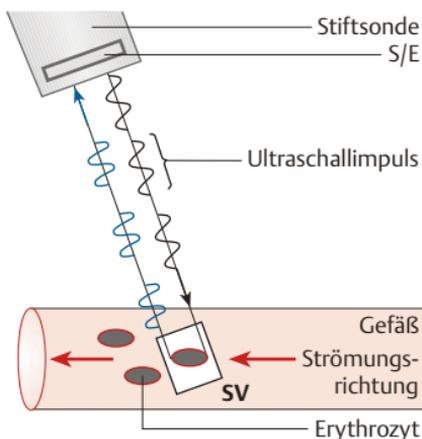


Abb. 1.8 • Prinzip des PW-Dopplers. S/E = Sende- und Empfangselement. Die Strömungsinformation wird aus einer räumlich abgegrenzten Region (SV = Sample volume) empfangen, die sich in einer bestimmten Tiefe befindet

- Vor Aussendung des nächsten Schallimpulses muss das Eintreffen der reflektierten Echos des ersten Impulses abgewartet werden, da sonst eine Tiefenzuordnung nicht möglich ist.
- Liegt die Empfangsregion in großer Tiefe, muss eine entsprechend längere Zeitverzögerung zwischen Sende- und Empfangsbetrieb gewählt werden. Die Anzahl der Schallimpulse pro Zeiteinheit wird geringer, die *Pulsrepetitionsfrequenz* (= *pulse repetition frequency*, PRF) erniedrigt sich.
- *Sample volume* (SV): Dieser Begriff bezeichnet die räumliche Ausdehnung der Empfangsregion. Synonyma: Messvolumen, Informationsvolumen. Im PW-Betrieb kann neben der Empfangstiefe auch die Ausdehnung der Region, aus welcher die Strömungsinformation stammt, variiert werden.
- *Nyquist-Grenze*: Dem Vorteil der Tiefenselektivität des PW-Dopplers steht die Begrenzung der korrekt erfassbaren Maximalgeschwindigkeit entgegen. Sie entspricht bei symmetrischer Skalierung für die positive und negative Richtung jeweils der Hälfte der Pulsrepetitionsfrequenz und wird als Nyquist-Grenze oder Nyquist-Limit bezeichnet ($\text{Nyquist-Grenze} = \text{PRF}/2$).
- Bei einer Pulsrepetitionsfrequenz von 5000/s beträgt die Nyquist-Grenze $\pm 2500 \text{ Hz}$ bzw. $\pm 2,5 \text{ KHz}$. Durch Verschiebung der Nulllinie nach unten und Darstellung nur einer Strömungsrichtung kann der korrekte Messbereich verdoppelt werden (Abb. 1.9).

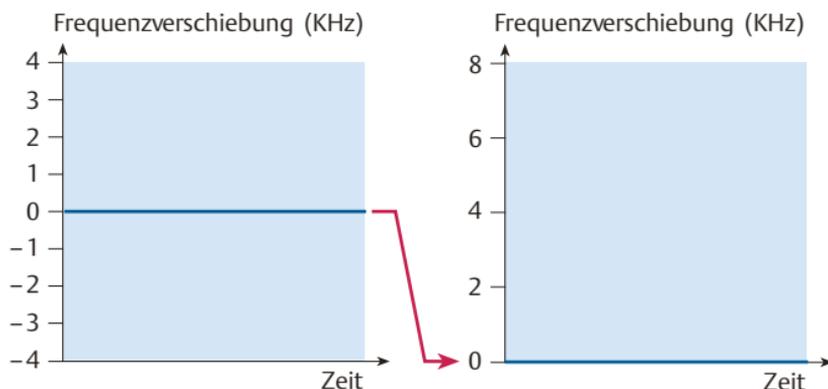


Abb. 1.9 • Darstellung der Monitorskala. Verdopplung des Messbereichs des PW-Dopplers in der einen Richtung durch Verzicht auf Strömungsdarstellung in der Gegenrichtung

► **Alias-Phänomen** (Abb. 1.10):

- Geschwindigkeiten bzw. Frequenzverschiebungen, welche die Nyquist-Grenze überschreiten, werden bei der Darstellung abgeschnitten und erscheinen in der entgegengesetzten Strömungsrichtung. Dieses Phänomen wird auch als Alias-Effekt bezeichnet.
- Der Alias-Effekt ist dadurch gekennzeichnet, dass die Basis des abgeschnittenen Teils der Strömungsinformation immer an der größtmöglichen Frequenzverschiebung der Gegenrichtung angesetzt wird. Eine hohe Eindringtiefe ist infolge der geringen Pulsrepetitionsfrequenz mit einer niedrigen Nyquist-Grenze verbunden.
- Bei einer Arbeitsfrequenz des PW-Dopplers von 4 MHz beträgt z. B. bei Signalableitung aus 6 cm Tiefe die Pulsrepetitionsfrequenz 8 300/s und somit die maximale, korrekt darstellbare Frequenzverschiebung bei symmetrischer Skalierung $\pm 4,15$ KHz. Befindet sich das Sample volume dagegen in 8,5 cm Tiefe, so erniedrigt sich die Pulsrepetitionsfrequenz auf 6 200/s und die maximale, ohne Alias-Phänomen darstellbare Frequenzverschiebung auf $\pm 3,1$ KHz.

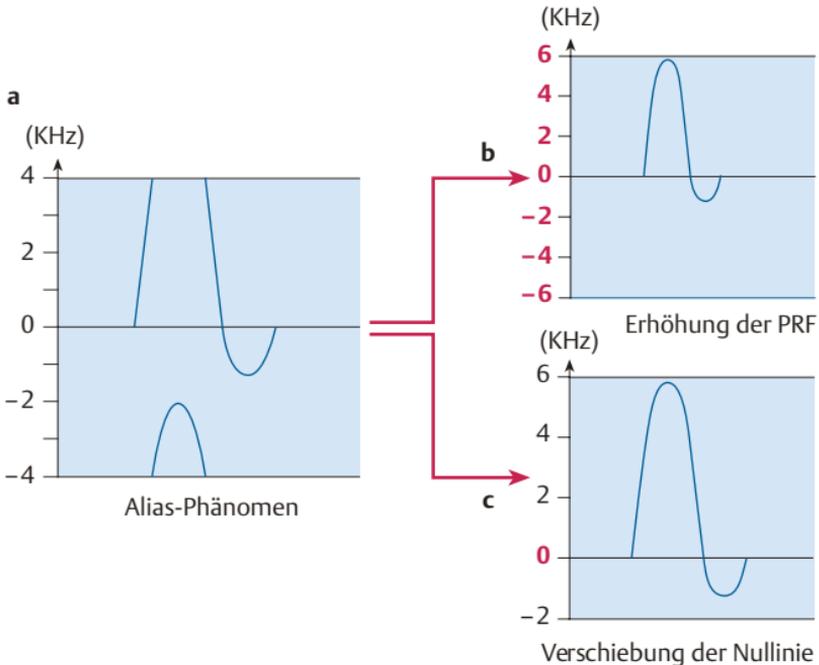


Abb. 1.10 • a und b: Schematische Darstellung des Alias-Phänomens. a) Bei symmetrischer Position der Nulllinie reicht der gewählte darstellbare Bereich nicht aus, um die maximale systolische Frequenzverschiebung korrekt darzustellen; b) Entweder wird der Umfang der darstellbaren Frequenzverschiebung vergrößert durch Anhebung der Pulsrepetitionsfrequenz (abhängig von der Position des Sample volumes); c) Kann die Pulsrepetitionsfrequenz nicht mehr gesteigert werden, besteht immer noch die Möglichkeit der Nulllinienverschiebung mit verbesserter Darstellung in einer Strömungsrichtung

► **Farbdoppler:**

- Durch simultane Ansteuerung mehrerer Sample volumes auf benachbarten Ultraschall-Linien kann die Strömungsinformation flächenhaft dargestellt werden.
- Die Farbkodierung erlaubt eine Aussage über Strömungsrichtung, die mittlere Frequenzverschiebung bzw. die mittlere „Geschwindigkeit“, sowie die Varianz (s. u.).

1.3 Dopplersonografie

- Üblicherweise wird Strömung, die sich auf den Schallkopf zu bewegt, rot, Strömung in der Gegenrichtung blau kodiert. Je höher die mittlere Frequenzverschiebung, desto heller ist der zugeordnete Farbton. Häufig erfolgt eine Beimischung von Gelbtönen, sodass im Rotbereich hohe Geschwindigkeiten orange zur Darstellung kommen und im Blaubereich türkisfarben erscheinen.
- Pro Farb-Sample volume werden je nach Größe des Farbsektors 5 – 15 Einzelanalysen durchgeführt. Dem Mittelwert der Frequenzverschiebungen wird die entsprechende Farbkodierung zugeordnet.
- Die Analyse der Dopplersignale kann bei flächenhafter Verteilung der Messvolumina nicht nach dem Prinzip der Fast Fourier Transformation (S.25) durchgeführt werden, da eine zu schlechte Frequenzauflösung die Folge wäre.
- **Strömungsanalyse im Farbdoppler:** Sie erfolgt entweder nach der Autokorrelationsmethode oder dem Time Domain Processing.
 - **Autokorrelationsmethode (Kasai, 1985):** Sie setzt eine Demodulation des aus dem Gewebe empfangenen Ultraschallsignals voraus (Trennung des niederfrequenten Dopplersignals [KHz-Bereich] von der hochfrequenten Trägerfrequenz des Ultraschallgerätes [MHz-Bereich]). Um eine Detektion der Strömungsrichtung zu gewährleisten, muss die Signalaufarbeitung nach dem Prinzip der sog. Quadraturdemodulation erfolgen. Vor der Analog/Digital-Wandlung passiert das Signal einen Tiefpass-Filter, der das Dopplersignal vollständig von Frequenzen im MHz-Bereich trennt. Anschließend erfolgt die Bestimmung der Frequenzverschiebung über einen Phasenvergleich unmittelbar aufeinander folgender Echoimpulse (Autokorrelation).
 - **Time Domain Processing (Bonnetfous, 1986):** Das Time Domain Processing verwendet nicht die Frequenzverschiebung des empfangenen Signals gegenüber dem Sendeimpuls. Die empfangenen, hochfrequenten, unmittelbar aufeinanderfolgenden Ultraschallsignale werden verglichen. Die zeitliche Verschiebung charakteristischer Signalveränderungen (verursacht durch Erythrozytenbewegung) ermöglicht eine Aussage über die Strömungsgeschwindigkeit ohne vorherige Isolierung des „reinen“ Dopplersignals. Die empfangenen Ultraschallsignale im MHz-Bereich werden unmittelbar digitalisiert. Eine vorherige Demodulation des Signals ist nicht erforderlich.
- **Geschwindigkeitsangaben im Farbdoppler:** Eine individuelle Winkelkorrektur für jedes einzelne Farb-Messvolumen kann nicht erfolgen, daher ist über die Farbzurordnung eine exakte Geschwindigkeitsbestimmung nicht möglich. Die von vielen Herstellern anstelle der Kilohertz-Angabe gewählte Einteilung des Farbbalkens in cm/s entspricht einer virtuellen Geschwindigkeitsangabe. Die Werte sind mit den mittels PW-Doppler und Winkelkorrektur exakt ermittelten Strömungsgeschwindigkeiten nicht vergleichbar.
- **Varianz:** Sie ist das Quadrat der Standardabweichung der Einzelmessungen pro Sample volume. Sie ist gering bei laminarer, hoch bei turbulenter Strömung. Wird sie zusätzlich zur Strömungsrichtung angegeben, sollte dies in einer Farbe erfolgen, die noch nicht zur Richtungskodierung verwendet wird, z. B. Grün.
- **Alias-Phänomen (Abb. 1.11):** Da der Farbdoppler zur Gewährleistung einer räumlichen Zuordnung nach dem gepulsten Dopplerprinzip arbeitet, ist auch er dem Alias-Phänomen unterworfen. Bei Überschreiten der maximal möglichen Frequenzverschiebung in einer Richtung kommt es zum Umschlag in den hellsten Farbton der Gegenrichtung, beispielsweise von orangegelb nach türkisblau. Durch dieses Charakteristikum des Farbüberganges kann das Farbalias-Phänomen von tatsächlich nebeneinander bestehenden ante- und retrograden Strömungskomponenten (z. B. im Karotisbulbus) unterschieden werden.

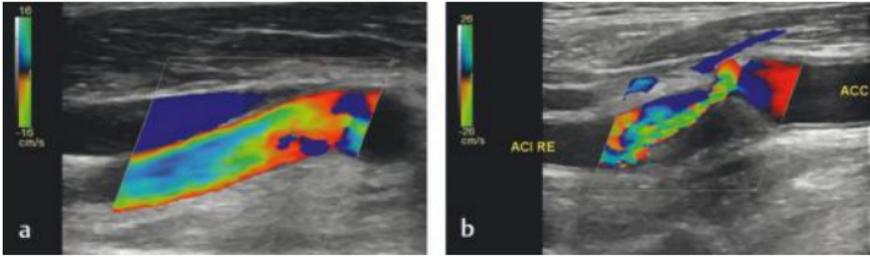


Abb. 1.11 • a und b: Faralias-Phänomen.

- a) In regelrechter A. carotis interna bei falsch-niedrig eingestellter PRF bzw. falsch-niedrigem Geschwindigkeitsbereich;
 b) Faralias in einer Stenose bei korrekter PRF

► Power-Doppler:

- Synonym: Leistungsabhängige Strömungsdarstellung, „Angio-Mode“.
- *Prinzip:* Im Gegensatz zum Farbdoppler ist beim Power-Doppler nicht die jeweilige Frequenz- bzw. Phasenverschiebung die Grundlage für die Farbzuoordnung, sondern die Energie des nach Reflexion und Streuung empfangenen Frequenzspektrums.
- *Farbkodierung:* Zur flächenhaften Strömungsdarstellung wird nur eine einzige Farbe benötigt, da weder eine Richtungsdiskriminierung noch eine Aussage über die Frequenzverschiebung bzw. die „Geschwindigkeit“ erfolgt. Signale mit niedriger Amplitude werden in einem dunklen, Signale mit hoher Amplitude in einem hellen Farbton wiedergegeben (Abb. 1.12).

reflektierte Energie

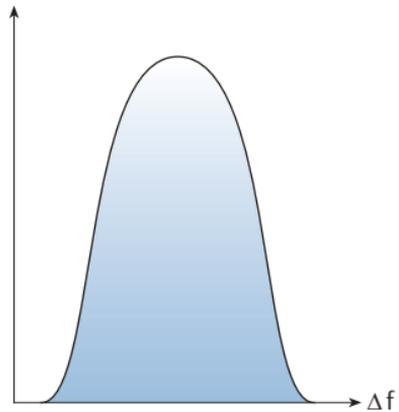


Abb. 1.12 • Power-Doppler/Strömungsdarstellung. Bei der leistungsabhängigen Strömungsdarstellung erfolgt die Farbzuoordnung in Abhängigkeit vom Energiegehalt des empfangenen Dopplersignals. Anteile mit hohem Energiegehalt werden in hellen, solche mit niedrigem Energiegehalt in dunklen Farbtönen dargestellt. Die Frequenzverschiebung und somit die Geschwindigkeit findet keine Berücksichtigung

- *Alias-Phänomene* treten beim Powerdoppler nicht auf!
 - *Anwendungsgebiete:* Die Strömungsdarstellung im Power-Mode ist weniger winkelabhängig und besonders zur Darstellung langsamer Strömungen sowie kleiner Gefäße geeignet Abb. 1.13. Zum Nachweis und zur Quantifizierung von Stenosen ist der konventionelle Farbdoppler in Verbindung mit der Frequenzanalyse dem Power-Doppler überlegen.
- **Harmonic Imaging** (S. 16).

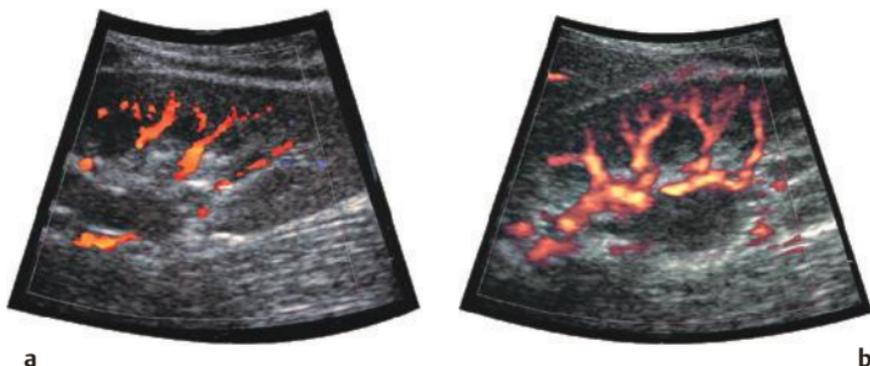


Abb. 1.13 • Perfusion des Nierenparenchyms. a) Konventionelle, geschwindigkeitsabhängige Darstellung; b) Leistungsabhängige Darstellung: Aufzweigung der Interlobärarterien deutlicher sichtbar. Im Vergleich zu a nahezu unterbrechungsfreie Darstellung des Arterienverlaufes. Eine Aussage über die Strömungsrichtung ist jedoch nicht möglich

Verarbeitung des Dopplersignals

► Analogkurve:

- Die Analogkurve (Abb. 1.14) ist die einfachste Möglichkeit der Darstellung eines Dopplersignals. Sie stellt nur einen schmalen Ausschnitt aus der gesamten Frequenzinformation dar und kommt bei einfachen direktionalen Dopplergeräten zur Anwendung.
- Ein so genannter Nulldurchgangszähler (zero-crosser) ermittelt aus dem Dopplersignal die am häufigsten vorkommende Frequenz. Diese wird als *Modal-Frequenz* bezeichnet und liegt nahe beim arithmetischen Mittelwert aller gemessenen Frequenzen, ist aber nicht mit ihm identisch. Durch Verbindung der in konsekutiver Folge bestimmten Modalwerte entsteht die Analogkurve.
- Die Analogkurve kann auf zwei verschiedene Arten wiedergegeben werden:
 - *Einkanal-Technik*: Hier wird zu jedem Zeitpunkt aus dem gesamten Spektrum ein einziger Modalwert errechnet. Die Werte werden zu einem durchgehenden Kurvenzug verbunden, einer sog. *Summenkurve*.
 - *Zweikanal-Technik* (synonym Outphaser-Technik): Hier wird der Modalwert für beide Strömungsrichtungen getrennt ermittelt. Es wird ober- und unterhalb der Nulllinie jeweils eine Kurve aufgezeichnet. Daher können ante- und retrograde Strömungskomponenten simultan dargestellt werden (z. B. im Bereich von Stenosen). Bei Registrierung des Strömungssignals einer peripheren Arterie in Zweikanal-Technik erscheinen die Kurven am Nulldurchgang versetzt, da zum Zeitpunkt der Richtungsumkehr kurzfristig ante- und retrograde Strömungsanteile nebeneinander vorliegen.
- Die Analogkurve erlaubt anhand ihrer Beziehung zur Nulllinie eine Aussage über die Strömungsrichtung, jedoch nicht über die tatsächlich bestehenden maximalen und minimalen Frequenzverschiebungen.
- Die Bestimmung der Strömungsgeschwindigkeit anhand der Analogkurve ist bei Untersuchung mit der Stiftsonde nicht möglich, da der Winkel zwischen Sonde und Gefäß unbekannt ist.

► Frequenzspektrum:

- CW- und PW-Dopplersignale können einer Frequenzanalyse zugeführt werden. Im Gegensatz zur Analogkurve gibt das Frequenzspektrum die *gesamte* Strömungsinformation wieder. Entsprechend ihrer Häufigkeit werden die Frequenzen bei der Darstellung im Spektrum in verschiedenen Graustufen wiedergegeben. Die Spektrumanalyse ist im Nachweis gestörter Strömungen wesentlich

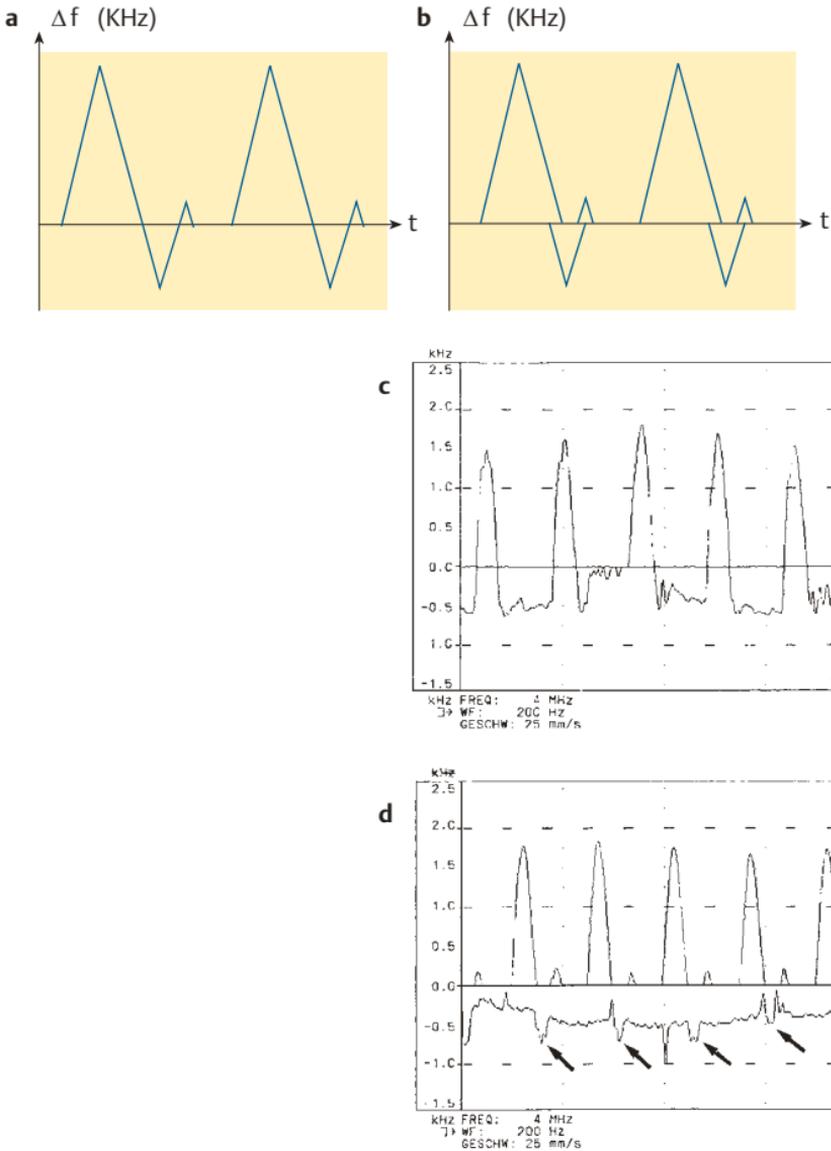


Abb. 1.14 • a – d Darstellungsmöglichkeiten der Analogkurve. a) Einkanaltechnik (Summenkurve); b) Zweikanaltechnik (Outphaser-Technik); c) Analogkurve, Einkanaltechnik. Durch die venösen Signalanteile wird die arterielle Strömungskurve unter die Nulllinie gezogen; d) Analogkurve, Zweikanaltechnik. Oberhalb der Linie Darstellung von Strömungskomponenten, die sich auf die Sonde zu bewegen. Kleine Zacke: Antegrade Strömung in der mittleren Diastole bei triphasischem arteriellem Signal. Unterhalb der Nulllinie Darstellung der venösen Strömung sowie des frühdiastolischen arteriellen Rückstromanteils (Pfeile)

sensitiver als die Analogkurve. Es gibt die Möglichkeit der Darstellung als Frequenz-Zeit-Spektrum oder als Frequenz-Intensitäts-Spektrum. Duplexergeräte verarbeiten das Dopplersignal ausnahmslos mit der Frequenzanalyse.

- **Fast Fourier Transformation (FFT, Synonym = schnelle Fourier-Transformation):** Rechenmethode für die Frequenzanalyse, numerischer Algorithmus zur Ermitt-

1.3 Dopplersonografie

lung der Frequenzkomponenten eines Dopplersignals sowie zur Berechnung der Amplitude der Einzelkomponenten.

- **Frequenz-Zeit-Spektrum** (Abb. 1.15):
 - Das vom Schallwandler empfangene Frequenzgemisch wird durch Anwendung der Fast Fourier Transformation in seine Einzelkomponenten zerlegt und sämtliche Dopplerfrequenzverschiebungen werden im zeitlichen Verlauf aufgetragen. Antegrade und retrograde Komponenten der Strömung können simultan dargestellt werden.
 - Anwendung: Für die klinisch-angiologische Diagnostik von zentraler Bedeutung. Aus der höchsten Frequenzverschiebung kann nach Winkelkorrektur zu beliebigen Zeitpunkten die jeweilige Maximalgeschwindigkeit (V_{\max}), die mittlere Geschwindigkeit (V_{mean}) sowie die Breite des Frequenzbandes bestimmt werden. Wird keine Geschwindigkeit berechnet oder ohne Winkelkorrektur gearbeitet, muss die Dopplerfrequenzverschiebung in KHz angegeben werden. Zur Interpretation der Messwerte ist dann jedoch die zusätzliche Angabe der Ultraschall-Arbeitsfrequenz in MHz erforderlich.
- **Frequenz-Intensitäts-Spektrum** (Synonym: Frequenz-Dichte-Spektrum, Power-Spektrum, Abb. 1.15):
 - Das Frequenz-Intensitäts-Spektrum gibt die Häufigkeitsverteilung der einzelnen Frequenzverschiebungen zu einem definierten Zeitpunkt wieder. Aus dem Intensitäts-Spektrum ist die Breite des Frequenzbandes direkt ersichtlich.
 - Anwendung: Für die klinische Diagnostik ohne Bedeutung.

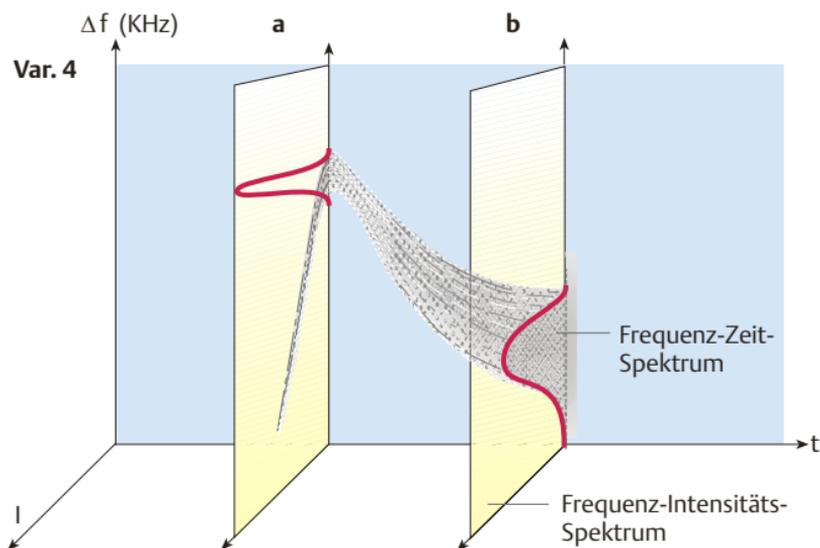


Abb. 1.15 • a und b Frequenz-Zeit- und Frequenz-Intensitäts-Spektrum. Normalbefund. Die Punktwolke des Frequenz-Zeit-Spektrums liegt in der Bildebene, die Frequenz-Intensitäts-Spektren (blau) stehen senkrecht darauf. a) Systolisch sehr schmales Frequenzband; b) Diastolisch deutliche Verbreiterung mit entsprechend breitbasiger Darstellung der Frequenz-Intensitäts-Verteilung (rote Kurve)

1.4 Duplexsonografie

Konventionelle Duplexsonografie, Schwarzweiß-Duplex

- ▶ **Prinzip:** Das konventionelle Duplexverfahren ist eine Kombination von zweidimensionalem Schnittbild und einem Doppler-Verfahren zur gezielten Ableitung von Strömungssignalen. Die Strömungssignale werden als Frequenzspektrum wiedergegeben. Aus dem Spektrum können Maximal-, Minimal- und Mittelwertskurven errechnet werden.
- ▶ **Dopplerverfahren:** In der Regel kommt wegen des Vorteils der Tiefenselektivität ein PW-Doppler zum Einsatz. Zum Nachweis hoher Geschwindigkeiten in großer Tiefe (z. B. Nierenarterienstenose) kann ein zusätzlicher CW-Doppler hilfreich sein.
- ▶ **Geschwindigkeitsberechnung:** Da der Winkel zwischen Gefäßachse und Dopplermesstrahl im zweidimensionalen Schnittbild bestimmt werden kann, ist prinzipiell die korrekte Umrechnung jeder Frequenzverschiebung in die entsprechende Strömungsgeschwindigkeit möglich.
- ▶ **Durchführungshinweise:** Es ist wichtig, dass bereits die primäre Dopplerinformation unter günstigen Bedingungen gewonnen wird. Der Winkel zwischen Dopplermesstrahl und Gefäßachse sollte 60° nicht überschreiten. Bei elektronischen Schallköpfen ist diese Bedingung in der Regel durch Angulierung des Schallstrahls leicht zu erfüllen. Bei mechanischen Schallköpfen hingegen hat der Schallstrahl seinen Ursprung im Zentrum des Sektors. Bei horizontal im Bild verlaufendem Gefäß muss zur Gewährleistung eines günstigen Winkels der Messstrahl ganz am Rand des Schallsektors positioniert werden. Eine weitere Möglichkeit besteht im Kippen des Schallkopfes, wodurch ein schräger Verlauf des Gefäßes im Schallfeld erzielt werden kann (Abb. 1.16).

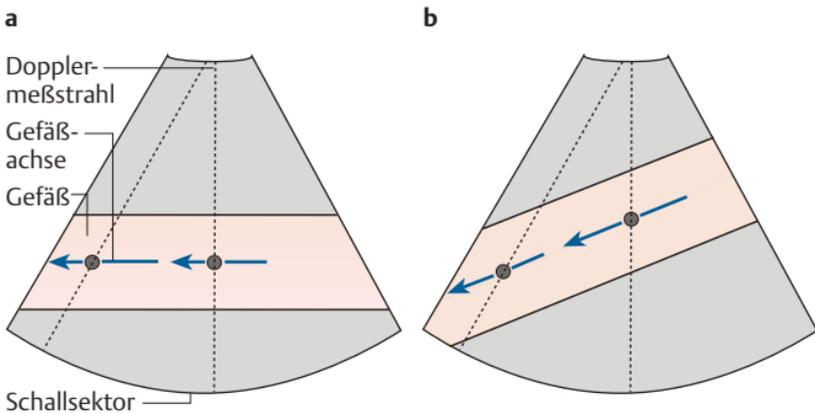


Abb. 1.16 • a und b

Ableitung von Strömungssignalen bei mechanischem Schallkopf.

- a) Horizontaler Gefäßverlauf, nur am Rand des Schallfeldes besteht ein akzeptabler Winkel zwischen Gefäßachse und Dopplermesstrahl; b) Schräger Verlauf des Gefäßes im Schallfeld, auch im Zentrum des Schallfeldes gelingt die Ableitung diagnostisch verwertbarer Strömungssignale

Farbduplexsonografie

- ▶ **Prinzip:** Kombination von zweidimensionalem Schnittbild und flächenhafter, farbkodierter Darstellung der Strömungsinformation.
- ▶ **Dopplerverfahren:** PW-Doppler mit multiplen Sample volumes. Darstellung der Strömungsinformation hinsichtlich Richtung und Geschwindigkeit durch konventionellen Farbdoppler (S.27) oder hinsichtlich der Energie des reflektierten Signals durch Power-Doppler (S.23).